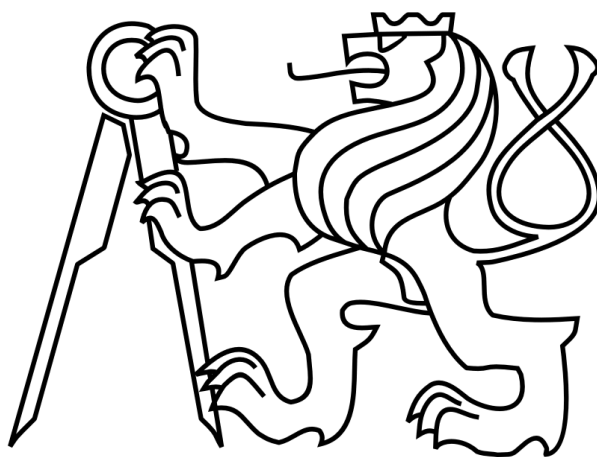


ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

Fakulta elektrotechnická

Katedra mikroelektroniky



Diplomová práce

**Oční maska s elektroluminiscenční folií pro fotodynamickou oční
retinopatii**

2016

Diplomant:

Bc. David Matiašek

Vedoucí práce:

Ing. Vladimír Janiček, Ph.D.

Čestné prohlášení autora

Prohlašuji, že jsem svou diplomovou práci vypracoval samostatně a použil jsem pouze podklady (literaturu, projekty, SW atd.) uvedené v příloženém seznamu.

Nemám závažný důvod proti použití tohoto školního díla ve smyslu § 60 Zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon).

V Praze dne

.....

Podpis

Poděkování

Tímto bych rád poděkoval vedoucímu práce panu Ing. Vladimíru Janíčkovi Ph.D. za pomoc s realizací práce, cenné rady a připomínky.

České vysoké učení technické v Praze
Fakulta elektrotechnická

katedra mikroelektroniky

ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

Student: **Bc. MATIÁŠEK David**

Studijní program: Komunikace, multimédia a elektronika
Obor: Elektronika

Název tématu: **Oční maska s elektroluminiscenční fólií pro fotodynamickou oční terapii**

Pokyny pro vypracování:

- 1) Na základu klinické studie o nových terapeutických možnostech léčby chronického diabetického makulárního edému pomoci prevence adaptace na tmu navrhnete způsoby realizace zařízení umožňujícího realizovat uvedené terapeutické postupy.
- 2) Vytvořte koncept elektronické terapeutické oční masky využívající elektroluminiscenční panely.
- 3) Zhotovte prototyp použitelný v reálném prostředí a otestujte jeho vlastnosti.

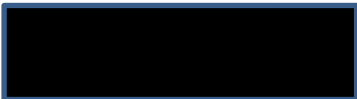
Seznam odborné literatury:


- 1) Klientská studie "Nové terapeutické možnosti léčby chronického diabetického makulárního edému pomoci prevence adaptace na tmu", č.KHZP/2013/001/Mv.
- 2) Bartoš, V., Pelikánová, T., Sosna T. a kol.- Praktická diabetologie. 3. vyd. Praha: Maxdorf 2003, ISBN 80-85912-69-4
- 3) Kuchyňka P. a kol.- Oční lékařství, 2007, ISBN 978-80-247-1163-8

Vedoucí: **Ing. Vladimír Janíček, Ph.D.**

Platnost zadání: 9. 9. 2017




prof. Ing. Miroslav Husák, CSc.
vedoucí katedry


prof. Ing. Pavel Ripka, CSc.
děkan

V Praze dne 11. 2. 2016

Abstrakt

Tato práce se zabývá konstrukcí elektronické terapeutické oční masky. Zařízení jako zdroj světla využívá dvě elektroluminiscenční fólie. Podkladem pro konstrukci zařízení je klinická studie o nových terapeutických možnostech léčby chronického diabetického makulárního edému pomocí prevence adaptace na tmu. V řešení byl použit aktuální řada mikrokontrolérů firmy STMicroelectronics, konkrétně STM32L053R8T6 a řídicí obvod pro elektroluminiscenční fólie MAX14514. Vytvořené konstrukční řešení poskytuje plnou funkčnost a do prodejní verze je pouze třeba upravit tvar desky plošných spojů. Výsledkem práce je ukázka autora, že je na základě požadavků firmy schopen navrhnout požadované zařízení. Toto zařízení vychází z lékařské studie a je zkonstruované do podoby, kdy jsou již třeba jen minimální úpravy před finálním prodejem.

Abstract

This thesis is about construction of electronic therapeutic eye mask. Like a light source device is using two electroluminescent thin films. Construction of device is based on the clinic study about new therapeutic possibilities of treating chronic diabetic macular edema by preventing adaptation to darkness. In solution was used actual microcontroller series from STMicroelectronics Company. Concretely is used STM32L053R8T6 and electroluminescent driver is MAX14514. Created designed provides full functionality and retail version only need little modification in board shape of PCB. The result is a demonstration of author he is able to design device based on company's requirements and clinic study.

Seznam použitých zkratk a symbolů

ACK	Acknowledge
A/D	Analogový Digitální převodník
CISC	Complex Instruction Set Computer
D/A	Digitální Analogový převodník
DDC	Display Data Channel
DM	Diabetes Mellitus
DME	Diabetický Makulární Edém
DPS.....	Deska plošných spojů
DR	Diabetická Retinopatie
ECMA	European Computer Manufacturers Association
EL	Elektroluminiscence
GLONASS	Globalnaja navigacionnaja sputnikovaja systém
GPS.....	Globální polohovací systém
HDD	Harddisk
I2C.....	Inter Intergrated Circuit
IC	Integrated Circuit – integrovaný obvod
ILM.....	Inner Limmiting Membrane
INT	Interrupt – přerušení
ITO	Indium Tin Oxide
LADA.....	Laten Autoimmune Diabetes ind Adult
LED	Light-Emitting Diode
MCU.....	Micro Controler Unit
NDEF	NFC Data Exchange Format
NFC	Near Field Communication
OCT.....	Oční Koherentní Tomograf
OS.....	Operační systém
PC	Personal Computer
PG.....	Power Good
RISC	Reduced Instruction Set Computing
RPE.....	Retinal Pigmented Epithelium
RTC	Real Time Clock – hodiny reálného času

RTTC..... Real-Time Clock and Calendar

SPI..... Serial Peripheral Interface - sériová periferní sběrnice

SWO Serial Wire Output

USART..... Universal Synchronous Asynchronous Receiver Transmitter

USB Universal Serial Bus

TWI Two Wire Interface

Obsah

1	Úvod.....	1
2	Diabetes mellitus.....	1
	Diabetes mellitus 1. typu.....	2
2.1	2
2.2	Diabetes mellitus 2. typu.....	3
2.3	Diabetes mellitus a Česká republika.....	3
3	Diabetická Retinopatie.....	4
4	Způsoby léčby diabetické retinopatie a diabetického makulárního edému.....	7
4.1	Laserová léčba - Laserová foto koagulace LFK.....	7
4.2	Fotodynamická terapie.....	8
5	Nové terapeutické možnosti léčby chronického diabetického makulárního edému pomocí prevence adaptace na tmu.....	9
5.1	Klinický projekt.....	9
5.2	Výsledky klinického projektu.....	9
5.3	Diskuze ke klinické studii.....	13
6	Elektronická oční maska.....	13
6.1	Elektroluminiscenční fólie.....	14
6.2	EL-Driver.....	16
6.3	MCU.....	16
6.4	Správa napájení.....	16
6.5	Teplotní senzor.....	17
6.6	Komunikační modul.....	17
7	Sběrnice I ² C.....	17
7.1	Vodiče sběrnice I ² C.....	18
7.2	Komunikace na sběrnici I ² C.....	18
7.3	Adresování zařízení na sběrnici.....	19
7.4	Přenosové rychlosti sběrnice I ² C.....	20
8	Elektrické teploměry.....	21
9	Základy mikrokontrolérů.....	22
10	Správa napájení.....	25
10.1	DC-DC měniče.....	26
10.2	Zvyšující měnič napětí (Boost Converter).....	27

10.3	Snižující měnič napětí (Buck Converter).....	28
10.4	Buck-Boost Converter	28
11	Akcelerometr.....	29
11.1	Kapacitní akcelerometr	29
12	NFC	32
12.1	Historie NFC.....	32
12.2	NFC a technické specifikace.....	33
12.3	Rozdělení NFC zařízení	33
12.4	Režimy přenosu	34
12.5	NFC Tagy.....	36
13	Výběr součástek	37
13.1	Výběr mikrokontroléru	37
13.2	Výběr teploměru	38
13.3	Výběr správce napájení.....	38
13.4	Výběr řídicího obvodu pro elektroluminiscenční fólii.....	41
13.5	Výběr komunikačního obvodu.....	42
13.6	Výběr akcelerometru.....	43
14	Konstrukce zařízení.....	43
14.1	Řídicí část.....	44
14.2	Senzorová část	45
14.3	Řízení elektroluminiscenční fólie	45
14.4	Komunikační část.....	48
14.5	Energetická část	48
15	Návrh desky plošných spojů	49
15.1	Přílohy týkající se desky plošných spojů:	51
16	Oživení zařízení.....	51
17	Firmware pro senzor.....	51
17.1	STM32Cube Embedded Software	52
17.2	Firmware	53
18	Měření zhotoveného zařízení	54
19	Ekonomický rozbor zařízení	57
20	Závěr.....	59
21	Seznam použité literatury a zdrojů:.....	61

22	Seznam obrázků	64
23	Seznam tabulek	65
24	Přílohy	65
24.1	Příloha A – Schéma zapojení	65
24.2	Příloha B – Motivy desky plošných spojů	69
24.3	Příloha C – Osazovací plán	70
24.4	Příloha D – 3D pohled na DPS osazenou součástkami.....	70
24.5	Příloha E – Fotodokumentace výrobku.....	71

1 Úvod

Elektronické lékařské přístroje a pomůcky se vyrábějí již desítky let a dostávají se čím dál tím více i do oblastí, které by laická veřejnost neočekávala. Dále také nahrazují „klasické léčebné metody“ novými metodami, které lze označit alternativními. Jednou z takových oblastí je léčba diabetické retinopatie. Dostalo se mi oslovení na vývoj zařízení pro léčbu této nemoci. Popis nemoci a způsobu léčby je v následujících kapitolách. Velkým faktorem pro výběr tohoto projektu byl fakt, že zařízení bude sloužit lidem a pomáhat jim s léčbou pro ně šetrnější cestou, než je například vpichování jehel do sítnice skrze oční bulvu. Diplomová práce se opírá o lékařskou studii, která popisuje využití světla a průběh léčby. Použité elektronické součástky a další k nim potřebné informace jsou popsány v jednotlivých kapitolách, kde se jim věnuji s patřičnou náležitostí. Z procesorů se ve vyrobeném zařízení nachází procesor firmy ST, konkrétně jde o STM32L053R8T6. Tento typ jsem do diplomové práce zakomponoval z důvodu, abych se naučil o procesorech firmy ST, které jsou velice prodávány na trhu, a tím zvýšil svoji konkurenceschopnost na trhu práce. Problematika spojená s procesorem je rozebrána v následujících kapitolách diplomové práce.

2 Diabetes mellitus

Jedná se o chronické onemocnění s vysokou morbiditou (počtem nemocných ku počtu zdravých jedinců) a úmrtností. Diabetes mellitus zahrnuje heterogenní skupinu chronických metabolických chorob, jejichž základním projevem je hyperglykemie. Hyperglykemie je stav, kdy má jedinec zvýšenou glykémii nad normu, která bývá u zdravých osob na lačno v rozmezí 3,5 až 5,5 (mmol/l). Ta vzniká v důsledku nedostatku inzulínu, jeho nedotčeného účinku na organismus nebo v důsledku působení obou dvou faktorů zároveň. Důsledek nedostatku inzulínu vede k narušení transportu glukózy z krve do buňky buněčnou membránou, což vede k hyperglykémii a nedostatku glukózy intracelulárně – uvnitř buňky. Při nedostatečném využití glukózy buňkami se organismus poohlédne po jiném zdroji energie. Dochází ke stimulaci glukoneogeneze a glykogenolýzy. Dále se zvyšuje lipolytické štěpení triacylglycerolů na mastné kyseliny a glycerol v adipocytech. Odbouráváním mastných kyselin β -oxidací (proces, při němž

dochází k postupné oxidaci mastných kyselin až na acetyl-CoA, je zdrojem energie u savců především pro srdce a játra) vzniká nadbytečný acetyl-CoA, z něhož vznikají v játrech ketolátky (acetacetát, 3-hydroxybutyrát, aceton). Acetacetát může v těle diabetika sloužit jako zdroj energie pro práci svalů a mozku, a to namísto jinak standardně využívané glukózy. Pokud tvorba ketolátek překročí mez využití periferními tkáněmi, nastává ketoacidóza (nekontrolovaná forma ketózy, která je normální reakcí na dlouhé hladovění, v těle podstatně klesá pH krve a může vést až k úmrtí jedince), tyto látky se vylučují močí. Další problém nastává v tom, že do moči se dostává nadbytek glukózy a to vede ke glukosurii. Jak glukóza, tak i ketolátky jsou osmoticky aktivní, což znamená, že s sebou do moči strhávají nezanedbatelné množství vody a pacientovi se dostávají typické příznaky diabetu mellitu, tedy žízeň, časté močení, nechutenství a úbytek hmotnosti. Chronická hyperglykemie je spojená s porušenou funkcí řady orgánů, zvláště ledvin, očí, nervového a cévního systému těla pacienta. [1] [2]

Rozdělení Diabetes mellitus

Termín Diabetes mellitus (DM) je nadřazen celé řadě chorob se společným znakem hyperglykemie. Současná klasifikace popisuje následující typy DM:

- Diabetes mellitus 1. typu
- Diabetes mellitus 2. typu
- Ostatní specifické typy DM
- Gestační diabetes mellitus

2.1 Diabetes mellitus 1. typu

Jedná se o cukrovku 1. typu. Příčinou je absolutní nedostatek inzulínu způsobený zánětem. Postihuje β -buňky a jejich zničení vede k deficitu inzulínu v těle pacienta. Tato nemoc může být podmíněna abnormální reakcí imunitního systému proti infekci. Tělo při infekci ničí cizí a změněné buňky, ale v tomto případě dochází k napadání β -buněk vlastní slinivky břišní. DM 1. typu se projeví ve chvíli, kdy je již zničeno cca 90 % buněk produkujících pro tělo nutný inzulín. Startovacím impulzem může být zpravidla větší fyzická či psychická zátěž, například infekce, trauma ale i těhotenství. Typicky vzniká v dětství anebo v dospívání. V některých případech je možný i pozdní vznik po třicátém roce života. Medicína ho pak označuje pojmem LADA (Laten Autoimmune Diabetes in Adult), jednodušeji řečeno pomalu probíhající cukrovka

dospělého jedince. V tomto případě onemocnění je nutné do těla pacienta dodávat inzulín injekčně, a to po zbytek života. Včasné zahájení léčby umožňuje zpomalit zánik β -buněk a prodloužit období, kdy je pacient ještě schopen využívat vlastní zbytkovou sekreci inzulínu.

Časté příznaky Diabetu Mellitu 1. typu:

- Váhový úbytek
- Velká žízeň
- Časté močení
- Únava

[1] [2] [3]

2.2 **Diabetes mellitus 2. typu**

Cukrovka 2. typu je komplexní metabolická porucha, při níž organismus není schopen zpracovávat glukózu jako za fyziologických podmínek v důsledku relativního nedostatku inzulínu. To znamená, že pacient má nedostatečnou citlivost tkání k účinkům inzulínu. Tělo za normálního provozu využívá k udržení vhodné hladiny glukózy v krvi inzulín. Při zvýšené glukóze tělo do krve vyplaví více inzulínu za účelem transportu glukózy do svalů apod. U DM typu 2 vážně uvolňování již vytvořeného inzulínu ze slinivky po stimulaci přijatou potravou. Tělo nejdříve uvolní nedostatečné množství inzulínu, které se slinivka následně snaží dokorigovat. V pozdějších stádiích však může dojít k vyčerpání β -buněk a vzniku absolutního nedostatku inzulínu. Základem léčby je v tomto případě důsledné dodržování diabetické diety. Dále značně prospěje zvýšení pohybové aktivity, jelikož snížení hmotnosti u obézních pacientů značně prospívá. Občas se podávají látky zlepšující uvolňování inzulínu, zvyšující citlivost tkání na inzulín anebo právě inzulín. [1] [2] [3]

2.3 **Diabetes mellitus a Česká republika**

V západních společnostech je v posledním desetiletí zaznamenán výrazný nárůst tohoto onemocnění. Podle statistických dat publikovaných Ústavem zdravotnických informací se v roce 1992 s touto nemocí léčilo 4,9 % pacientů v ČR. V následujících letech tento trend stoupal a v roce 2012 se počet pacientů zvedl na 8 %. Podle odhadů

provedených na základě statistických údajů Ústavu zdravotnických informací a statistiky ČR není daleko doba, kdy tímto onemocněním bude postižen každý desátý občan České republiky, a to bez ohledu na věk. U vyšších věkových kategorií lze odhadovat, že toto onemocnění bude ještě častější než u mladších jedinců. [3] [4]



Obrázek č. 1 – Statistické údaje o počtu diabetiků v ČR [3]

3 Diabetická Retinopatie

Jedná se o patologické změny sítnice oka pacienta a jejích cév. Toto onemocnění patří k nejzávažnějším komplikacím diabetu, jelikož může vést až ke kompletní slepotě pacienta. Ztráta zraku je pro nemocného člověka další velká rána do života. Nejhůře je na tom skupina mladých pacientů, u kterých dochází k velkým psychickým poruchám a těžkým depresivním stavům.

Diabetická retinopatie (dále DR) je nejčastější příčinou slepoty lidí produktivního věku ve vyspělých zemích. DR vzniká postižením kapilárního řečiště očního pozadí. Hlavní příčinou diabetické retinopatie je vysoká hladina glukózy v krvi, která způsobuje i mimo jiné poškození správné funkce cévních stěn. Céva funguje pro organismus

jako chytrý dodavatel i odběratel látek. Skrze cévy získává oko i jiné části těla životně důležité látky jako kyslík a živiny. Poté, co organismus (v tomto případě přímo oko) spotřebuje tyto látky, vyprodukuje se odpadní materiál, který je nutné odstranit. Zde se opět využije cév, kapilár apod., kdy se skrze cévní stěnu dostanou do krevního řečiště látky.

Pacient postižený DM má cévní stěny tvořené buňkami endotelu poškozené. Tyto buňky rozhodují o obousměrném průchodu látek skrze cévní stěnu. V případě diabetika se zvýší propustnost směrem ven z cévy a zvyšuje se možnost výskytu otoku, neboli diabetického makulárního edému DME. Ven z cév a kapilár procházejí i nežádoucí vysokomolekulární látky (jako jsou tuky), které se hromadí v sítnici. Jelikož neodchází díky nedostatečnému mechanismu zpět krevním řečištěm, dochází ke vzniku ostrůvků ztvrdlých hmot. Nemoc pokračuje tím, že kapilární řečiště se úplně uzavře. V tuto chvíli nastává situace, kdy je tkáň neprokrvená a nemůže získávat kyslík, živiny a další potřebné látky pro normální fungování, plus odevzdávat odpadní materiál.

Stav bez přísunu kyslíku se nazývá hypoxie. Sítnice je pro tyto situace vybavena schopností vyžádat generování nových kapilár pro rozvod krve. Problém nastává v tom, že nové kapiláry se netvoří v potřebných místech, ale například před sítnicí nebo ve sklivci. Jejich schopnost vyživovat postižená místa diabetickou retinopatií je nepodstatná. Taktéž nově vzniklé kapiláry nedosahují dobrých vlastností a praskají, což vede ke krvácení. Následkem tohoto krvácení, kterého přibývá, vzniká vazivo. Vzniklé vazivo způsobí následně mechanické odtržení sítnice. [4] [5] [6] [9]



Obrázek č. 2 – Normální vidění [35]



Obrázek č. 3 – Vidění člověka při postižení diabetickou retinopatií [35]

Rozdělení diabetické retinopatie:

- Neproliferativní diabetická retinopatie
- Proliferativní diabetická retinopatie

Neproliferativní diabetická retinopatie

Začínající stav, kdy ještě není pacient ohrožen. Lékaři tento rizikový stav sledují.

Proliferativní diabetická retinopatie

Jedná se o následující 2. stav, kdy se již tvoří na sítnici nebo na disku zrakového nervu nové cévy. Dále se vyskytuje krvácení, odchlípnutí sítnice a neovaskularizace na duhovce. Tento stav je již velmi nebezpečný.

Diabetický makulární edém

Diabetická makulopatie je další součástí nemoci DR, postihuje makulární oblast sítnice, kde vzniká diabetický makulární edém DME. Příčinou vzniku je opět poškození stěn kapilár způsobených DM. Pro pacienta je následek další ztráta zrakové ostrosti.

4 Způsoby léčby diabetické retinopatie a diabetického makulárního edému

Situace v minulosti nebyla pro pacienta nijak dobrá, jelikož lékaři pouze kontrolovali, jaký je stav nemocného. První naděje pro lidi postižené diabetickou retinopatií přišly koncem 70. let. V tomto období se objevily první lasery.

4.1 Laserová léčba - Laserová foto koagulace LFK

Oftalmologové upozorovali, že je-li sítnice zjizvená po úraze (poškozená), dochází k zastavení postupu diabetické retinopatie. Tohoto využil Meyer-Schwickerath, který začal postiženou sítnicí osvětlovat xenonovou výbojkou. S objevem laseru se přešlo na laserovou technologii, kdy se tenkým paprskem (zelenomodré světlo) zasáhne periférie sítnice. Střed se vynechává, jelikož v případě zásahu hlavního nervu by pacient přišel o zrak rovnou. Po zásahu laserem se v cévě vytvoří krevní sraženina a dojde tak ke zničení již tak poškozené cévy. Tímto se odstraní ten neprokrvený úsek, který je bez přísunu kyslíku. Eliminace zpomaleného průtoku krve umožní, aby se v dalších částech sítnice průtok krve navýšil. Dále se následkem tohoto zásahu přestane produkovat faktor, požadující tvorbu nežádoucích nových cév. LFK je nadále základním prvkem

léčby DR, ale slouží pouze jako prevenční léčba. Důvodem je fakt, že již ztracenou zrakovou ostrost nedokáže navrátit. [4] [5] [7] [9]

4.2 Fotodynamická terapie

Další studie se zaměřila na okysličení kapilár v sítnici, kdy se u člověka prokázalo, že k hypoxii dochází ještě před poklesem kapilár. Než dojde k prokazatelnému poškození cév, dochází u jedince k neúplné adaptaci na tmou, poklesu barvocitu (barevného vidění) a achromatického (černobílého) kontrastního vidění. Tyto pozorované změny musí být spojeny s hypoxií, jelikož je lze zvrátit dodáním kyslíku.

Závěrečná zpráva lékařské studie dále také uvádí, že vaskulární změny pozorované u retinálních cév se nevyskytují v mozku, a to i přesto, že obě tkáně mají z lékařského hlediska podobný původ. Z toho se dedukuje, že existuje zvláštnost sítnice oka, jež způsobuje diabetickou retinopatii. Sítnice oproti mozku obsahuje fotoreceptory, a toto může být právě hledaný specifický rozdíl. Tato pozorování a příčiny vedly k jiné teorii o patofyziologii diabetické retinopatie, kdy spotřeba kyslíku tyčinkami (pro černobílé vidění) ve vnější části sítnice oka ve tmě je mnohem větší. To má za následek snížení vnitřní tenze kyslíku v sítnici. V lékařské studii se pojednává o názoru, kde stoupající hypoxie při onemocnění diabetem způsobuje vyplavování cytokinů. Následkem této události dochází k poškození drobných retinálních cévek, a to pokračuje opětovným snížením lokálního prokrvení a zvýšením hypoxie.

Je známo, že pokud dojde k zamezení adaptace na tmou, sníží se rychlost postupu růstu diabetického makulárního edému DME, jelikož při adaptaci na tmou dochází v případě diabetika ke zvýšené hypoxii vnější vrstvy sítnice. Další předcházející klinické studie ukázaly, že u pacientů, jejichž stádium DR je v neproliferativní fázi a během spánku dochází skrze oční víčka k osvětlování nemocí postižené sítnice, dochází ke zlepšování stavu diabetické retinopatie i zrakových funkcí. Zvláště přínosem bylo zjištění, že nedochází k žádným škodlivým účinkům při léčbě. [4]

5 Nové terapeutické možnosti léčby chronického diabetického makulárního edému pomocí prevence adaptace na tmu

Využívá se způsobu léčby, viz pasáž Fotodynamická terapie, kdy pro ověření studie léčby DR a DME, byla využita oční maska společnosti Polyphotonix Medical. Jedná se o neinvazivní zdravotnický prostředek třídy IIa (pro domácí použití). Oční maska se používala při spánku, jelikož právě při spánku dochází v oku k největším patologickým změnám v důsledku nedostatku kyslíku – hypoxii. Tento stav nastává, protože se oko adaptuje na tmu a dochází k procesům, které byly již popsány výše. Pro léčení se používá studené zelené světlo vlnové délky 505 nm.

5.1 Klinický projekt

Projekt započal úvodní prohlídkou, pacienti se následně dostavili po 3 a 6 měsících na další vyšetření. Pro zlepšení dodržování léčebného režimu byli pacienti, jak uvádí lékařská zpráva, kontrolováni. Taktéž byla v průběhu projektu možnost hlásit jakékoliv potíže a problémy s maskami. Klinický projekt na ověření začleňoval 35 pacientů, z toho 67 očí. Počet pacientů s diabetem mellitus 1. typu byl 5, s 2. typem 30. Průměrný věk byl 62,9 let v rozmezí od 32 do 83 let. Důležitým údajem je taktéž průměrný počáteční glykovaný hemoglobin, který byl 65,79 mmol/mol, po ukončení (6 měsíců) se průměrná hodnota u pacientů snížila na 58,52 mmol/mol. U zdravého jedince je toto číslo menší jak 42mmol/mol, hraniční uspokojivá hodnota je <60 mmol/mol.[3] Tedy průměrný výsledek léčby po 6 měsících dosáhnul hodnoty nižší, než je toto hraniční uspokojivé číslo. Pacienti z klinického projektu byli již léčeni i pomocí jiných metod, například pomocí laserové foto koagulace LFK.

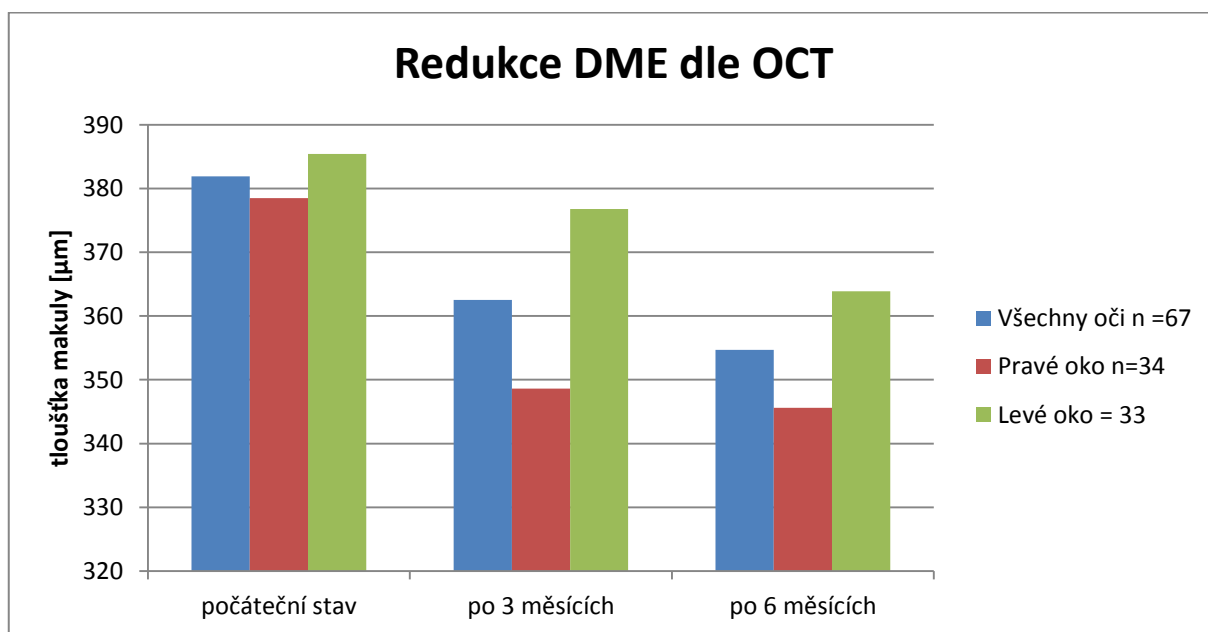
5.2 Výsledky klinického projektu

Jelikož jedním z hlavních cílů projektu bylo zmenšení DME, je potřeba uvést výchozí hodnoty. Průměrná tloušťka makuly byla 381,9 μm . Po první kontrole byla průměrná tloušťka menší o 19,4 μm a dosahovala již 362,5 μm . Ve studii se uvádí, že při další kontrole, která proběhla 6 měsíců po započetí klinického projektu, došlo k dalšímu zmenšení, celkové zmenšení za půl roku bylo 27,2 μm . Výsledná průměrná tloušťka makuly po 6 měsících léčby byla 354,7 μm .

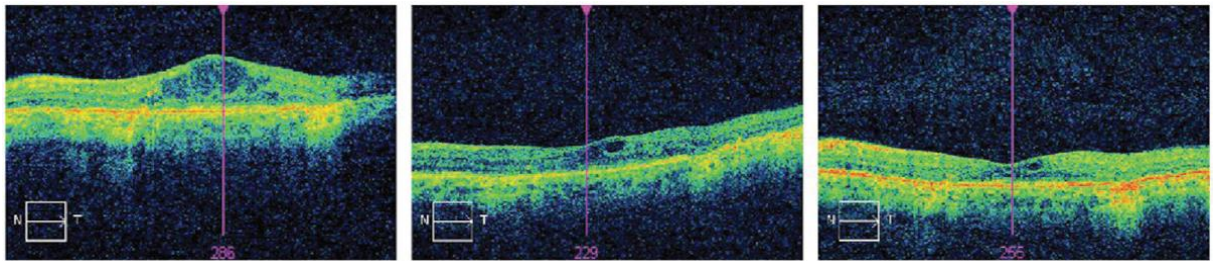
Tabulka č. 1 – Údaje o vývoji diabetického makulárního edému v průběhu léčby [4]

	Vstupní prohlídka	Po 3 měsících	Po 6 měsících
Průměrná tloušťka makuly [μm]	381,9	362,5	354,7
Průměrné zmenšení [μm]	-	19,4	7,8

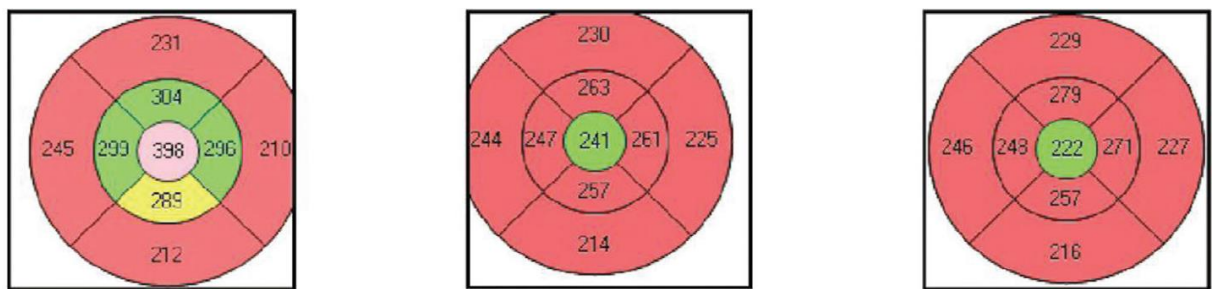
Na obrázcích č. 5 až 7 je k vidění zdokumentovaná regrese intra retinálních cyst a CME/DME studovaných očí v průběhu klinického projektu po dobu 6 měsíců. Obrázky jsou seřazeny zleva doprava, kdy nejvíce vlevo ukazuje výchozí stav, následuje stav po 3 měsících a poslední vpravo je po 6 měsících. Obrázek č. 5 ukazuje tloušťku makuly ve stejném časovém pořadí. Obdobná situace je zobrazena i na obrázcích č. 8 – 10.[4]. Studie dále uvádí, že z 67 očí s DME 39 očí zaregistrovalo zmenšení otoku a 28 zvýšení otoku. V procentuálním vyjádření došlo ke zlepšení u 58 % pacientů zapojených do klinické studie. [4]



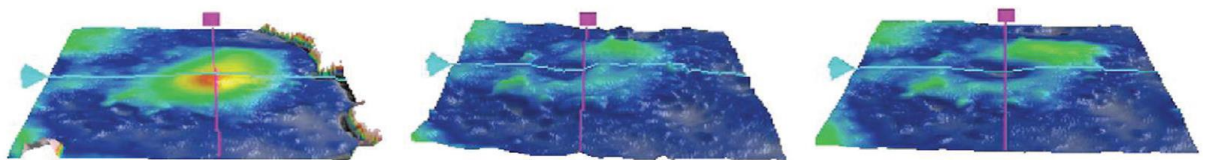
Obrázek č. 4 – Redukce diabetického makulárního edému DME dle očního koherentního tomografu OCT [4]



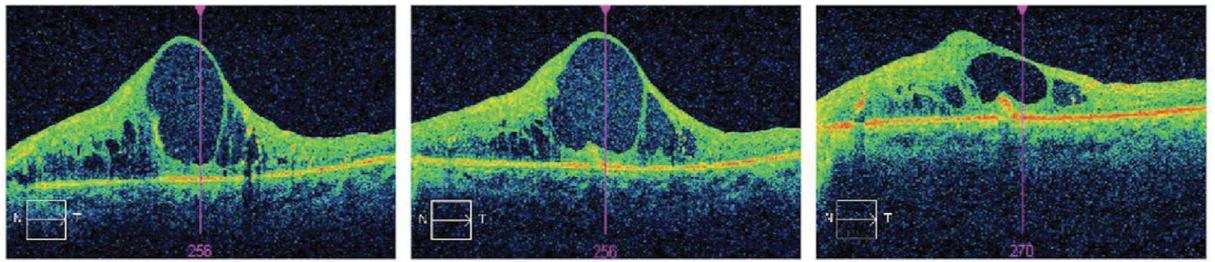
Obrázek č. 5 – Pohled na vývoj tloušťky DME, pacient 1 [4]



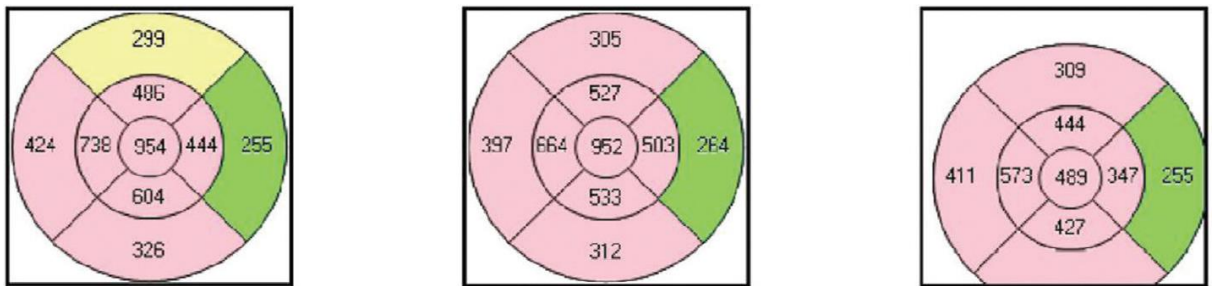
Obrázek č. 6 – Pohled na vývoj tloušťky DME, šířky v μm , pacient 1 [4]



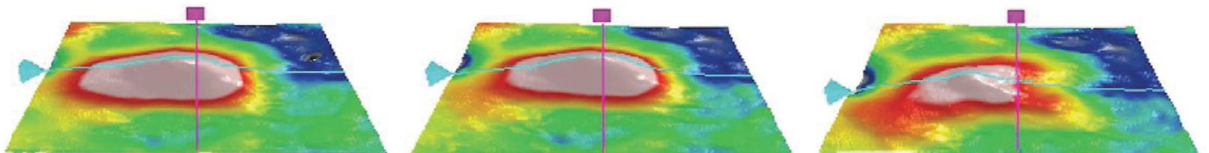
Obrázek č. 7 – Pohled na vývoj tloušťky DME, ILM – RPE (Inner Limiting Membrane - Retinal Pigmented Epithelium), pacient 1 [4]



Obrázek č. 8 – Pohled na vývoj tloušťky DME, pacient 2 [4]



Obrázek č. 9 – Pohled na vývoj tloušťky DME, šířky v μm , pacient 2 [4]



Obrázek č. 10 – Pohled na vývoj tloušťky DME, ILM – RPE (Inner Limiting Membrane - Retinal Pigmented Epithelium), pacient 2 [4]

Světlo ze zdroje záření musí prostoupit očními víčky. Pro šíření světla představuje víčko zeslabující prvek, ve studii se uvádí, že tento zeslabující faktor je ≈ 100 . Pro budoucí konstrukci je důležitá informace, že pokud by bylo osvětlení sítnice $\approx 1 \mu\text{W}/\text{cm}^2$, nemohla by taková úroveň světla nijak poškodit strukturu sítnice.

Taktéž by nedošlo k významnému zahřátí nebo ovlivnění mitochondrií (membránové buněčné organely vyskytující se v eukaryotických buňkách [10]).

V sítnici se vyskytují gangliové buňky, které vysílají neurony přes optický nerv a jsou zdrojem výstupní informace ze sítnice. Nesou informaci o tom, co vidíme, do mozku. Je třeba zmínit, že obsahují melanopsin. Jedná se o protein přímo reagující na světlo, toto je spojeno s poruchami vidění a změnami cirkadiálního rytmu souvisejícím s melatoninem (hormon, který je produkován právě během tmy). Aby se potlačilo noční zvýšení melatoninu (simulováním dne) min o 50 %, je třeba svítit skrze oční víčko světlem o vlnové délce 505 nm o výkonu $\mu\text{W}/\text{cm}^2$. Studie uvádí: *Jediný známý způsob, jak může tak slabé světlo zvrátit změny sítnice, je tedy již vyslovený předpoklad, že během adaptace na tmu se zvyšuje metabolická aktivita tyčinek a výsledná hypoxie stimuluje tvorbu cytokinů, které způsobují poškození sítnice. Tento léčebný projekt lze proto považovat za ověření principu světelné terapie pro léčbu DR a DME.* [4]

5.3 Diskuze ke klinické studii

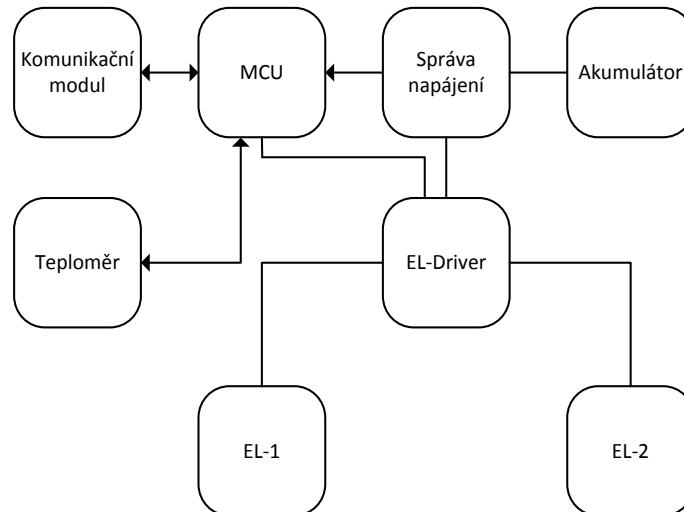
Klinická studie mě velice zaujala a ovlivnila při výběru projektu v závěru magisterského studia. Zaujala mě myšlenka způsobu léčby, kde se nevyužívá klasických metod jako je laser, chirurgické zákroky, inhibice různých látek do těla apod., ale že se využívá pouze světla. Pro lepší efekt je nutné ladit vlnovou délku léčebného světla a dobu osvětlování pacienta.

6 Elektronická oční maska

Elektronická oční maska slouží jako zdroj léčebného světla. V klinické studii byla použita jiná maska, ale informace o ní byly značně malé. Jako zdroj světla byly použity OLED panely, v tomto případě elektroluminiscenční fólie. Diplomová práce se zabývá návrhem prototypového zařízení. El-masky je navenek jednoduchá a přitom obsluhuje řadu funkcí. Od komunikace pro čtení dat a konfiguraci, inteligentní správu napájení, spotřeby energie až po jednoduché ovládání pacientem.

Pohled na zjednodušené blokové schéma elektronické masky je na obrázku č. 11. Schéma se skládá z hlavního řídicího bloku MCU neboli Micro Controller Unit, EL-1 a EL-2 jsou dvě očníkové elektroluminiscenční fólie pro dodávku světla pacientovi. Vhodný napájecí obvod pro EL-1 a EL-2 se schovává v bloku EL-Driver. Pro správu

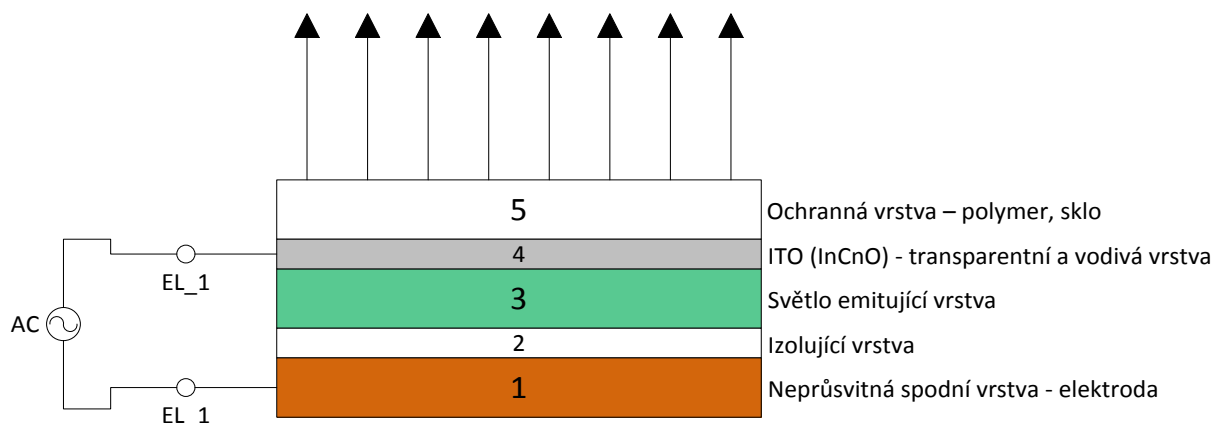
napájení a řízení energetických požadavků je zde blok Správa napájení, který se zároveň stará i o akumulátor. O nastavení elektronické masky a čtení hodnot se stará komunikační rozhraní, základní rozhraní je USART, ale jako možnost je přidán obvod, který umožňuje komunikaci skrze dnes velice oblíbené NFC rozhraní.



Obrázek č. 11 – Blokové schéma elektronické masky

6.1 Elektroluminiscenční fólie

Elektronická maska bude obsahovat dvě očníce. Jedná se o dvě elektroluminiscenční fólie (EL). Řez folií je vyobrazen na obrázku č. 12. Mezi dvě elektrody č. 4 a č. 1 je umístěn elektroluminiscenční materiál. Horní vrstva č. 4 je tvořena ITO – Indium-Tin Oxide, oxid india dotovaný oxidem cínu, a je určena pro přenos světla. Druhá vrstva č. 1 je druhá elektroda a bývá často z uhlíku anebo stříbra. Vrstva č. 3 emituje světlo a chemická sloučenina je ZnS, právě v této vrstvě, pokud změním chemické složení, tak docílíme jiné barvy.

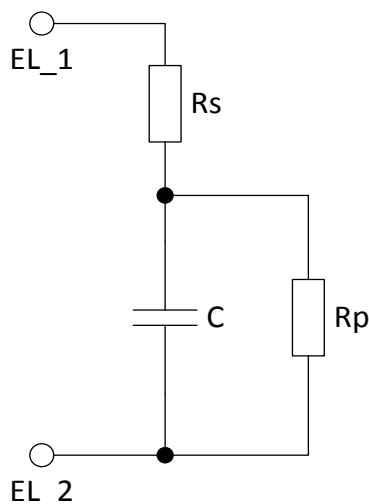


Obrázek č. 12 – Řez elektroluminiscenční fólií [11] [12]

Zářivost elektroluminiscenční fólie, dále EL, závisí také na intenzitě přiloženého napětí. Zdroj napětí se připojuje mezi vrstvy 1 a 4. Z elektrického pohledu je EL kapacitní zátěž a ekvivalentní hodnota se pohybuje od 0,2 až 0,9 nF/cm². Kapacita je dána poměrem plochy EL ku světlo-emitujícího materiálu. Náhradní elektrické schéma je vidět na obrázku č. 10. Proud procházející EL se pohybuje okolo 0,02 až 1 mA/cm².

Hlavními řídicími prvky jsou napětí a frekvence. Napětí zdroje se přiloží mezi dvě elektrody EL, mezi elektrodami je vrstva, která produkuje světlo. Ve chvíli, kdy je přiložené napětí dostatečně silné spolu se vzniklým elektrickým polem, uvolní se značný počet pohybujících elektronů. Tyto elektrony budou mít dostatečnou rychlost a bude docházet ke kolizím. Atomy světlo-emitující vrstvy dosáhnou excitované úrovně. Když ji opustí, změnu energie vyzáří ve formě světla. V tuto chvíli, pokud bude elektrické pole (DC – zdroj) nadále beze změny, dojde k poklesu počtu pohybujících se elektronů. To má za následek, že zářivost EL se zmenšuje až do stavu, kdy přestane EL světlo vyzařovat. Pokud se ale použije střídavý zdroj – AC a směr elektrického pole se bude měnit, bude se měnit i směr pohybujících elektronů ve vrstvě.

Je třeba, aby frekvence AC zdroje byla natolik velká, aby EL neblíkala. Řídicí napětí se obvykle pohybuje v rozmezí 30 až 250 V (AC), frekvence od 50 do 400 Hz. Za takových podmínek může být životnost EL od 5 000 do 20 000 hodin a intenzita světla 50 až 90cd/cm². [11] [12]



Obrázek č. 13 – Ekvivalentní náhradní elektrické schéma EL [11] [12]

6.2 EL-Driver

Obvod pro řízení elektroluminiscenčních folií se nazývá konvertor. Je nezbytný pro fungování zařízení. Oproti jiným odvětvím integrovaných čipů pro řízení EL není na trhu k dispozici takové množství IC. Při vybírání byl zvolen čip od firmy MAXIM INTEGRATED, konkrétně MAX14514. Podrobněji je tento obvod rozebrán v následujících kapitolách. [13]

6.3 MCU

Zařízení jako celek bude třeba řídit mikroprocesorem. V prvních myšlenkách jsem se přikláněl k firmě Microchip, u které jsem využil její čip již v předchozí fakultní práci. Avšak po přihlédnutí k současné situaci, kdy velká část firem pracuje s STM32 procesory od firmy STMicroelectronics, jsem se rozhodl pro druhou variantu. Jejich nabízené portfolio je víc než dostačující. Podrobnějším popisem výběru mikrokontroléru se zabývám v následujících kapitolách.

6.4 Správa napájení

Pro lepší vlastnosti obvodu je dobré do něj zakomponovat integrovaný obvod pro správu napájení. Jelikož je v zařízení akumulátor, je třeba vybrat obvod, který umí dobíjet patřičný typ akumulátoru. Podrobnějším popisem výběru správce napájení se zabývám v následujících kapitolách.

6.5 Teplotní senzor

Jedná se o součástku, která umožňuje změřit teplotu a převést ji do digitální podoby. Mikrokontrolér následně tuto hodnotu vyčte a uloží do potřebné proměnné. Podrobnějším popisem výběru teplotního senzoru se zabývám v následujících kapitolách.

6.6 Komunikační modul

U tohoto bloku jsem prvotně uvažoval o již jednou použité technologii ZigBee, se kterou jsem pracoval v bakalářské práci. Avšak po opětovném navštívení známého veletrhu Embedded World v Norimberku, jsem se dozvěděl, že je tato technologie na ústupu, tudíž jsem od toho upustil. Poslední roky je na vzestupu technologie NFC. Proto jsem se i zde po ní poohlédl. Více ji rozebírám v následujících kapitolách.

7 Sběrnice I²C

Jedná se o velmi rozšířenou a používanou sběrnici využívanou značným množstvím zařízení. Zkratka I²C znamená Inter-Integrated Circuit. Občas je možné i narazit na označení TWI neboli Two Wire Interface. Toto označení využívá například firma Atmel, a to proto, že touto cestou se vyhýbá právním potížím s označení I²C. Zkratka I²C je registrovaná obchodní značka.

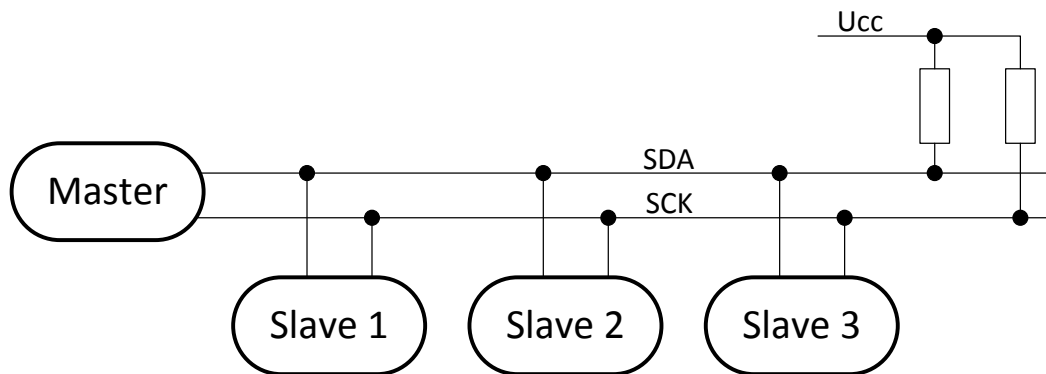
I²C je dvouvodičovou sběrnici sériového typu. Byla vyvinuta společností Philips pro komunikaci integrovaných obvodů, ale ne jenom firmou Philips. Z obvodů se jedná hlavně o mikrokontroléry, sériové paměti, inteligentní LCD, A/D a D/A převodníky, audio i video obvody a lze nalézt i další. Velkou výhodou je fakt, že sběrnice obsahuje dva vodiče, a tím se zmenšují nároky na počet pinů mikrokontroléru. Přenosová rychlost sběrnice je v základu 100 kHz, ale velké množství IC zvládá i 400 kHz. Nicméně výsledná použitá rychlost se přizpůsobuje nejpomalejšímu čipu. Vodiče jsou implicitně v logické jedničce skrze PULL-UP rezistory, jejich hodnota se odvíjí od frekvence sběrnice. Délka I²C sběrnice může být řádově i v metrech, například DDC u monitorů.

[15]

7.1 Vodiče sběrnice I²C

- SDA – Serial Data, tento vodič slouží pro obousměrný přenos dat.
- SCK – Serial Clock, jedná se o vodič rozvádějící hodinové signály produkované MASTER stranou.
- Zbylé vodiče – je samozřejmě nutné připojit MASTER i SLAVE k napájecímu napětí a k signálové společné zemi GND.

Vodiče SDA a SCK je nutné připojit pomocí PULL-UP rezistorů k napájecímu napětí, aby se v klidovém stavu sběrnice dostala do log 1. Dá se použít rezistor 4k7 pro sběrnici s frekvencí 100 kHz. [16][15]



Obrázek č. 14 – Zapojení uzlů na sběrnici I²C

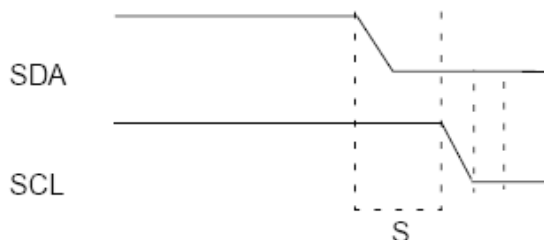
7.2 Komunikace na sběrnici I²C

Celé řízení komunikace probíhá ze strany Master. Důležité je, že v jednu chvíli může na sběrnici existovat pouze jedno zařízení typu Master, tím se sběrnice vyvaruje možným kolizím. Ostatní uzly na sběrnici pracují v režimu Slave a nemohou sběrnici řídit. To komplikuje situaci, kdy Slave zařízení chce odeslat nahodile informaci. To je třeba řešit jinou cestou. Jednou z možností je, že se Master v programátorem daných časových úsecích dotazuje na potřebnou informaci anebo Slave zařízení disponuje pinem, na kterém vytváří přerušování, jež následně vyhodnocuje mikrokontrolér. Druhá možnost vyžaduje další pin na straně mikrokontroléru, a to nemusí vyhovovat ve všech

případech realizace. Existuje i třetí možnost, kdy se využije režimu multi-master, ale ne všechny zařízení ho podporují, navíc se smazává jednoduchost. [17]

Komunikace průběh

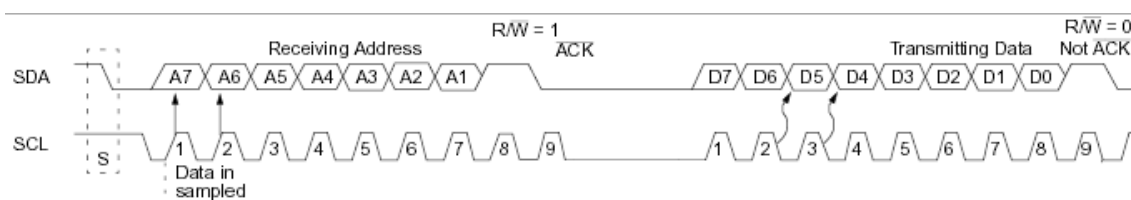
V klidovém stavu, kdy nejsou přenášena data, jsou oba vodiče ve stavu log 1, zaručeno pomocí PULL-UP rezistory. Komunikace se zahájí tím, že Master stáhne úroveň napětí na vodiči SDA na log 0, zatímco SCL si po určitou dobu udržuje stav log 1. Právě doba, po kterou si udržuje log 1 na SCL, je závislá na zvolené přenosové rychlosti. Tento právě provedený stav nazývaný „start bit“ rozpoznají všechny zařízení na sběrnici. Master po odvysílání start bitu začne posílat adresu uzlu/zařízení, se kterým bude následně komunikovat, a zároveň i vysílá bit, jehož stavem říká, zda komunikující uzel bude data vysílat, anebo přijímat. Je nutné, aby každý bit měl ustálenou hodnotu napětí ve chvíli, kdy hodinový signál přejde ze stavu log 0 do log 1, tedy na náběžnou hranu.



Obrázek č. 15 – Zahájení přenosu vysláním start bitu S [15]

7.3 Adresování zařízení na sběrnici

Pro správnou funkčnost musí mít každý uzel vlastní unikátní adresu na sběrnici. To je nezbytné pro správné určení uzlu, se kterým bude Master komunikovat. U sběrnici I²C, kde je menší počet uzlů, se využívá 7-bitová adresa přenášená v 1 bytu. Přičemž nejnižší bit funguje jako nosič informace o tom, zda se bude číst anebo zapisovat. Adresa je tedy k dispozici $2^7 = 128$, díky výrobcům je ale situace v reálném prostředí zcela odlišná. Adresový prostor se zmenší o několik rezervovaných adres – General Call Addresses. Výrobci také často umožňují nastavovat u adresy první tři nejnižší bity anebo také vůbec žádné. To může v některých případech značně zkomplikovat návrh zařízení a je nutné použít druhou sběrnici I²C. [17]



Obrázek č. 16 – Průběh komunikace při použití standardní 7-bitového adresování [15]

Na obrázku č. 16 je vidět opět start bit, ihned po startu je vidět začátek přenosu adresy. Zařízení Master vyšle na sběrnici všech 7 bitů a poslední osmý bit určuje, zda má zařízení přijímat anebo vysílat, log 0 značí čtení a log 1 značí zápis. Po přenesení adresního bytu provede každý uzel porovnání přijaté adresy se svojí vlastní adresou. Vybraný uzel, se kterým chce Master komunikovat, musí potvrdit, že se na sběrnici nachází. To udělá pomocí bitu ACK – Acknowledge v devátém cyklu hodin, kdy stáhne vodič SDA na log 0. Příjem této logické nuly značí, že adresovaný uzel se skutečně nachází na sběrnici a je možné začít s ním komunikovat. Pokud zůstane sběrnice v log 1, znamená to, že daný uzel se buď na sběrnici nenachází, z nějakých příčin nekomunikuje, anebo je sběrnice poškozena. [17]

7.4 Přenosové rychlosti sběrnice I²C

Specifikace sběrnice I²C určuje několik standardních přenosových rychlostí, ty postačují pro drtivou většinu praktických aplikací. Mnoho současných IC dokáže komunikovat rychlostí 10 kbps, 100 kbps a 400 kbps, ale poslední dvě hodnoty jsou málo podporované. Přehled rychlostí je v následující tabulce číslo 2:

Tabulka č. 2 – přehled přenosových rychlostí I²C

Přenosová rychlost	Označení
10 kbps	low speed mode
100 kbps	standard mode
400 kbps	fast mode
1 Mbps	fast mode +
3,4 Mbps	high speed mode

8 Elektrické teploměry

Jedná se o zařízení, která převádí neelektrickou veličinu teplotu na elektricky zpracovatelný signál. Výběr teploměrů na trhu je značný. Je to dáno tím, že jsou rozdílné požadavky na měření teploty. Jedná se o situace, kdy je například třeba měřit teplotu bezkontaktně. Hlavně při měření teplot kovy zpracovávající průmysl apod. Teploty vysokých pecí dosahují teplot i vyšších jak 1000 °C. Je také možné využít termočlánek. Základní rozdělení je možno provést dle fyzikálního principu:

Rozdělení teploměrů:

- Odporové – kovové, polovodičové
- Polovodičové s P-N přechodem – dioda (Si, Ge, GaAs, varikap, ZD) tranzistor (bipolární, unipolární)
- Termoelektrické – kovové, polovodičové
- Optické
- Dilatační

Teploměr jako celek může obsahovat vyhodnocovací logiku, jedná se o integrovaný obvod s digitálním výstupem. Dá se také použít klasický teploměr, jehož výstup je čistě analogový. Zde bývá výstup většinou napěťový, např. 1 °C představuje přírůstek 10 mV. Poté je nutné toto napětí zpracovat. Pokud je ve výsledném obvodu již mikrokontrolér, je právě nejlepší volbou pro jeho vyhodnocení.

Analogové teploměry

Dalo by se říci, že analogové teploměry jsou vytlačovány digitálními. Není to pravda, jelikož každé zařízení vyžaduje při konstrukci vlastní přístup a má své požadavky. V oboru měření a regulace se často používají odporové teploměry. Připojují se na výstup řídicí jednotky, v tomto případě mikrokontroléru, který obsahuje potřebný A/D převodník. Další častou metodou měření teploty je využití přechodu P-N. P-N přechod je teplotně závislý a při zvýšení teploty dochází k posunu průběhu vstupní charakteristiky. Pokud se toto napětí zesílí, lze jednoduše vygenerovat analogový signál, který je přímo úměrný teplotě. Výhoda těchto čidel je, že jsou poměrně levná a stále přesná.

Digitální teploměry

Číslicové teploměry mají svoji výhodou v tom, že odpadá nutnost A/D převodníku, jelikož součástí teploměru je i číslicová logika. Ta dává na výstup údaje o teplotě v binární podobě. Princip snímání teploty je v tom, že uvnitř čidla se nacházejí dva oscilátory, kde jeden z nich disponuje nízkým teplotním koeficientem frekvence a druhý naopak vysokým. Mikrokontrolér zadá příkaz pro převod teploty senzoru a digitální teploměr spustí čítání obou těchto oscilátorů. Doba převodu teploty záleží na zvolené přesnosti. Výsledná hodnota se uloží do vnitřního registru, který je následně vyčten například mikrokontrolérem přes sběrnici typicky I²C, SPI či 1-Wire.

9 Základy mikrokontrolérů

Mikrokontrolér (MCU) je integrovaná elektronická součástka, která je navržena tak, aby umožnila nahradit široké spektrum integrovaných logických obvodů, řídicích obvodů, časovačů atd. Pokud bychom nechtěli využít MCU, je to samozřejmě možné. Může se ale stát, že nepoužitím MCU dojde k větší výsledné ceně a větší zabrané ploše na desce plošných spojů. Mikrokontroléry dnes najdeme téměř všude, od jednoduchých aplikací, jako jsou dětské hračky, až po složité aplikace, kde jsou součástí systému například vlaků apod. Je to dáno i jejich jednoduchou implementací.

Výhody mikrokontrolérů

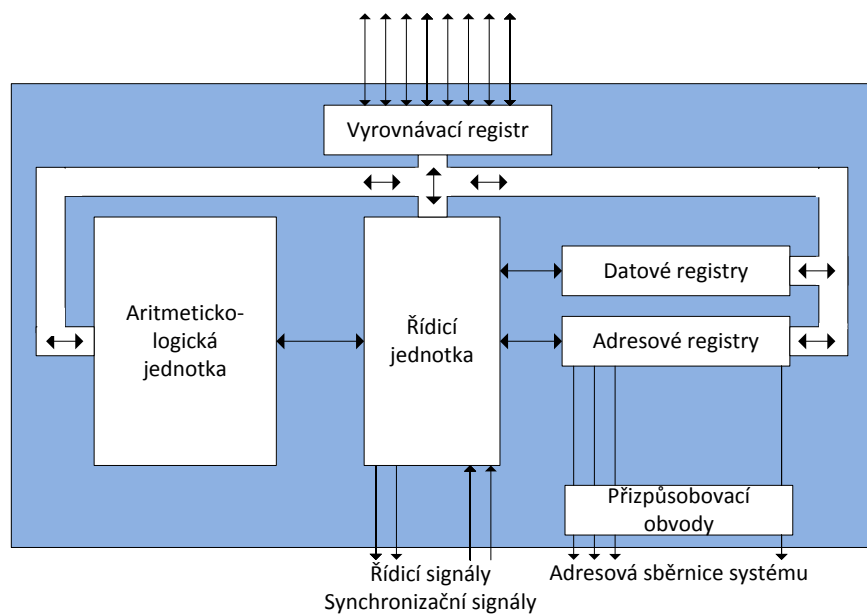
- Nízká cena
- Malé rozměry
- Jednoduchá implementace
- Malá spotřeba (LOW POWER módy) oproti diskrétním obvodům
- Možnost pracovat v reálném čase

Koncepce mikrokontrolérů

Mikrokontrolér vzniká sdružením všech částí mikropočítače (řídící jednotka, paměti RAM, ROM, I/O, čítač/časovač a jiné periferie) na čip. O výpočetní výkon se stará ALU (Aritmeticko Logická Jednotka). Pracovní frekvence bývají v rozmezí jednotek až stovek MHz. Mikrokontrolér lze doplnit o přesný krystalový oscilátor pro

hodiny reálného času, odborně jsou nazývané RTC (Real Time Clock). Jejich obvyklá frekvence je 32,768 kHz. Dostupná operační paměť se značně liší kus od kusu. S rostoucí velikostí pamětí roste i cena. U nižší nízkopříkonové řady mají paměť například 20 kB RAM, kdežto početně výkonné řady mohou dosahovat i 512 kB. U paměti FLASH se pohybujeme například od 192 kB (řada STM32L0) do 2 MB (řada STM32F7). [33, 34]

Pro obsluhu ostatních periférií mimo integrovaný obvod slouží vstupně-výstupní piny. Konfigurace pro procesory STM32 je následující: výstupní PUSH-PULL, otevřený Drain, alternativní funkce, alternativní funkce otevřený Drain, plovoucí vstup, analogový mód. Tyto možné konfigurace nejsou nutností u všech výrobců, ale výrobci se předhánějí, kdo nabídne více. [32] Výhodou je, pokud je možné připnout vstupně-výstupní pin k logické úrovni skrze PULL-UP anebo PULL-DOWN rezistorem. Mikrokontroléry jsou rovněž vybaveny komunikačními sběrnicemi, základními jsou I2C, SPI, 1-WIRE, USB, ale většinou je paleta ještě větší. Na obrázku č. 17 je obecné vnitřní blokové schéma mikrokontroléru.[18, 32]



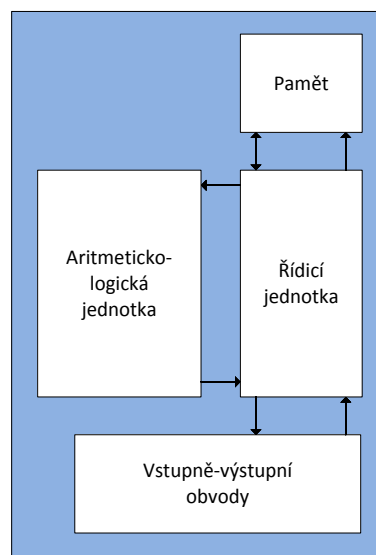
Obrázek č. 17: Obecné schéma mikroprocesoru [18]

Mikropočítače dělíme podle jejich architektury na dvě základní koncepce. Von Neumannovu a Harvardskou. U moderních architektur se často uživatelé adresový prostor jeví navenek jako lineární (Von Neumannovský koncept), zatímco fyzicky jsou

paměti k jádru připojeny pomocí několika nezávislých sběrnic (např. jedna sběrnice pro FLASH/ROM (paměť programu), druhá pro uživatelskou vnitřní RAM a zásobník, třetí pro připojení integrovaných paměťově-mapovaných periférií, další pro připojení externí RAM). Popsané periférie jsou zobrazeny na obrázku č. 17 v jednoduchém obecném schématu.

Von Neumannova architektura

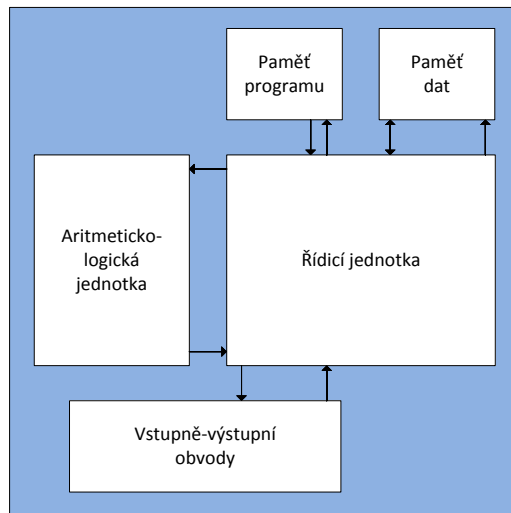
Tato architektura obsahuje základní bloky mikropočítače. Disponuje společnou pamětí pro data a instrukce. Z toho plyne, že zpracovávání dat a instrukcí musí být sekvenční. Toho dneska využívají především počítače typu x86. Architektura je zobrazena na následujícím obrázku č. 18:



Obrázek č. 18 – Obecné schéma Von Neumannovy architektury [18]

Harvardská architektura

Tato architektura historicky navazuje na tu předešlou. Paměť je v této architektuře rozdělena na programovou a datovou. Toto přináší výhody například v tom, že běžící program nemůže přepsat sám sebe. Je ale třeba využívat dvě sběrnice. Tuto architekturu používá většina mikrokontrolérů. Architektura je zobrazena na následujícím obrázku č. 19:



Obrázek č. 19: Obecné schéma Harvardské architektury [18]

Dělení podle instrukční sady

CISC

CISC neboli Complex Instruction Set Computer, což se dá přeložit jako procesor s velkou sadou instrukcí, a to až řádově stovek. Procesor obsahuje malý počet registrů. Obvykle toto číslo nepřesahuje 30. Rozdíl oproti RISC je v tom, že jsou instrukce u CISC různě dlouhé. Z toho plyne, že i vykonávání těchto instrukcí je různě dlouhé. Tuto sadu lze běžně vidět na domácích počítačích, které využívají architekturu x86.

RISC

Jedná se o koncepci procesorů s redukováným souborem instrukcí (Reduced Instruction Set Computer), je založen hlavně na jednoduchých instrukcích. Oproti CISC je délka provádění jedné instrukce vždy jeden cyklus. Tyto instrukce jsou implementovány na úrovni procesoru. Tím dochází ke zrychlení celého zařízení. [18]

10 Správa napájení

Správné a neměnné napětí v celém zařízení je základním kamenem dobré funkčnosti zařízení. To je například možné realizovat lineárním stabilizátorem, ale ten

není až tak výhodný jako DC-DC měnič. Je potřeba, aby stabilizátor napětí disponoval i možnostmi napětí jak zmenšovat, tak i zvyšovat. To lineární stabilizátor neumožňuje. Naopak IC obvody, disponující funkcí BUCK-BOOST neboli snižovač-zvyšovač napětí, toto umožňují. Při jejich použití se rapidně zvyšuje využití energie z akumulátoru, jelikož samotné napětí baterie může klesnout na nižší hodnotu než u lineárního stabilizátoru, a přesto IC s BUCK-BOOST stále dává na výstupu požadované napětí. Ne vždy obsahují tyto DC-DC měniče BUCK-BOOST, jsou i verze které obsahují BUCK anebo BOOST. Toto rozebírám v následující kapitole jako zjednodušené modely.

10.1 DC-DC měniče

Jedná se o měniče spínaného charakteru, kdy se využívá principiálně střídavého nabíjení a vybíjení cívky a kondenzátoru. Dalším hlavním prvkem je spínač, v IC je tvořen tranzistorem či více tranzistory, který je s vysokou frekvencí spínán a vypínán. U spínaných DC-DC měničů nedochází jako u lineárních stabilizátorů k takovému ztrátovému výkonu a čip se nezahřívá. Ovšem přibývá potřeba k IC měniči připojit na desku plošných spojů více součástek. Například právě cívka bývá většinou velká.

Výhody a nevýhody spínaných zdrojů (porovnání s lineárními zdroji)

Klady:

- Vyšší účinnost
- Výhodnější tam, kde je velký rozdíl mezi vstupním a výstupním napětím
- Malé rozměry pouzdra součástky a výsledného zdroje
- Finančně méně nákladné řešení

Zápory:

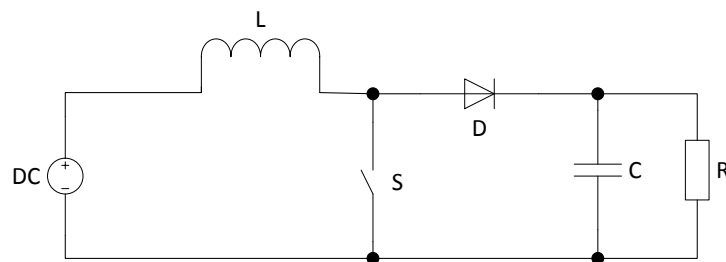
- Pomalejší dynamický režim (reakce výstupního napětí na rychlé změny zatěžovacího proudu)
- Výstupní zvlnění (potřeba výstupního filtru)

Nejčastější typy zapojení DC-DC konvertorů:

1. Zvyšující měnič napětí (Boost Converter)
2. Snižující měnič napětí (Buck Converter)
3. Buck-Boost Converter – výstupní napětí obvodu může být vyšší anebo i nižší než jeho vstupní napětí
4. Nábojová pumpa – konstrukce neobsahuje cívky, používá se pouze pro nízké napětí

10.2 Zvyšující měnič napětí (Boost Converter)

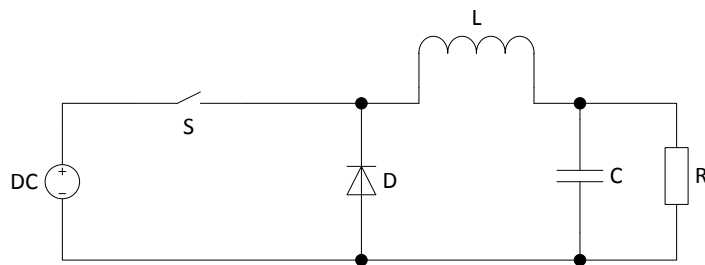
Na obrázku č. 20 je zjednodušené blokové schéma zvyšovače napětí. Pro jednoduché vysvětlení uvažujeme ideální součástky, to znamená, že cívka nemá žádný sériový odpor, dioda v průchodném směru nevytváří úbytek napětí. Výstupní napětí, které je na rezistoru R, je odvislé od doby, po kterou je spínač S zavřen a otevřen. Z uvedeného vyplývá, že obvod se může nacházet ve dvou stavech. Spínač S je otevřen a ve druhém stavu spínač S je uzavřen. Nejdříve si popíšeme první stav. Spínač S je sepnut a proud z DC zdroje teče přes cívku L. Na levé straně cívky je kladná polarita napětí. Obvod přepne spínač S do polohy otevřeno a polarita na cívce se změní. Cívka v tuto chvíli přestává být spotřebičem, ale stává se zdrojem. V obvodu vznikají dva napěťové zdroje v sérii, které lze jednoduše sečíst. Nyní pokračuje proud skrze diodu D do zátěže R, zároveň se nabíjí kondenzátor C, jež slouží jako zdroj po dobu, kdy je spínač S sepnut a nabíjí se cívka L. Kondenzátor C určuje zvlnění výstupního napětí.



Obrázek č. 20 – Blokové schéma zvyšovače napětí

10.3 Snižující měnič napětí (Buck Converter)

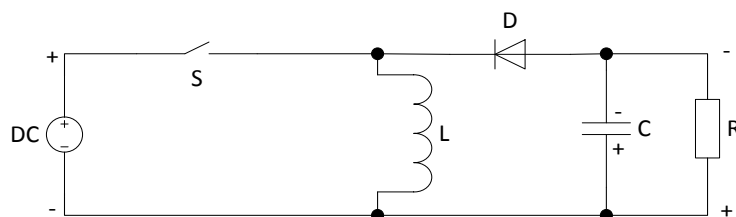
Na obrázku č. 21 je zjednodušené blokové schéma snižovače napětí, tzv. Buck konvertor. Ve schématu opět uvažujeme ideální součástky jako u předešlého zapojení. Vycházejme ze stavu, kdy je spínač S sepnut a na cívce není napětí, tedy ustálený stav. Po rozepnutí spínače S se na cívce L naindukují napětí a následně začíná téct proud obvodem. Je nutné si uvědomit, že nyní bude polarita na cívce tak, že vpravo bude kladná polarita a vlevo záporná, směr protékajícího proudu se nemění. Proud opět teče do zátěže a zároveň nabíjí kondenzátor C. Než dojde k úplnému vybití cívky L, je znovu sepnut spínač S a cívka je tzv. opětovně dobíjena. Výsledné výstupní napětí na zátěži R je dáno poměrem spínání a vypínání spínače S.



Obrázek č. 21 – Blokové schéma snižovače napětí

10.4 Buck-Boost Converter

Pro realizování BUCK-BOOST konvertoru je více možností. Jedna z nich je popsána následujícím textem. Pro lepší představu uvažujeme prvotní stav takový, že cívka L je vybitá. V obvodu se sepne spínač S a cívku začíná protékat proud, ten postupně vytvoří na cívce stejné napětí jako je na zdroji DC. Po rozpojení spínače S pokračuje proud dále (naakumulovaná energie v cívce L) do zátěže R a zároveň nabíjí kondenzátor C. Po určité době je opětovně třeba sepnout spínač S, aby se cívka nevybila úplně.



Obrázek č. 22 – Blokové schéma Buck-Boost konvertoru

11 Akcelerometr

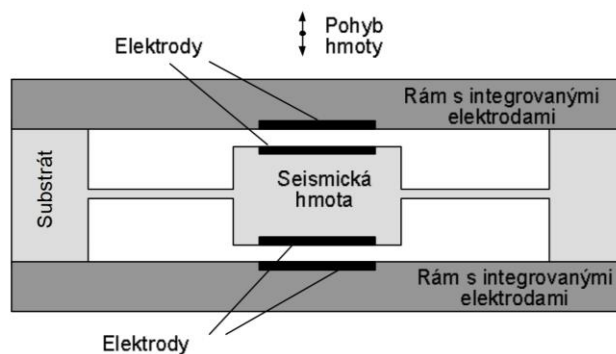
Jedná se o zařízení, které je určeno pro snímání například gravitačního zrychlení nebo zrychlení způsobeného přemísťováním, otřesy, nárazy a obecně pohyby. Způsobů, jak vyrobít akcelerometr, je několik, ale nejvíce dnes používané jsou kapacitní. Jiné možnosti jsou například piezodoporové, piezoelektrické, elektromechanické či rezonanční. Akcelerometry je v dnešní době možné nalézt v mnoha aplikacích, je to dáno také tím, že technologie MEMS umožnila snížit ekonomické náklady na výrobu IC s akcelerometry.

Ukázka oblasti použití je v následujícím seznamu:

- Automobilový průmysl – senzory pro airbagy, zařízení pro řízení jízdní stability ESP
- Měření vibrací – ochrana HDD v PC, hlídání správného běhu motorů
- Měření natočení a detekce otáčení
- Přesné měření náklonu s rychlou odezvou
- Měření a detekce pohybu a rychlosti
- Navigační systémy – GPS, GLONASS, elektronický kompas

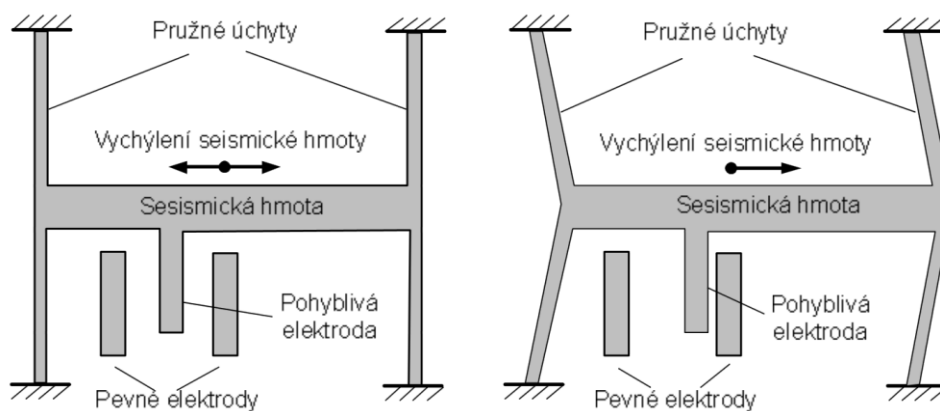
11.1 Kapacitní akcelerometr

Jedná se o velmi přesné a citlivé akcelerometry, jsou ovšem vhodné pouze pro malé dynamické rozsahy. Princip spočívá v tom, že při pohybu seismické hmoty dochází ke zvětšování jedné kapacity a druhá kapacita se zmenšuje, tato následná diference se vyhodnocuje. Na obrázku č. 23 je vidět sjednocený model kapacitního akcelerometru. Dvě pevné elektrody (nahore a dole) tvoří vůči seismické hmotě uprostřed dvě kapacity. Tyto kapacity se při pohybu seismické hmoty mění, a to díky změně vzdálenosti elektrod na nich.



Obrázek č. 23 – Základní uspořádání kapacitního akcelerometru [19]

V IC akcelerometru se v reálném čipu využívá hřebenového uspořádání, a to tak, že jsou paralelně pospojované diferenční kapacitory. Těch můžou být desítky ale i stovky. Část z tohoto počtu slouží jako testovací či budicí. Princip je stejný jako v předchozím případě na obrázku č. 23. Pohled na hřebenové uspořádání je na následujícím obrázku č. 24:



Obrázek č. 24 – Základní uspořádání kapacitního akcelerometru [19]

Předchozí obrázky jsou ukázkou typické technologie MEMS – Micro Electro Mechanical System, kde je základním kamenem monokrystalický substrát, na kterém je z polykrytalického křemíku vytvořena struktura dvou pružných upevnění. Na té je zavěšená seismická hmota ve tvaru hřebínku, kde každý zub hřebínku představuje

střední elektrodu v soustavě diferenčních kapacitních senzorů. Meziprostor je vyplněn vzduchem. [20]

Výstup akcelerometru

Obecně se dají výstupy akcelerometrů rozdělit na analogové a digitální. I když by se zdálo, že dneska je využití analogového výstupu téměř zbytečné, není tomu tak. Najde se spousta aplikací, kam se analogový výstup hodí. I proto, že může být daný IC cenově levnější.

Analogový výstup

U tohoto typu obsahuje řídicí elektronika buď D/A převodník, nebo pouze zesilovač. Výstupní hodnota nejčastěji nabývá hodnot v rozsahu nuly až napájecího napětí integrovaného obvodu. Hodí se například připojit ke komparátoru, který pouze vyhodnocuje, zda zařízení, kde je akcelerometr namontován, překročilo nějakou určenou hodnotu. Následně se vykoná nějaká činnost, například to může být spuštění levnějšího airbagu v automobilu.

Digitální výstup

Varianta s digitálním výstupem je sofistikovanější. Komunikace s druhou stranou probíhá skrze standardní sběrnice, jako jsou například I²C, SPI atd. Tento druh akcelerometru se hodí pro zpracování pomocí MCU. Velice výhodné je také to, že akcelerometry s digitálním výstupem obsahují různé nastavovací registry.

Výstup s pulzně-šířkovou modulací

Tyto typy akcelerometru převádí výstupní hodnotu na střihu PWM modulace, jsou méně obvyklé.

12 NFC

Zkratka NFC neboli Near Field Communication je sadou standardů, která definuje bezdrátovou rádiovou technologii na velmi blízkou vzdálenost, kdy se propojují dvě zařízení. Vzdálenost mezi stranami bývá v jednotkách centimetrů. Využití NFC technologie je v dnešní době enormní, od mobilní peněženky až po lehčí přenos dat mezi telefonem a NFC tagem. Platba pomocí telefonu je však v České republice oproti západním zemím Evropy teprve na začátku. Mnohem více je zde rozšířená platba bezkontaktní platební kartou. Na prvním místě v placení se Evropě umístila Česká republika. Průměrná útrata Čechů za rok 2015 zaplacená pomocí bezkontaktní platební karty byla 64 €. Na druhém místě se umístilo Španělsko s 16 €. Z toho lze usoudit, že mezi Čechy je tento způsob platby více než jen oblíbený. Jelikož se dá využívat NFC jako přístupová karta do domu, vzájemné spárování bluetooth zařízení, elektronický klíč či známka pro psa, je další přínos pro člověka jednoznačný. [21]

12.1 Historie NFC

První patent v oblasti byl uznán Charlesu Waltonovi v roce 1983 se zkratkou RFID. Další vývoj pokračoval jako vylepšování RFIA a až v roce 2003 bylo schváleno NFC jako ISO/IEC standard. Rok předtím firma NXP Semiconductors, dříve Philips a Sony, začala s vývojem technologie NFC. Tato technologie byla vyvíjena jako bezpečná alternativa k technologii RFID. RFID disponuje delším dosahem a je tudíž jednodušší na odposlouchávání. NFC se zaměřilo na potenciál mobilních telefonů a obzvlášť to, že už v té době měli mobilní telefon téměř všichni.

Pro další rozvoj založily firmy Sony, Nokia a Philips neziskovou organizaci NFC fórum. Posláním organizace bylo dále šířit povědomí o NFC mezi uživateli moderních technologií. První vlaštovkou na trhu byla Nokia, která roku 2006 uvedla model 6131. Mobilní telefon byl vybaven technologií NFC, ale stále ještě nedisponoval operačním systémem. To mu značně zmenšovalo šanci na využití. První telefon, který již disponoval NFC a OS – operačním systémem (v tomto případě to byl Android), byl uveden na trh až v roce 2010. O rok později se dostává NFC další podpory, když do propagace vstupuje společnost Google. Ta demonstruje NFC jako způsob přenosu URL, sdílení kontaktů, zahajování her a dalších obsahů pomocí operačního systému Android

Beam. Největším plusovým bodem pro NFC bylo, když získalo certifikaci RIM na podporu MasterCard a začaly platby pomocí NFC z telefonů. [21]



Obrázek č. 25 – logo NFC pro certifikovaná zařízení

12.2 NFC a technické specifikace

Jako každá jiná bezdrátová komunikace i NFC vyžaduje svoje normy. Roku 2003 bylo NFC schváleno normou, jako je ISO/IEC a později i normou ECMA. Standardy ISO/IEC 18092 a ECMA-340 specifikují schémata modulace, přenosové rychlosti, formáty rámců radiofrekvenčního rozhraní, kódování, inicializační schémata, transportní protokoly a metody výměny dat. Dalšími normami nezbytnými pro správný provoz jsou ISO/IEC 21481 a ECMA 352. Součástí ISO/IEC 18092 jsou i stávající důležité normy vztahující se k RFID ISO/IEC 14443 typu A i B plus FeliCa.

Pro výměnu dat je nezbytné zavést NFC Data Exchanged Format neboli NDEF. Tento standardní formát určuje způsob ukládání dat na NFC tagy a přenos dat přes peer-to-peer NFC. Kromě těchto norem specifikujících samotnou technologii NFC definovalo NFC fórum i datový formát NDEF sloužící k výměně informací mezi zařízeními. Výměna je možná mezi dvěma aktivními zařízeními, například dvěma mobilními telefony anebo mezi dvěma zařízeními, kdy jedno je pasivní tag a druhé aktivní NFC zařízení. NDEF zároveň definuje strukturu dat, pravidla i jejich vytváření uložených v NDEF zprávách. [22]

12.3 Rozdělení NFC zařízení

V základu lze NFC zařízení rozdělit v závislosti na dvou parametrech. Jedná se o napájecí požadavky, kdy může být zařízení z pohledu napájení aktivní či pasivní.

Druhým aspektem je pohled na účast při komunikaci, kdy jedna strana funguje jako iniciátor a druhá jako cíl.

Aktivní zařízení z pohledu napájení

Jedná se o účastníka komunikace, který je vybaven vlastním zdrojem energie, většinou se jedná o baterii nebo akumulátor. Aktivní zařízení vytváří elektromagnetické pole, které následně dodává energii do pasivního zařízení.

Pasivní zařízení z pohledu napájení

Tento účastník komunikace nedisponuje vlastním zdrojem napájení a je nucen spoléhat na aktivního účastníka komunikace, který mu poskytne napájení skrze vytvořené elektromagnetické pole vytvořené v jeho blízkosti. Standardně to uživatel udělá tak, že aktivní a pasivní zařízení přiloží k sobě.

Iniciátor komunikace

Iniciátorem komunikace se vždy stává aktivní zařízení, jelikož právě ono disponuje energií pro začátek. Je třeba zmínit, že i iniciátor se stává cílem, jelikož potřebuje přijmout odpověď od druhého zařízení. V tomto případě využívá svoji vlastní energii na reakci.

Cíl komunikace

Pasivní zařízení většinou cíl komunikace využívá energii z elektromagnetického pole vytvořené aktivním zařízením. Výhodou NFC a RFID je, že tyto zařízení mají velice malou spotřebu a nepotřebují žádný zdroj energie (pasivní strana). [22]

12.4 Režimy přenosu

Režimy přenosu skrze NFC se dají rozdělit na tři skupiny: mobilní telefony využívající NFC, čtečky NFC a NFC tagy. Tyto skupiny lze kombinovat mezi sebou, například telefon s NFC je schopen číst telefon s NFC, ale i NFC tag. Tímto tagem může být vizitka, informace k obrazu v galerii apod. NFC komunikace je párová, to je důležité při chápání komunikace. Dosah komunikace NFC je i 20 cm, ale v praxi se

toho nevyužívá. Lidé jsou zvyklí přiložit přístroj tzv. tělo na tělo. To vyhovuje i lidské psychice vnímání, protože jsme zvyklí se něčeho dotknout, aby to začalo fungovat.

Režim Reader/Writer

Tento režim je specifický pro NFC tagy, kde tag musí obsahovat požadovaná data pro odeslání a program, který je zodpovědný za odeslání dat iniciátorovi. Typické je, že po přečtení těchto dat telefon otevře webovou stránku, zobrazí informace o telefonním kontaktu apod. V režimu Writer iniciátor zapisuje data na tag, přičemž přepisuje veškerá data, které tag obsahoval před zahájením zápisu. Výhodné je, že se dá tag naprogramovat tak, aby se mohla přepsat jen určitá data. Opět pro lehčí představu uvažujme NFC vizitku, kde přepisujeme jen předem určená místa jako je adresa nebo telefon. Maximální rychlost zápisu na NFC tag v tomto režimu je 106 kbit/s. [22]

Režim Peer-to-peer

Takto nazvaný režim slouží především pro výměnu dat, jako jsou kontakty, textové zprávy a jiná data. Při tomto druhu komunikace jsou obě strany v aktivním režimu a data jsou posílána polo-duplexně obousměrným kanálem. Pro představu jako klasické vysílačky, jeden mluví a druhý poslouchá, následně se situace otáčí. Je nezbytné, aby NFC zařízení počkala, až se přenos dokončí a nezačala vysílat dříve. V opačném případě by docházelo ke kolizi a ztrátě dat. Maximální přenosová rychlost u tohoto režimu je 424 kbit/s.

Režim Card emulation

Tento režim umožňuje používat mobilní telefony s NFC technologií jako NFC čipovou kartu. Na jeden mobilní telefon lze uložit i více karet. Karty mohou být kreditní, debetní věrnostní či jen identifikační. Tento mód je nejvíce zajímavý pro finanční sektor, jelikož umožňuje využívat telefon jako platební bezkontaktní kartu. Mobilní telefon v tomto případě nevytváří elektromagnetické pole, o to se stará NFC čtečka terminálu. Výhoda spočívá v tom, že s telefonem lze platit, i když je vybitý.

12.5 NFC Tagy

Jedná se o NFC zařízení, které nedisponuje vlastním zdrojem energie, a je tedy vždy pasivním typem zařízení. Sice má malou kapacitu, ale to vyrovná nízkou pořizovací cenou. Hlavním úkolem NFC tagu je uchovat data pro aktivní zařízení. Tagy nejsou omezeny typem dat, pouze jejich kapacitou.

Tabulka č. 3 – Druhy tagů definované NFC fórem

	Typ 1	Typ 2	Typ 3	Typ 4
Založeno na standardu	ISO/IEC 14443 Typ A	ISO/IEC 14443 Typ A	FeliCa	ISO/IEC 14443 Typ A, B
Název čipu	Topaz	MIFARE	FeliCa	DESFire, SmartMX-JCOP
Velikost paměti	do 1 kB	do 2 kB	do 1 MB	64 kB
Přenosová rychlost	106 kbit/s	106 kbit/s	212 kbit/s	424 kbit/s
Zabezpečení	16 nebo 32 bitový digitální podpis	nezabezpečeno	16 nebo 32 bitový digitální podpis	volitelně
Cena	nízká	nízká	vysoká	průměrná až vysoká
Výrobci	Innovision Research and Technology	NXP	SONY	různě
Případy užití	jednouúčelové tagy	jednouúčelové tagy	flexibilní tagy se širokými možnostmi užití	flexibilní tagy se širokými možnostmi užití


13 Výběr součástek

Vybírání vhodných součástek je velice důležitá část návrhu zařízení i prototypů. V průběhu studia jsem získal od školy množství informací o součástkách, které jsem si rozšířil i praktickou účastí v pracovních podmínkách. Pro výsledný výrobek je nutné volit kompromis mezi požadovanými vlastnostmi a pořizovací cenou. Ideální součástku nelze vždy osadit, protože by se cena zařízení mohla dostat na úroveň, kdy by o ni zákazník/pacient či ten, kdo bude hradit výrobek, neměl již zájem. To vede k rozšířeným prodejčům součástek, jako jsou firmy TME, Farnell, Mouser či DigiKey. Součástky lze nakoupit i jinde, například na (mezi studenty oblíbených) čínských e-shopech, tím se ale zvyšuje komplikovanost při sériové výrobě.

13.1 Výběr mikrokontroléru

MCU neboli mikrokontrolér je hlavní součástí celého zařízení. Stará se o veškeré periférie a komunikaci s externími stranami. Bakalářskou práci jsem stavěl s MCU od firmy Microchip s 8-bitovým procesorem. U tohoto výrobku jsem se touto cestou neubíral. Firma STMicroelectronics je třetím největším dodavatelem MCU na trhu, jejich největším prodejním hitem je 32-bitový MCU STM32. Abych zvýšil svoji konkurenceschopnost na trhu práce, ubíral jsem se cestou výběru tohoto MCU. Důvodem byla možnost naučit se s tímto MCU a pochopit jej. Dalším aspektem bylo, že jsem již disponoval vývojovým kitem. Celé zařízení je napájeno z akumulátoru, proto jsem vybíral z úsporné řady, kterou firma ST označuje L. Samotná řada L0 je poměrně mladá, již ale nabízí velké množství MCU.

Vybraným mikrokontrolérem je ultra-low-power STM32L053R8T6. [23] Jedná se o MCU, které je vybaveno procesorem ARM® Cortex®-M0+ 32-bit RISC jádrem operujícího až na 32 MHz. Disponuje až 64 kB Flash pamětí, 2 kB EEPROM pamětí a 8 kB RAM. To je možné rozšířit i o externí paměti skrze sběrnice, jako je SPI nebo I²C. Vybral jsem variantu s pouzdem LQFP64 s rozměry 10x10 mm pro jednodušší zapájení na desku plošných spojů. Výběr rovněž ovlivnila dostupnost identického čipu na vývojovém kitu. STM32L053R8T6 si vystačí s interním krystalem, je však dobré k němu připojit krystal pro RTC o hodnotě 32,768 kHz. [23]

 Product line	FLASH (KB)	RAM (KB)	EEPROM (KB)	12-bit ADC 1.14 Mbps	LP ⁺ UART	LP ⁺ 16-bit timer	12-bit DAC	Touch sense	True RNG	USB 2.0 FS Crystal-less	Segment LCD Driver
STM32L0x1 Access	Up to 192	Up to 20	Up to 6	•	•	•					
STM32L0x2 USB	Up to 192	Up to 20	Up to 6	•	•	•	•	•	•	•	
STM32L0x3 USB & LCD	Up to 192	Up to 20	Up to 6	•	•	•	•	•	•	•	Up to 4x52 or 8x48

Obrázek č. 26 – Nabízené varianty řady L0 společnosti ST

13.2 Výběr teploměru

Při výběru teploměru jsem pro toto zařízení bral nejvíce v potaz cenu digitálního teploměru a rozměr. Vybraným teploměrem je digitální teploměr od společnosti Microchip MCP9808. [24] Rozsah je více než dostačující pro měření lidské teploty. Pohybuje se od $-40\text{ }^{\circ}\text{C}$ do $+125\text{ }^{\circ}\text{C}$ s přesností až $\pm 0,125\text{ }^{\circ}\text{C}$. MCP9808 je digitální teploměr, který umožňuje nastavit různou přesnost. Čím lepší přesnost, tím déle trvá převod teploty. Teploměr může fungovat jako termostat. Hodnota, kdy termostat „sepne“ se dá programově nastavit ve vnitřních registrech. Senzor obsahuje průmyslovou sběrnici se standardní 400 kHz, dvou vodičovou sběrnici typu I²C, kdy na jednu sběrnici je možno připojit až 16 teploměrů tohoto typu. Toto číslo je dáno tím, že adresu lze ovlivnit pouze třemi nejnižšími bity.

13.3 Výběr správce napájení

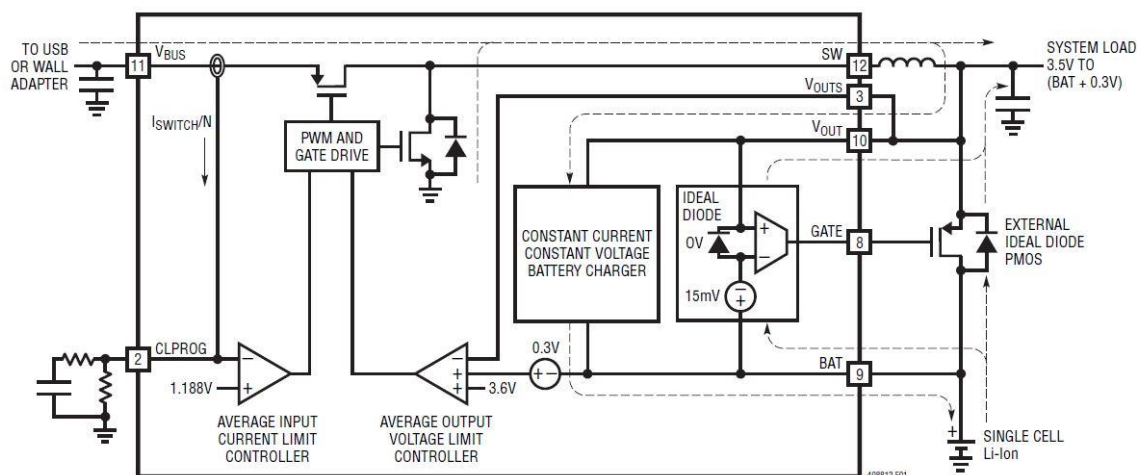
Vhodný regulátor napětí je vždy jeden ze základních prvků zařízení. Je třeba brát ohled na to, kolik bude zařízení potřebovat proudu a jaké bude provozní napětí. Klasicky se používají hodnoty 3,3 V nebo 5 V. Při návrhu je třeba rozlišit, zda bude zařízení napájeno ze síťového zdroje a bude tedy mít teoreticky neomezený přístup k energii, anebo naopak druhý případ, kdy bude zařízení napájeno z akumulátoru či baterie. V případě elektronické masky je hlavním zdrojem akumulátor. Z toho vyplývá, že je nutné do zařízení umístit obvod, který se umí starat o nabíjení akumulátoru, anebo ho postavit z diskrétních součástek. Druhou variantu jsem nevolil, jelikož by zabrala více místa.

Výběr nabíječky akumulátoru

Při výběru nabíječky je nutno zohlednit použitou chemii v akumulátoru. Vybraný akumulátor je chemie Li-Ion. Správné chování k akumulátoru vyžaduje péči o jeho maximální a minimální napětí a samozřejmě i teplotu. Jako velice vhodný integrovaný obvod pro řešení problematiky je LTC4088.[25] Tento integrovaný obvod vyniká vnitřním řešením, které umožňuje dobíjet baterii a zároveň zásobovat zátěž neboli režim Power-Path. To je velkou výhodou, jelikož umožňuje provozovat lékařské zařízení při nabíjení. To může vzniknout v situaci, kdy pacient zapomene zařízení dobít.

Vstupní napětí dobíjecího IC je 5 V. Tento vstup je vhodný pro připojení na klasický adaptér 5 V anebo pro připojení na USB, které disponuje opět napětím 5 V. Velké množství lidí vlastní počítač anebo nabíječku na mobilní telefon. To pro mě bylo dalším aspektem při výběru. Tomuto řešení jsem přizpůsobil i vstupní konektor nabíječky na desce plošných spojů. Další zakomponovanou vlastností je, že ve chvíli, kdy obvod nabíjí baterii a nabíječka již není schopná dodat potřebnou energii do zátěže, akumulátor se odpojí od nabíjení a obvod přesune tok energie do zátěže. Pokud by stále zátěž vyžadovala větší přísun energie a na vstupu nabíječky by jí nebyl dostatek, obvod začne dotovat výstup do zátěže.

V případě elektronické masky to nehrozí, pro obvod je to ale výhoda při výběru. K obvodu se dá připojit PMOSový tranzistor, který proud umožňuje téct z akumulátoru přímo do zátěže, tranzistor je ovládán nabíjecím integrovaným obvodem. Samozřejmostí těchto nabíječek z integrovaných obvodů je teplotní hlídání akumulátoru. [25]

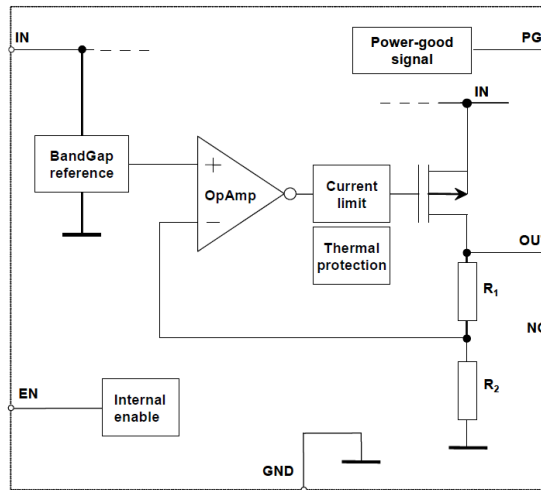


Obrázek č. 27 – Zjednodušené vnitřní blokové schéma LTC4088-2 [25]

Výběr napěťového stabilizátoru

Jelikož předchozí integrovaný obvod přímo nepokryje proudovou spotřebu zařízení z výstupu LDO (max. proud 30 mA), vybral jsem na výstup LTC4088 jednoduchý integrovaný stabilizátor od firmy STMicroelectronics s označením LDO39050. [26] Integrovaný obvod poskytuje na výstupu až 500 mA, což pokrývá veškeré energetické nároky zařízení. Vstupní rozsah napětí je od 1,5 V do 5,5 V, typický dropout neboli napěťový úbytek na stabilizátoru je 200 mV. Tím se dosáhne, že elektronická maska bude moci fungovat déle na vybíjející se akumulátor, a zvýší se tak účinnost zařízení.

Obvod disponuje jedním logickým vstupem a výstupem. Vstupní logický pin se jmenuje EN a umožňuje napěťový stabilizátor vypnout a zapnout. Tato možnost je vhodná pro řízení ovládání určitých periférií, pokud hw designér tímto rozdělí různé části zařízení. V případě elektronické masky jsem toho nevyužil. Výstupní logický pin určuje PG - Power Good, jelikož řada aplikací vyžaduje ukazatel stavu napájení, zda je v pořádku apod. Z nabízeného portfolia jsem vybral variantu s fixním výstupním napětím 3,3 V. Výrobce nabízí i variantu s nastavitelným výstupním napětím. Jelikož právě 3,3 V je vhodné napájecí napětí pro veškeré obvody v zařízení, tuto variantu jsem nevyužil. Také odpadá nutnost externích rezistorů pro nastavení výstupního napětí. Ve fixní verzi jsou již nastavovací rezistory implementované na čipu. Viz obrázek č. 28 se zjednodušeným vnitřním blokovým schématem. Na obrázku č. 28 jsou vidět rezistory R1 a R2, které jinak externí rezistory představují. [26]



Obrázek č. 28 – Zjednodušené vnitřní blokové schéma LD39050 [26]

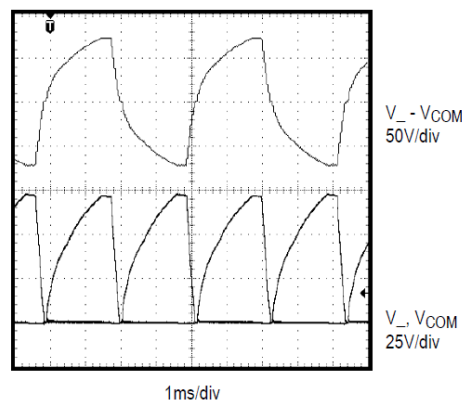
13.4 Výběr řídicího obvodu pro elektroluminiscenční fólii

Výběr integrovaného obvodu pro řízení elektroluminiscenční fólie byl jeden z kritických položek při návrhu. Na trhu není až tolik různých variant. Jako nejvhodnější se jeví výrobek firmy Maxim Integrated s označením MAX14514. Jedná se o vysokonapěťový DC-AC konvertor s výstupem pro dvě elektroluminiscenční lampy. Možnost výstupu pro dvě EL je výhodou, která mi pomohla při výběru.

Elektronická oční maska disponuje dvěma očnicemi. Integrované obvody od jiných společností také popisovaly, jak připojit více než jednu elektroluminiscenční lampu, ale tyto variace vyžadovaly další součástky na desce plošných spojů, což by mělo za následek nežádoucí zvětšení desky. Napájení IC je v rozmezí 2,7 V až 5,5 V. Integrovaný obvod disponuje velkým rozsahem vstupního napájení a výrobce zmiňuje, že je vhodný i pro napájení z Li-Ion baterií. Díky DC-AC konvertoru je obvod schopný dodat na výstup napětí až 300 V_{PP} pro maximální svit elektroluminiscenční fólie.

MAX14515 využívá induktoru pro BOOST konvertor k vygenerování vysokého napětí, které je nezbytné pro aktivování EL lampy. Výstupní elektroluminiscenční fólie může mít kapacitu až 20 nF. Napětí, které vygeneruje BOOST obvod, je stále ještě stejnosměrné a pro rozsvícení EL lampy je nutné střídavé. O přeměnu na požadované napětí se stará v integrovaném obvodu blok s názvem plný-můstek (FULL-BRIDGE). Blok se stará o převod na vhodný tvar AC signálu. Ideální tvar signálu by byl sinus, bohužel tohoto tvaru IC obvody nabízené výrobcem nedosahují.

Pro testování jsem měl k dispozici dva čipy. Druhý čip dodával na výstup signál, který sinus připomínal vzdáleně. Při debatě s firmou, která bude elektronickou masku vyrábět, jsem byl vyrozuměn, že takový tvar je méně žádoucí. To odůvodnili tím, že pokud se průběh signálu, který napájí elektroluminiscenční fólii, blíží trojúhelníku, dochází k rychlejší degeneraci svítivého materiálu. Na povrchu materiálu vznikají černé tečky. Jedná se o proražení vrstvy elektroluminiscenčního materiálu. Ke vzniku poškození dochází díky ostrým hranám ve tvaru signálu, které trojúhelníkový signál vykazuje. Obvod MAX14514 bohužel neumí plný sinusový tvar, ale značně se oproti jiným čipům k němu blíží. Průběh napětí udávaný výrobcem je vidět na obrázku č. 29. [27]



Obrázek č. 29 – Průběh výstupního napětí MAX14514 [27]

Integrovaný obvod MAX14514 obsahuje více způsobů, jak ho řídit. Více se tomu věnuje kapitola 14 Konstrukce zařízení.

13.5 Výběr komunikačního obvodu

Jako komunikační modul byl použit vývojový kit STMicroelectronics. Obdržený kit disponuje demonstračními vývojovými NFC prvky. Pro komunikaci kit využívá čip s označením NT3H221. Integrovaný obvod kombinuje pasivní NFC rozhraní s I²C sběrnici. Výhodou čipu je, že dokáže z generovaného pole například od mobilního telefonu pomocí energy harvesting (dolování energie) získat energii pro provoz pár periférií. Jedná se například od I²C, výstup do 5 mA. [31]

NT3H221 je plně kompatibilní s normami ISO/IEC 14443 Part 2 a 3. Pro komunikaci mezi stranami nabízí buď 64-byte SRAM buffer, anebo pro rychlejší komunikaci integrované funkce s názvem FAST_WRITE a FAST_READ. Čip umožňuje skrze pin s názvem Field Detection vytvořit informaci o detekovaném radiomagnetickém poli a indikuje stav, kdy se jiné zařízení pokouší o komunikaci. To je vhodné pro použití do nízkoenergetických aplikací, jelikož do té doby se MCU nemusí dotazovat, zda je blízko zařízení, které chce komunikovat. Tím se ušetří energie. [28]

13.6 Výběr akcelerometru

Vzhledem k nutné minimalizaci cenových nákladů bylo nutné volit akcelerometr dle ceny. Na trhu je velký výběr, ale hodně integrovaných obvodů dosahuje cenově řádů stokorun. Volba padla na čip NFC od firmy NXP. Tento IC je jednoduchý digitální akcelerometr s možností nastavení vnitřních registrů. Na výstupních pinech je navíc možnost dvou INT pinů. Je možno nastavit, že při detekci pohybu vyvolají přerušení. Pro komunikaci s mikrokontrolérem slouží sběrnice I²C. [29]

14 Konstrukce zařízení

Po vybrání vhodných komponent je třeba je správně zapojit a zkompletovat. Výrobci součástek často uvádějí doporučená schémata zapojení, kde nabízejí různé kombinace. Není nutné se těchto schémat pevně držet, je ale dobré si uvědomit, že výrobci mají ve svých laboratořích dobré možnosti, jak tato zapojení odladit a usnadnit tím hw designérovi jeho práci. Samotné obvodové řešení elektronické oční masky po výběru hlavních komponent není extrémně složité. Celé schéma je k náhledu v příloze A. Obvod je složen z několika částí:

- Řídicí část
- Senzorová část
- Řízení elektroluminiscenční fólie
- Komunikační část
- Energetická část

14.1 Řídicí část

V této sekci se nachází MCU, samotné zapojení není až tak složité, je třeba ale dodržet poznámky uváděné výrobcem v datasheetu. Důležité je připojit kondenzátory 100 nF, které se připojují k napájecím pinům mikrokontroléru. Tyto kondenzátory pokrývají vzniklé napěťové špičky, které vznikají na vodičích, když MCU mění stavy výstupních pinů. Při přepnutí CMOS hradla vznikají proudové špičky i několik mA. Pokud by se tyto kondenzátory nepřipojily, hrozilo by, že by celý obvod nemusel správně fungovat. Zvláště by mohla nastat situace, kdy by se mikrokontrolér pravidelně restartoval. Napájení se ještě posiluje většími kondenzátory. Bývají to součástky o hodnotě 1 μ F. Dalším obranným mechanismem výrobce proti těmto možným stavům je, že se napájecí piny nacházejí na více místech. Tím se firma ST vyvaruje tomu, aby protékal proud skrze čip, ale mohl být dostupný přímo tam, kde je potřeba. Po dodržení těchto doporučení jsou správně zapojené napájecí piny.

Připojení krystalu pro určení pracovní frekvence vyžaduje též svá pravidla. Výrobce tomuto tématu vyhrazuje celý vlastní datasheet, jak správně zapojit krystal a jak postupovat při tvorbě desky plošných spojů. I v tomto případě nedodržení rad může mít až fatální následky. V případě elektronické oční masky jsem využil pouze krystalu o hodnotě 32,758 kHz. Je určen pro běh RTC. V dokumentaci se nachází informace o příslušných hodnotách kondenzátorů. Následně je dobré při kreslení DPS postupovat podle doporučeného motivu. K mikrokontroléru je připojeno větší množství periférií.

Tlačítko, jež je ovládacím prvkem pro pacienta, je připojeno skrze PULL-UP rezistor k napájecímu napětí a po jeho zmáčknutí se uzemňuje. Aby nedocházelo k nežádoucím záskmitům po zmáčknutí, je k tlačítku paralelně připojen kondenzátor o kapacitě 100 nF. Pro signalizaci stavů jsou v zařízení umístěné 4 LED. Dvě z nich ovládá mikroprocesor, jedna slouží k vizuální detekci NFC pole a poslední čtvrtá signalizuje připojení USB adaptéru k elektronické masce.

Nedílnou součástí řídicí části zařízení je také programovací konektor. Na desce plošných spojů se nachází v šesti pinové formě, která obsahuje napájení, rozvod hodin pro přenos dat, signálovou zem, datový vodič, reset a SWO vodič. Takový konektor již umožňuje nahrávání softwaru a následné programovací operace. Pro plánovanou komunikaci s lékařskými počítači se zde nachází i rozhraní USART. [23]

14.2 Senzorová část

V této části rozebírám zapojení dvou senzorových čidel, která jsou součástí zařízení. První z nich je teplotní čidlo. Velká část je již popsána v kapitole věnované výběru teploměru. Teploměr se připojuje na sériovou komunikační sběrnici I²C, která je skrze PULL-UP rezistory připojena na napájecí napětí, aby na sběrnici byla v klidovém stavu v logické 1. Při konstrukci jsem připojil k mikrokontroléru i alarmový pin teploměru, který se dá pomocí vnitřních registrů nastavit, jelikož mi to dovolil počet pinů, kterými je MCU od firmy ST vybaven. Pro nastavení I²C adresy jsem využil tři pinů označených A2, A1 a A0. Pomocí těchto pinů jsem nastavil adresu na 0x1C.

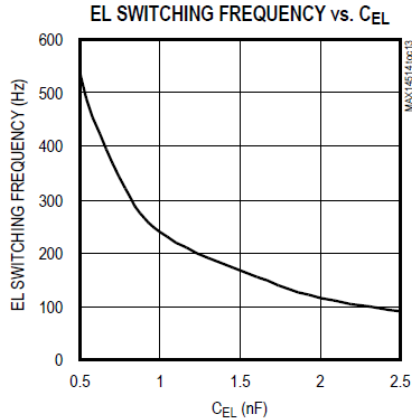
Je nutné se vyvarovat konfliktu adres na sběrnici. Pro napájení obdobně jako u mikrokontroléru je připojen k napájení kondenzátor 100 nF. Druhým senzorem je akcelerometr. Tento integrovaný obvod vyžaduje o něco více součástek než předchozí obvod. Pro komunikační rozhraní je tu opět využita sběrnice I²C. K mikrokontroléru jsem připojil dva piny pro přerušení, které lze nakonfigurovat skrze konfigurační vnitřní registry v součástce. Jako předchozí čipy i tento vyžaduje připojení kondenzátorů 3x100 nF a 1 μF. [24] [29]

14.3 Řízení elektroluminiscenční fólie

Tento čip má o něco složitější nastavení. Před nastavením jsem musel s firmou, která bude výsledný výrobek vyrábět, prodiskutovat, jaká je vhodná frekvence signálu, kterým se rozsvěcuje elektroluminiscenční fólie. Toto nastavení zároveň vychází z lékařské studie, která je popsána v úvodu práce. Žádaná frekvence signálu je 400 Hz. Při této frekvenci následně svítí fólie s vlnovou délkou λ okolo 505 nm. Výstupní frekvence se určuje pomocí následujícího vztahu (1):

$$f_{el} = 0,08175 \div (R_{SLEW} \cdot C_{EL}) \quad (1)$$

Tento vztah ovšem obsahuje dvě neznámé. Hodnotu C_{EL} lze odečíst z grafu (viz obrázek č. 30) v datasheetu. Na ose x leží hodnoty uvažovaných kondenzátorů C_{EL} , na ose y je výstupní spínaná frekvence sloužící k rozsvícení elektroluminiscenční fólie.



Obrázek č. 30 – Výstupní spínaná frekvence vs. C_{EL} – MAX14514[27]

Při požadované výstupní frekvenci 400 Hz vychází hodnota kondenzátoru cca. 560 pF. Vztah (1) je třeba upravit pro výpočet R_{SLEW} a dosadit do ní.

$$R_{SLEW} = \frac{0,08175}{f_{el} \cdot C_{EL}} = \frac{0,08175}{400 \cdot 560 \cdot 10^{-12}} = 364\,955 \text{ } (\Omega) \quad (2)$$

Tato hodnota rezistoru se přímo neprodává a je třeba zvolit blízkou hodnotu, anebo ji složit ze dvou rezistorů. Nejbližší hodnota je 360 kΩ. Jelikož rozdíl mezi vypočtenou a prodávanou hodnotu je menší jak 2 %, hodnota 360 kΩ je postačující. Tímto je nastavena výstupní frekvence.

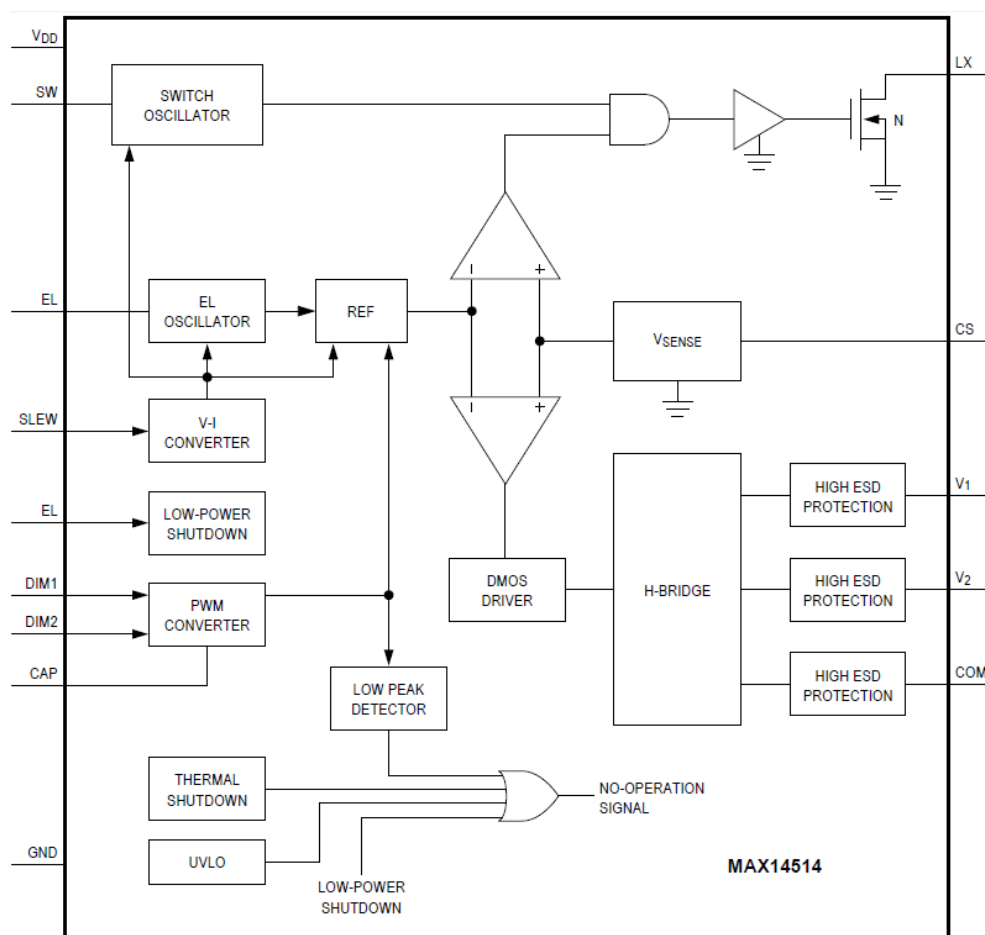
Nastavení vnitřního BOOST konvertoru je pomocí hodnot součástek C_{SW}, R_{SLEW} a samozřejmě cívkou L_X. Opět je v datasheetu uveden vztah pro výpočet pracovní frekvence BOOST obvodu a doporučené meze, ve kterých by se měl návrh pohybovat.

$$f_{SW} = 3,6 \div (R_{SLEW} \cdot C_{SW}) \quad (3)$$

Doporučená frekvence se má pohybovat od 20 kHz do 150 kHz. Hodnotu R_{SLEW} máme již danou z předchozího výpočtu. Je možné nahlédnout do grafu a z něj určit výchozí hodnotu C_{SW}. Tu jsem vybral podle dostupných součástek jako 120 pF. Následně po dosazení je třeba jen ověřit, zda je výsledná hodnota v pořádku s doporučením výrobce.

$$f_{SW} = 3,6 \div (360k \cdot 120 \cdot 10^{-12}) = 83,3 \text{ (kHz)} \quad (4)$$

Frekvence 83,3 kHz vyhovuje doporučení výrobce, tudíž je možné použít tyto součástky. Vybranou cívku pro BOOST obvod je 220 μ H. Tuto hodnotu jsem volil dle doporučení výrobce. Následujícím prvkem je kondenzátor C_{CAP} . Stará se o pomalé zapínání a vypínání. Hodnotu 470 pF pro C_{CAP} a C_S 2 nF jsem volil z datasheetu.



Obrázek č. 31 – Vnitřní blokové schéma MAX14514 [27]

Na obrázku č. 31 je blokové schéma obvodu MAX14514. Jsou na něm patrné ovládací prvky, které jsem nastavoval. Mezi piny V1 a COM je připojena první elektroluminiscenční fólie a obdobně mezi piny V2 a COM druhá fólie. Do mikrokontroléru jsou připojeny piny EN, DIM1 a DIM2. První pin EN neboli enable slouží k zapínání integrovaného obvodu. Pomocí DIM1 a DIM2 skrze PWM signál se

ovládá jas elektronické oční masky. Tato možnost je pro lékaře, pokud bude třeba upravit léčebnou terapii.

14.4 Komunikační část

Zapojení čipu s NFC bylo oproti ostatním součástkám obtížnější v tom, že výrobce toho zatím moc neuvádí. Jestli je to tím, že součástka je vydána v roce 2016 anebo bohužel takto firma NXP popisuje více svých výrobků, nemohu posoudit. Při zapojování jsem se řídil zkušenostmi. Součástka neobsahuje velké množství pinů. Mezi svorky LA a LB se připojuje anténa, která pracuje na frekvenci 13,56 MHz. Samotnou anténu jsem nenavrhol, ale převzal z vývojového kitu. Tato anténa je již vylazená a je přímo určená pro komunikaci mezi zařízeními NFC.

Čip umožňuje využití energie z vytvořeného pole a tu použít pro svoje napájení. Toho jsem přímo nevyužil. Na tento pin jsem připojil LED, která v tuto chvíli funguje jako vizuální ukazatel NFC radiomagnetického pole. Pro komunikaci s mikrokontrolérem jsou zde piny určené pro druhy sběrnice I²C. Na sběrnici jsou připojené PULL-UP rezistory. NT3H2211 disponuje pinem, který mění stav podle detekce pole NFC. Je zdvihnut pomocí rezistoru o velikosti 2,7 kΩ do stavu logické 1. Při detekci je tento stav změněn a následně vyhodnocen mikrokontrolérem STM32L053R8T6. [28]

14.5 Energetická část

V části, která se stará o napájení, jsou dva integrované obvody. Nejdříve popíšu, jak zapojit obvod pro nabíjení akumulátoru. Jedná se o IC LTC4088. Vycházel jsem z typického zapojení, které uvádí výrobce v datasheetu [XX]. Na pin V_{BUS} se připojuje buď adaptér s 5 V, anebo se tento pin připojí k USB portu. V případě elektronické oční masky jsem uvažoval i o bezdrátovém nabíjení. Tento způsob jsem otestoval, více informací je v závěru práce. Pro připojení těchto tří variant je na desce plošných spojů hřebínkový konektor, který umožňuje vybrat mezi zdrojem energie pro nabíjení. Po debatě s firmou, která bude toto zařízení následně vyrábět, jsem byl obeznámen s názorem, že obyčejný USB kabel bude nejvhodnější. Toto rozeberu v závěru práce.

Výstup V_{OUT} vede na napěťový stabilizátor LD39050. Výrobce doporučuje, že pokud se nevyužívá LDO výstup (v případě elektronické oční masky je na hraně max. možného proudu), tento výstup připojit k V_{OUT} . Piny D0 až D1 slouží k nastavení maximálního vstupního proudu do integrovaného obvodu LTC4088. Vybral jsem kombinaci, která limituje proud nad 500 mA. Tato hodnota je postačující. Mezi svorku CLPROG a zem jsem připojil doporučenou kombinaci rezistoru a kondenzátoru. Na výstup nabíječky pin V_{OUT} je připojený 10 μ F kondenzátor. Jelikož obvod umožňuje i výstup 3,3 V (bohužel pouze do 25 mA) a jedná se o DC-DC měnič, je nutné k integrovanému obvodu připojit cívku. Její velikost je uvedena v datasheetu, postačí 3,3 μ H. Připojuje se mezi SW a V_{OUT} piny. Na pin BAT je připojena Li-Ion akumulátor. Obvod umožňuje využívat tepelné sledování akumulátoru. Jelikož jsem toho nevyužil, je tento pin čipu připojen dle doporučení ke GND. [25]

Druhý obvod starající se o napěťovou správu je LD39050. Jak je již popsáno výše, jedná se o jednoduchý napěťový stabilizátor. Nemí třeba zakomponovávat složitý obvod. Vstup IC je připojen na hřebínkový konektor a je možné v případě prvního výrobku testovat i jiný zdroj energie, než je LTC4088. Na vstup je připojena dvojice kondenzátorů 100 nF a 1 μ F, obdobně je toto připojeno na výstup LD39050. Pin PG neboli Power Good je připojen do mikrokontroléru. Obvod je možné zapínat pomocí pinu EN, toho v konstrukci nevyužívám, tento pin je napřímou připojen ke vstupnímu napětí na pin V_{IN} . Celkové zapojení je vidět na třech stranách přílohy A:

Příloha A – schéma zapojení

15 Návrh desky plošných spojů

K návrhu desky plošných spojů jsem využil programu Altium. Program jsem zvolil z toho důvodu, že oproti klasickým programům, jako je například Eagle, ulehčuje značně práci. Například většinu pouzder jsem byl sice nucen nakreslit, ale velkým pomocníkem bylo Altium, které disponuje průvodcem footprintu (označení motivu na desce plošných spojů, kam se přiletuje následná součástka). Oproti programu, jako je Eagle, je tato pomoc značná. Namalování pouzdra a footprintu je otázkou pár minut, ne-li méně. Občas se stává, že někteří výrobci uvádějí informaci o tvaru součástky jen v palcích. V případě využití tohoto programu, je designér více hlídán programem a

nedochází k nekompatibilitě pouzder, když se v průběhu práce mění jednotka rastru. Je to výhodné, jelikož se tím designér vyvaruje následné možné nekompatibilitě pouzder.

Pro realizaci DPS jsem využil dvouvrstvou desku s parametry: materiál FR4, tloušťka 1,5 mm, 18 μm Cu. Velikost desky jsem se snažil udělat co nejmenší s ohledem na velikost použitých součástek. Produkt nabízený firmou se bude ještě následně zmenšovat na menší velikost pouzder SMD a odpadnou testovací místa pro měřicí účely, více v závěru práce. Při rozmístování součástek je velice důležité dbát na doporučení výrobců čipů a pravidla návrhu DPS. Uvedu například kondenzátory o velikosti 100 nF. Tyto součástky musí být co nejbližší k IC, někdy tato vzdálenost musí být do jednotek mm.

Další speciální skupinou jsou krystaly, pod kterými je třeba udělat tzv. rozlitou zem a netahat vodiče. Dobrým zlepšením je i prokovené vrtání, které pomáhá protékání proudu a uzavírání siločár. Rozlitá zem je výhodná i po celé desce, je nutné ale opět vložit prokovené vrtání, aby na desce netekly zbytečné proudy. Vznikají, když musí proud protéct z jedné strany na druhou, jelikož dřív není spoj mezi oběma stranami desky plošných spojů.

Výroba desky plošných spojů

Zpracovaný návrh DPS jsem poté nechal zhotovit u firmy PragoBoard s.r.o. Výsledný produkt byl dvouvrstvou deskou, která z obou stran obsahovala nepájjivou masku, potisk na vrchní straně a pocínované plošky pro lepší pájení.

Osazení desky plošných spojů

Při osazování desky jsem využil služeb LVR nacházejících se na FELu. Nechal jsem si zapájet čipy, jako jsou QFN, LQFP atd. Jelikož jejich ručním pájením bych zbytečně zanášel nejistotu funkčnosti do zařízení. Zbylé součástky jsem již zapájel pomocí mikropájkky a zkontroloval pod elektronickou lupou na katedře Mikroelektroniky.

15.1 Přílohy týkající se desky plošných spojů:

Příloha B – Motivy desky plošných spojů

Příloha C – Osazovací plán desky plošných spojů

Příloha D – 3D pohled na desku plošných spojů s osazenými součástkami

Příloha E – Vyhotovená deska plošného spoje

16 Oživení zařízení

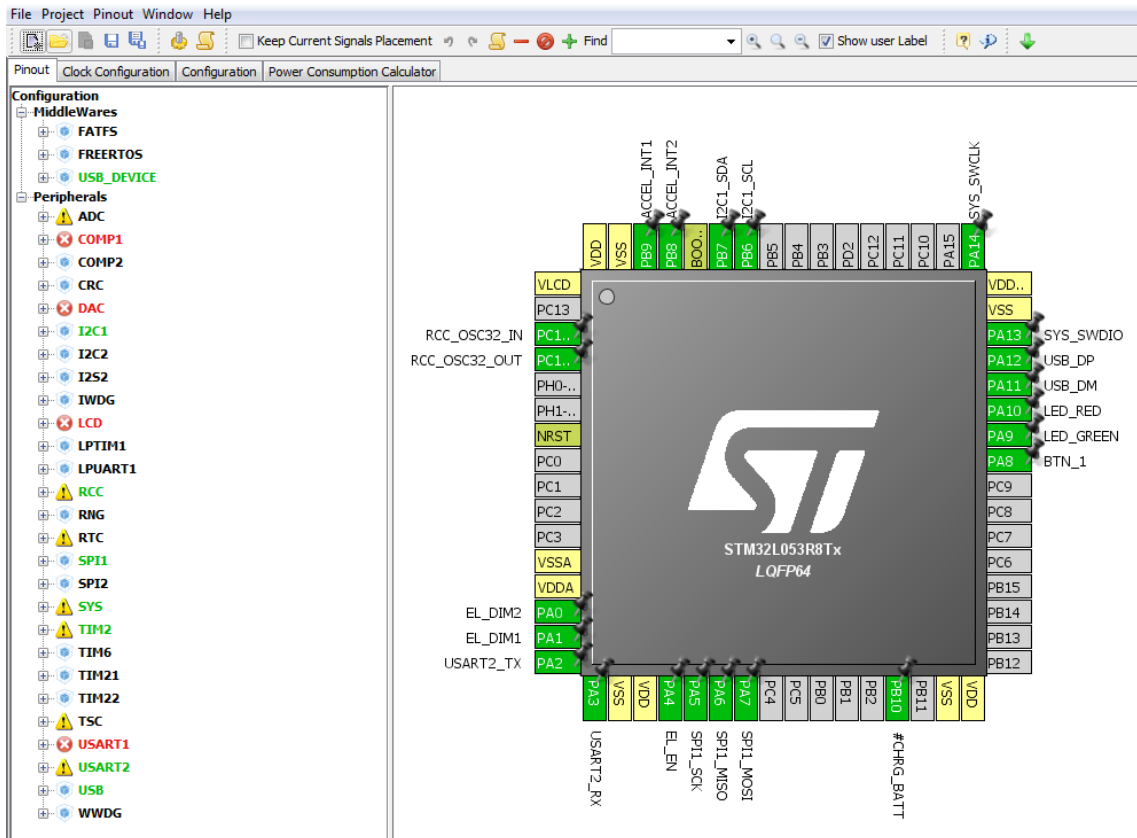
Toto je vždy nejošemetnější část konstruování nového zařízení. Abych předešel možným komplikacím, provedl jsem více kontrolování již ve schématu. Do schématu jsem zanesl hřebíkové konektory, které umožňují postupně celé zařízení oživovat. Zároveň tyto piny slouží jako měřicí piny, na kterých lze měřit protékající proudy a průběhy signálů. Postupné oživení proběhlo bez problémů a vyzkoušel jsem různé zdroje pro provoz zařízení. Použité zdroje byly akumulátor, napájecí adaptér, USB port, bezdrátové nabíjení.

17 Firmware pro senzor

Před psaním samotného softwaru pro elektronickou oční masku je třeba vybrat vývojové prostředí. V závěrečném semestru jsem si zapsal předmět s mikrokontroléry od firmy STMicroelectronics. Důvodem bylo to, abych se s nimi seznámil a získal užitečné informace pro tvorbu mé práce. V předmětu jsme využívali prostředí Sleepy Cat IDE. Hlavním důvodem, proč jsem jej nevybral, bylo, že řada STM32L0 je novější a již k ní nejsou knihovny označené Standard Peripherals Libraries, ale nové knihovny typu HAL. Jedná se o vrstvu, která přistupuje k běžným perifériím. Při porovnání HAL knihoven a jejich předcházejících verzí Standard Peripherals Libraries docházím k názoru, že nové HAL knihovny nejsou často ještě odladěné. V průběhu programování jsem narazil na pár nedostatků, například dokumentace k nim je značně strohá. Když opominu současné nedostatky HAL, samotné knihovny disponují velkou řadou funkcí. Je možné jimi ovládat standardní sběrnice, jako jsou I²C, SPI, USART atd. Ze začátku je značně těžké tyto knihovny využít právě díky menší dokumentaci.

17.1 STM32Cube Embedded Software

Tento program je velkým pomocníkem při začátcích programování procesoru od firmy ST. Programátor při založení nového projektu vybere svůj procesor a určí pouzdro. Celý čip se následně zobrazí, viz obrázek č. 32.



Obrázek č. 32 – Program STM32Cube Embedded Software

V levé části obrazovky se nachází jednotlivé periférie, kterými vybraný procesor disponuje. Po jejich rozkliknutí se objeví konfigurační možnosti. Po zvolení požadavků se vpravo na obrázku procesoru zeleně vybarví použité piny pro tuto periférii. Zároveň dochází k postupnému začervenání periférií vlevo. To je dáno tím, že některé periférie mají společné piny a již nejsou dostupné. Jinou možností je, že dané periférie jsou omezené a pak se u nich objeví žlutý trojúhelník s vykřičníkem. Pokud toto nastane a přesto aplikační návrhář potřebuje danou periférii, je nutné poohlédnout se po alternativních pinech, začít konfiguraci z jiné strany anebo využít i jiného procesoru. Je samozřejmé, že tato konfigurace lze provést i na papíře, ale výhoda nástroje je, že vás kontroluje a zmenšuje se tak možnost omylu. Jednotlivé piny lze i pojmenovat dle své aplikace.

V programu se nacházejí čtyři karty, kde právě první je již popsaná karta Pinout. Následující karty umožňují volbu nastavení hodin procesoru, podrobnější konfiguraci jednotlivých periférií, nastavení DMA a přerušení, poslední kartou je energetická spotřeba. Pomocí tohoto programu lze následovně vygenerovat projekt, který obsahuje takto nastavené periférie a procesor. V tuto chvíli ovšem přichází nedostatek tohoto nástroje. To znamená, že ne všechny periférie jsou opravdu nastaveny správně. To jsem zjistil až v průběhu programování, kdy jsem narážel například na nesmyslnou frekvenci sběrnice I²C v MHz.

17.2 Firmware

Pro psaní programu jsem využil prostředí s názvem Systém Workbench for STM32 neboli zkráceně SW4STM32. Jde o prostředí, kde lze jednoduše debugovat běh programu, zároveň STM32Cube umožňuje exportování konfiguračního kódu do toho prostředí. Samotný program obsahuje více souborů typu c, jelikož prostředí disponuje více knihovnamí. Výsledný program, který se nahrává do procesoru, je ještě odvislý od úrovně komprimace kódu. Program bych rozdělil na části inicializace a obsluhu. Na začátku programu v main funkci jsou volány jednotlivé periférie, které jsou následně aktivovány. To je nezbytné pro běh zařízení.

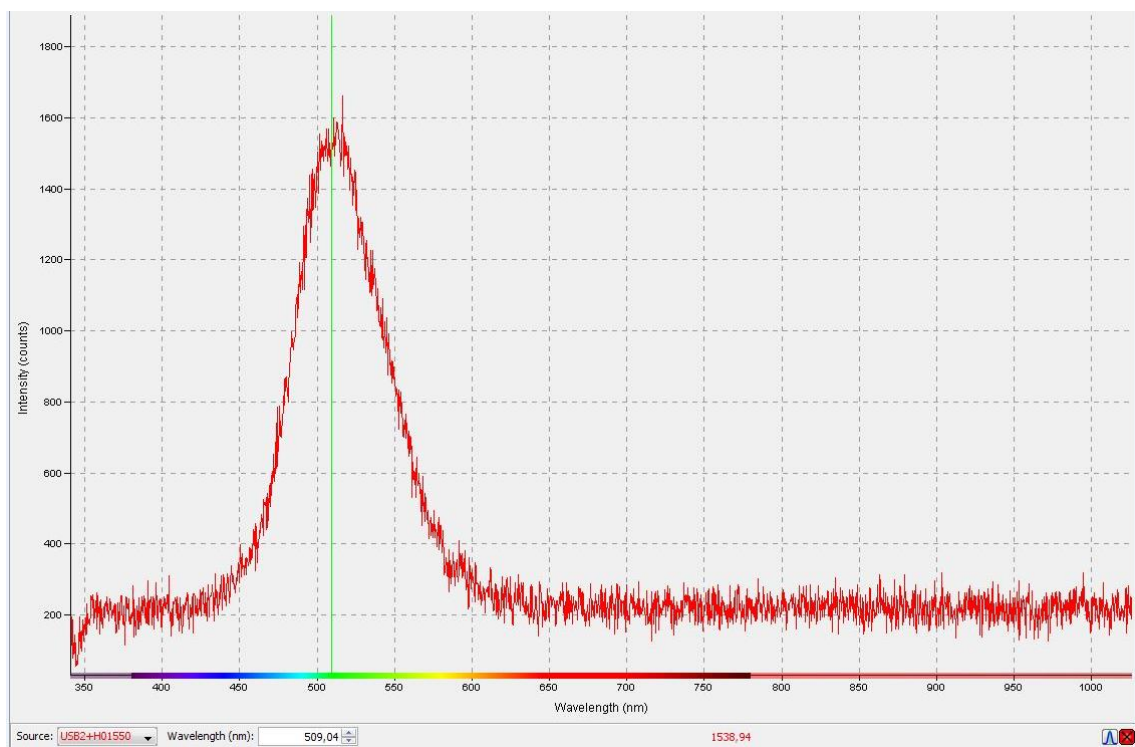
Do inicializačních funkcí lze dopisovat vlastní kód. Inicializační kódy jsou poměrně dlouhé. Po nastavení periférií se běh kódu vrací zpět do main a přechází do nekonečné smyčky. Program čeká na stisknutí tlačítka. To je přístup pacienta pro ovládání elektronické oční masky. Po stisknutí se aktivuje elektroluminiscenční fólie. To je část, kterou vnímá pacient. Zařízení mezitím zapisuje aktuální datum a čas, kdy bylo zařízení spuštěno a očekává, že pacient během chvíle nasadí masku na obličej. Po pěti minutách zařízení měří, zda se mění teplota v okolí masky a zda pacient masku má na obličej. Tato ochrana je zakomponována, jelikož existuje možnost, že by pacient masku zapínal, ale nepoužíval ji k léčbě. Například z důvodu nedůvěry apod.

Zařízení zapíše a uloží informaci, zda je maska nasazena a začne monitorovat pohyb. Pohyb zde lékařská pomůcka monitoruje proto, aby se zaznamenalo, za jak dlouho si pacient na masku zvykne či vůbec. Malé odchylky a převrácení je ignorováno. Tím je myšlena možnost, že se spící osoba v posteli přetočí na druhou stranu apod. Déletrvající pohybová aktivita je zanesena spolu s teplotou a časem do paměti. Po

skončení léčebné kúry se opět zapíše čas ukončení a program vypne periférie kvůli úspoře energie. Pro komunikaci s ošetřujícím lékařem slouží rozhraní USART, skrze které probíhá výpis dat z paměti zařízení. Následně je možné paměť vymazat, popřípadě měnit intenzitu svícení, pokud tak rozhodne lékař.

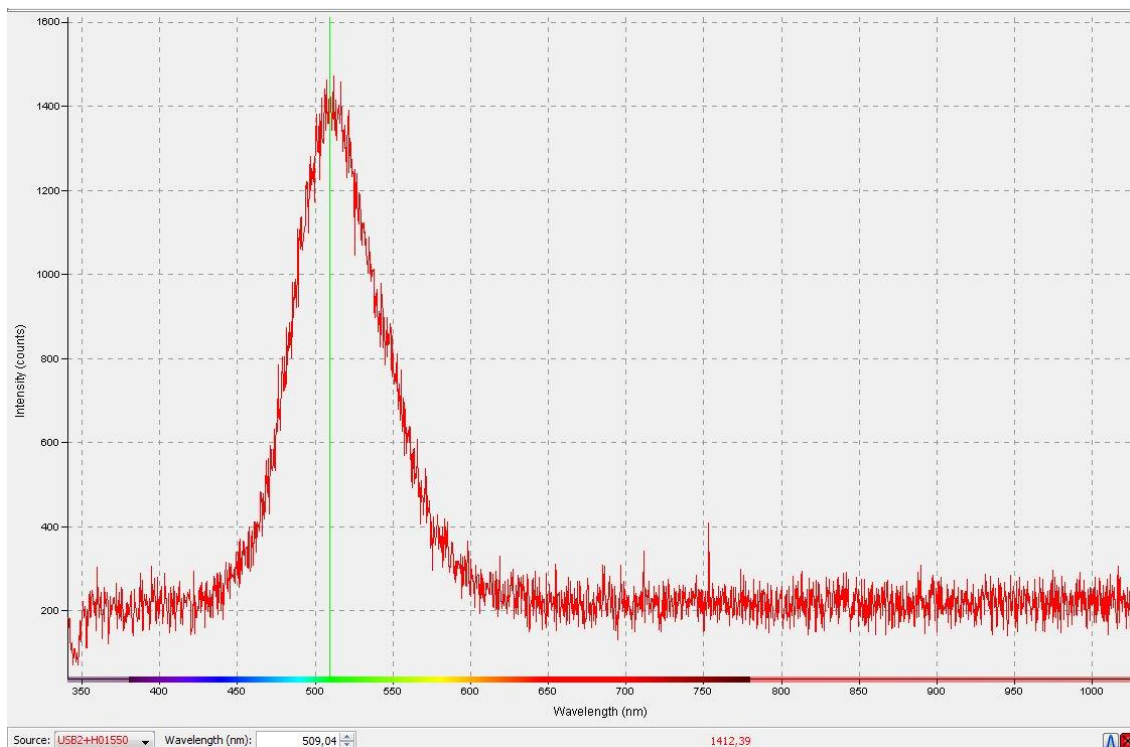
18 Měření zhotoveného zařízení

Pro ověření spotřeby celého obvodu jsem využil laboratoří na FELu katedry Mikroelektroniky. První jsem měřil, jak správně svítí elektroluminiscenční fólie, zda je hodnota okolo vlnové délky $\lambda = 505$ nm. Na následujících obrázcích je k vidění intenzita světla vůči vlnové délce světla.



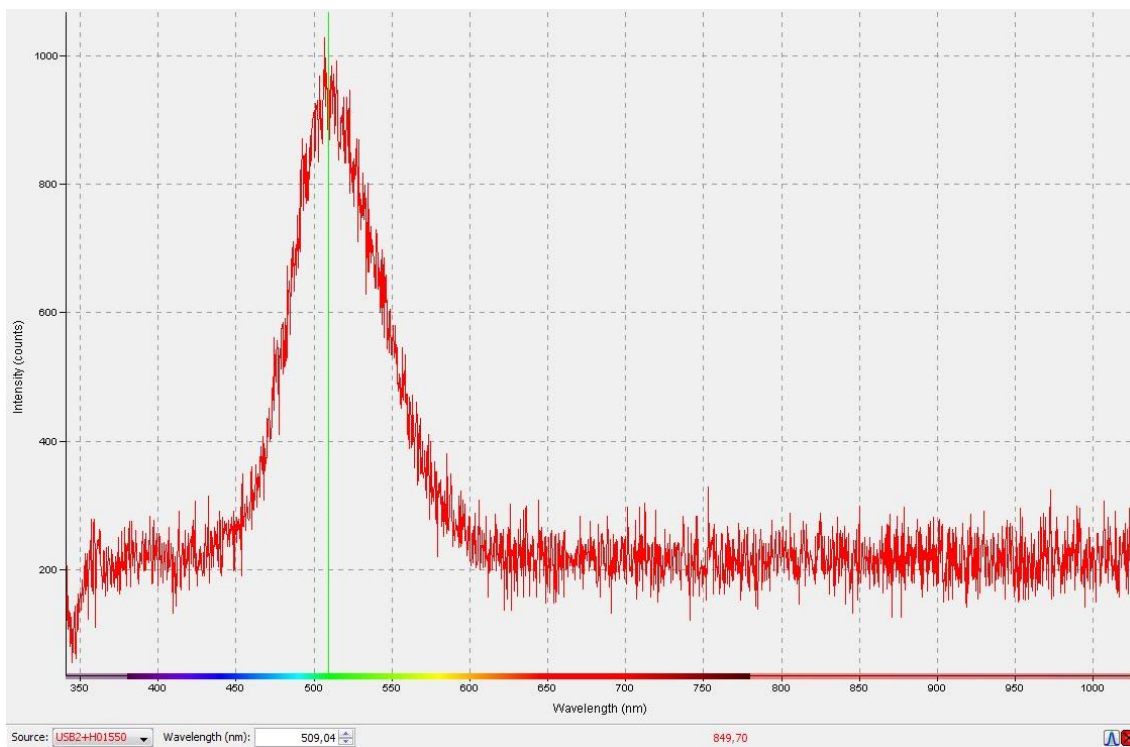
Obrázek č. 33 – Intenzita světla vůči vlnové délce

$$L = 220 \mu\text{H}, C_{\text{EL}} = 560 \text{ pF}, C_{\text{SW}} = 120 \text{ pF}$$



Obrázek č. 34 – Intenzita světla vůči vlnové délce

$$L = 220 \mu\text{H}, C_{\text{EL}} = 560 \text{ pF}, C_{\text{SW}} = 100 \text{ pF}$$



Obrázek č. 35 – Intenzita světla vůči vlnové délce

$$L = 330 \mu\text{H}, C_{\text{EL}} = 560 \text{ pF}, C_{\text{SW}} = 82 \text{ pF}$$

Z obrázků č. 34 až 35 je patrné, že naměřená vlnová délka světla $\lambda = 509,4$ nm se liší oproti konstruované vlnové délce $\lambda = 505$ nm o méně než 1 %. Při pohledu na relativní intenzitu světla je patrné, že první kombinace součástek umožňuje největší intenzitu světla. Je to dáno součástkami BOOST obvodu integrovaného obvodu MAX14514, pokud se připojí méně vhodné součástky, intenzita klesá. Pro lékařské zařízení je výhodné využít takové zapojení, které umožňuje dosáhnout maximální intenzity a následně programově pomocí PWM modulace měnit intenzitu softwarově.

Měřené proudy zařízení jsou v následující tabulce č. 4. Prvním oživovaným obvodem byla nabíječka LTC4088-2. K ní jsem poté připojil napěťový regulátor LD39050 a následně aktivoval zbylé části zařízení.

Tabulka č. 4 – Naměřená proudová spotřeba zařízení

spotřeba obvodů pro správu napájení		
LTC4088		
Ubaterie	I _{bat}	U _{out1}
(V)	(μ A)	(V)
3,6	25,7	3,77
LTC4088 spolu s LD39050		
Ubaterie	I _{bat}	U _{out2}
(V)	(μ A)	(V)
3,6	50	3,31

Po změření odběru proudu samotným obvodem jsem změřil odběr proudu i se zbylými aktivními perifériemi. Největším konzumentem energie je elektroluminiscenční fólie. Naměřené hodnoty běhu při zapnuté a vypnuté elektroluminiscenční folii jsou v následující tabulce č. 5.

Tabulka č. 5 – Naměřená proudová spotřeba zařízení při vyp/zap EL folii

Celková proudová spotřeba obvodů	
	I _{bat}
	(mA)
zapnutá EL fólie	30,8
vypnutá EL fólie	6,4

Spotřeba zařízení a kapacita akumulátoru

Při maximálním odběru 32 mA, požadavku na svícení 10 hodin a uvažované době mezi nabíjením 1 až 2 dny, vychází akumulátor na cca 1000 mAh. Při konstrukci jsem využíval zdroje energie s kapacitou 1200 mAh. Pro menší rozměry bych zvažoval akumulátor menší, okolo 700 mAh. Výsledný použitý akumulátor se bude odrážet z konstrukčního řešení krabičky elektronické oční masky. Momentálně v rozpracované verzi, že zařízení bude mít dva menší akumulátory, které budou na každé straně masky.

19 Ekonomický rozbor zařízení

Ekonomický rozbor tohoto zařízení je značně těžší věc, jelikož se jedná o první výrobek a lze předpokládat jisté úpravy. Výsledné zařízení, které se bude vyrábět, bude na jiné desce plošných spojů, než je tento výrobek. Předpoklad je ohebná Pyralux fólie. Součástky SMD budou ještě zmenšovány nejspíše až na úroveň 0402 kvůli úspoře místa a odpadnou testovací plošky. Tyto rozměry by byly pro práci při první konstrukci značně stěžující, a proto jsem využil větších rozměrů 0805. V České republice se takové zařízení v tuto chvíli nevyrábí, ale podařilo se mi zjistit, že je sem dovezeno několik kusů z Velké Británie. Odhadovaná cena za prodej je 5 000 Kč. Aby byla výsledná výroba co nejlevnější, je nutné využít velkosériovou výrobu. Firma, která bude následný výrobek prodávat, uvažuje o výrobě v Číně, kde jsou náklady menší než v zemích Evropy. Následující tabulka č. 6 popisuje kalkulaci nákladů na vyrobení testovaného kusu.

Tabulka č. 6 – Rozpočet součástek na 1ks vyrobeného zařízení

Typ	Pozice	Hodnota	Ks	Cena za kus	Celkem
Li-Ion akumulátor	Battery	1200 mAh	1	202	202
Ker. kondenzátor	C1, C4, C17, C19	1 μ F	4	0,26	1,04
Ker. kondenzátor	C2, C3, C6, C11, C12, C13, C14, C15, C16, C18, C20, C21, C22, C23, C24, C27	100 nF	16	0,16	2,56
Ker. kondenzátor	C5	10 μ F	1	0,31	0,31
Ker. kondenzátor	C7, C8	3,9 pF	2	0,25	0,5
Ker. kondenzátor	C9	560 pF	1	0,21	0,21
Ker. kondenzátor	C10	820 pF	1	0,35	0,35
Ker. kondenzátor	C25	18 pF	1	0,20	0,2
Ker. kondenzátor	C26	100 pF	1	0,19	0,19
Ker. kondenzátor	C28	3,3 nF	1	0,38	0,38
Ker. kondenzátor	C29	4,7 nF	2	0,14	0,28
Ker. kondenzátor	C30	4,7 μ F	1	3,37	3,37
Ker. kondenzátor	C31	470 pF	1	0,24	0,24
Rezistor	R1	8,2 Ω	1	0,23	0,23
Rezistor	R2	2,94 k Ω	1	0,31	0,31
Rezistor	R3	499 Ω	1	0,22	0,22
Rezistor	R4, R5, R6	1 k Ω	3	0,17	0,51
Rezistor	R7	4,7 k Ω	1	0,14	0,14
Rezistor	R8, R9	470 Ω	2	0,12	0,24
Rezistor	R10	2,7 k Ω	1	0,14	0,14
Rezistor	R11	1,3 k Ω	1	0,14	0,14
Rezistor	R12	360 k Ω	1	0,21	0,21
Cívka	L1	3,3 μ H	1	3,54	3,54
Cívka	L2	220 μ H	1	6,12	6,12
LED	LED2	žlutá	1	2,93	2,93
LED	LED1, LED3, LED4	zelená	3	2,93	8,79
Dioda	D1	ER2D-DIO	1	2,73	2,73
Krystal	X_RTC	32.768 kHz	1	10,26	10,26
Mikro USB	K1	-	1	13,09	13,09
Napěťový regulátor	U1	LD39050	1	25,21	25,21
Nabíjecí IC	U2	LTC4088	1	105,24	105,24
MCU	U3	STM32L053R8T6	1	119,83	119,83
Akcelerometr	U4	MMA8652FCR1	1	28,71	28,71
EL-Driver	U5	MAX14514	1	69,28	69,28
NFC IC	U6	NT3H2211	1	8,93	8,93
Teploměr	U7	MCP9808	1	28,67	28,67
Servisní piny	P1, P2, P3, P4, P5, P6, P7,	-	25	27,3	27,3

	P8,				
Tlačítko	SW1	-	1	4,45	4,45
Deska plošných spojů	-	-	1	517	517

Celkem	1 195,56 Kč
--------	----------------

Po součtu potřebného materiálu uvedeného v tabulce č. 6 a nákladů na pořízení DPS vychází materiální náklady na stavbu prvního zařízení na cca 1 200 Kč. Při následné finální výrobě lze očekávat velké zlevnění. Například cena desky plošných spojů při použití Pyralux fólie se zmenší až 10x, přibližně na nějakých 47 Kč, taktéž další součástky zlevní díky odběrům v řádech stovek kusů. Výrobu po zauvažování těchto faktorů bych odhadoval na 650 Kč na elektronickou část zařízení. Další propočty zatím nemohu uvažovat, jelikož neznám náklady firmy, která bude zařízení produkovat, na kus.

Prodejní cena bude pravděpodobně o něco menší než britská verze. Je jisté, že firma se bude dále snažit zmenšit výrobní náklady výhodným nákupem součástek a desek plošných spojů. Jak jsem již uvedl výše, firma uvažuje o výrobě v zahraničí, kde se očekává, že náklady budou nižší než v České republice. Do zařízení je třeba zakomponovat i otázku softwaru, ale to je jednorázový poplatek při vývoji, který už se pak ve výsledném zařízení téměř neprojeví.

20 Závěr

Zařízení elektronická oční maska bylo vytvořeno v podobě jednoho kusu. Vytvořením tohoto výrobku se neukončuje vývoj, výrobek je vnímán jako první. Na základě tohoto výrobku se bude dále konstruovat jednodušší verze pro levnější variantu. Současná verze by se mohla upravit o levnější součástky kvůli velkovýrobě. Tyto úpravy nebyly přímo možné zakomponovat v průběhu práce, jelikož jsem neznal konkrétní dodavatele součástek, ani výrobce desky plošných spojů. Výsledné zařízení se poté zabuduje do pouzdra na oči, které se následně vloží do měkkého anti alergenního látkového pouzdra, jež se pak přímo, podobně jako škraboška, upevní k obličejí.

V průběhu vytváření této práce jsem narážel na různé překážky, které se mi dařilo vyřešit, popřípadě jsem dokázal najít alternativní postup, který vedl ke stejnému výsledku. Tyto různé překážky jsem zaznamenával pro pozdější úpravy. Do budoucna lze zakomponovat levnější procesor a levnější obvod pro dobíjení akumulátoru. Tyto položky jsou jedny z dražších na seznamu součástek.

Konstruování zařízení bylo pro mě velkým přínosem po stránce zkušeností, kdy jsem se seznámil s problematikou 32-bitových procesorů. V předchozích letech jsem disponoval pouze zkušenostmi s 8-bitovými procesory, které se chovají odlišně a jednodušeji se nastavují. Pro jednodušší aplikace postačí jednodušší 8-bitový procesor, ale jelikož je třeba brát při konstrukci zřetel na ekonomickou stránku výrobku, dochází k tomu, že 32-bitový procesor je levnější. Jako alternativa k elektroluminiscenční folii je OLED. Na trhu jsem našel výrobek s označením Noctura 400, který využívá OLED technologii namísto elektroluminiscenční folie. Při hledání ceny na internetu jsem našel více informací, ale usuzuji z nich, že maska vychází okolo 250 £ na dobu 120 měsíců.

Pomocí měření jsem zaznamenal protékající proudy, kdy maximální naměřený odebíraný proud je 32 mA. Je z toho patrné, že výstup LDO z integrovaného obvodu LTC4088 by nedokázal pokrýt proudovou náročnost zařízení.

Práce byla pro mě jako studenta nesmírným přínosem, jelikož jsem tím zvýšil svoji konkurenceschopnost na trhu práce díky věcem, které jsem v průběhu práce musel řešit.

21 Seznam použité literatury a zdrojů:

- [1] – Diabetes mellitus http://www.wikiskripta.eu/index.php/Diabetes_mellitus dne 3. 2. 2016
- [2] – Ctibor Povýšil, Ivo Šteiner.: Obecná patologie
- [3] – Diabetická asociace ČR <http://www.diabetickaasociace.cz/co-je-diabetes/data-o-diabetu-v-cr/>
- [4] – Závěrečná zpráva o klinickém hodnocení zdravotnického prostředku č. KHZP/2013/001/Mv. Nové terapeutické možnosti léčby chronického diabetického makulárního edému pomocí prevence adaptace na tmu Garant projektu - Prof. MUDr. Pavel Kuchyňka CSc.
- [5] Michaela Gavorníková – Výtěžnost preventivních prohlídek v ordinaci praktického lékaře pro dospělé ve smyslu časného zachytu diabetu, <https://www.google.cz/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=3&ved=0ahUKEwfO2zdvKAhUGYA8KHUviBfYQFggsMAI&url=https%3A%2F%2Fis.cuni.cz%2Fwebapps%2Fzpzp%2Fdownload%2F120005405&usg=AFQjCNEQ61uXKPOC65C4kQEQnJDUS60MSQ&sig2=gGP-9zNzuElhCFBJTvvigQ&cad=rja> dne 3. 2. 2016
- [6] BARTOŠ, V. – PELIKÁNOVÁ, T. - SOSNA T. a kol. Praktická diabetologie. 3. vyd. Praha: Maxdorf, 2003, ISBN 80-85912-69-4
- [7] <http://nemoci.vitalion.cz/diabeticka-retinopatie/> dne 3. 2. 2016
- [8] Prof. MUDr. Kuchyňka Pavel CSc. a kol. Oční lékařství, 2007, ISBN 978-80-247-1163-8
- [9] Diabetická retinopatie, Medicína Pro Praxi 2009; 6(5), odborný lékařský časopis doc. MUDr. Tomáš Sosna, CSc. Centrum diabetologie IKEM, Praha Oční oddělení Fakultní Thomayerovy nemocnice, Praha <http://www.medicinapropraxi.cz/pdfs/med/2009/05/11.pdf> dne 3. 2. 2016
- [10] Mitochondrie, lékařské wikiskripta <http://www.wikiskripta.eu/index.php/Mitochondrie> dne 5. 2. 2016
- [11] Yan Xie, Principle and Application of Inorganic Electroluminescence and Organic Electroluminescence, IEEE Conference Publications <http://80.ieeexplore.ieee.org/dialog/cvut.cz/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=5777215>

- [12] Aktivní vrstva pro elektroluminiscenční fólie
<http://spisy.upv.cz/UtilityModels/FullDocuments/FDUM0025/uv025048.pdf> dne 6.2.2016 17
- [13] Produktová stránka o řídicím obvodu elektroluminiscenčních fólií IC MAX14514
<https://www.maximintegrated.com/en/products/power/MAX14514.html> dne 7. 2. 2016
- [14] Produktová stránka mikrokontroléru STM32L052K6
<http://www.st.com/web/catalog/mmc/FM141/SC1169/SS1817/LN1844/PF259786#> dne 7. 2. 2016
- [15] Komunikace po sériové sběrnici
<http://www.root.cz/clanky/komunikace-po-seriove-sbornici-isup2supc/> dne 18.5.2016
- [16] Komunikace po sériové sběrnici
http://pandatron.cz/?210&sbornice_i2c dne 18.5.2016
- [17] I2C bus organisation
<http://www.i2c-bus.org/i2c-primer/requirements/> dne 18.5.2016
- [18] Prezentace Mikrokontroléry dostupná z:
http://www.umel.feec.vutbr.cz/bdom/predn/Mikrokontrolery_1.pdf 15.5.2014 dne 18.5.2016
- [19] Akcelerometry, Prof. Ing. Husák, CSc.
<http://www.micro.feld.cvut.cz/home/x34ses/prednasky/08%20Akcelerometry.pdf>
Dne 18.5.2016
- [20] Jak pracují nové 3D MEMS akcelerometry Freescale, Vojáček
<http://vyvoj.hw.cz/soucastky/jak-pracuji-nove-3d-mems-akcelerometry-freescale.html>
dne 18.5.2016
- [21] Near Field Communication (NFC): From Theory to Practice, Vedat Coskun, Kerem Ok, Busra Ozdenizci
- [22] Technologie NFC a její zabezpečení
https://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=65330
dne 18.5.2016
- [23] Informace k mikrokontroléru STM32L053R8T6
<http://www.st.com/en/microcontrollers/stm32l053r8.html> dne 18.5.2016
- [24] Informace k teploměru MCP9808

- <http://www.microchip.com/wwwproducts/en/MCP9808> dne 18.5.2016
- [25] Informace k LTC4088
- <http://www.linear.com/product/LTC4088> dne 18.5.2016
- [26] Informace k napětovému stabilizátoru LD39050
- http://www.st.com/content/st_com/en/products/power-management/linear-voltage-regulators/low-dropout-ldo-linear-regulators/low-iq-ldo-regulators/ld39050.html dne 18.5.2016
- [27] Informace k ovládacímu čipu pro elektroluminiscenční folie MAX14514
- <https://www.maximintegrated.com/en/products/power/MAX14514.html> dne 18.5.2016
- [28] Informace k NFC čipu NT3H2211
- http://www.nxp.com/documents/data_sheet/NT3H2111_2211.pdf dne 18.5.2016
- [29] Informace k akcelerometru MMA8652FC
- <http://www.nxp.com/products/sensors/accelerometers/3-axis-accelerometers/2g-4g-8g-low-g-12-bit-digital-accelerometer:MMA8652FC> dne 18.5.2016
- [30] Printed Circuit Board Planes, Odborný časopis, Neil Gruending
Elektro, vydání květen a červen 2016, 3/2016
- [31], Vullers, R.J.M, Van Schaijk, Micropower energy harvesting
ISSN 0038-1101
- [32] Přednáška 1 část 2, Aplikace vestavěných systémů, J. Fisher, ČVUT – FEL,
katedra měření
- [33] Informace o řadě STM32L0,
- http://www.st.com/content/st_com/en/products/microcontrollers/stm32-32-bit-arm-cortex-mcus/stm32l0-series.html?querycriteria=productId=SS1817 dne 23.5.2016
- [34] Informace o řadě STM32F7,
- http://www.st.com/content/st_com/en/products/microcontrollers/stm32-32-bit-arm-cortex-mcus/stm32f7-series.html?querycriteria=productId=SS1858, dne 23.5.2016
- [35] Chronické komplikace diabetu, lékařské wikiskripta
- <http://www.wikiskripta.eu/index.php/Mitochondrie> dne 5. 2. 2016

22 Seznam obrázků

- Obrázek č. 1 – Statistické údaje o počtu diabetiků v ČR [3]
- Obrázek č. 2 – Normální vidění [35]
- Obrázek č. 3 – Vidění člověka při postižení diabetickou retinopatií [35]
- Obrázek č. 4 – Redukce diabetického makulárního edému DME dle očního koherentního tomografu OCT [4]
- Obrázek č. 5 – Pohled na vývoj tloušťky DME, pacient 1 [4]
- Obrázek č. 6 – Pohled na vývoj tloušťky DME, šířky v μm , pacient 1 [4]
- Obrázek č. 7 – Pohled na vývoj tloušťky DME, ILM – RPE (Inner Limiting Membrane - Retinal Pigmented Epithelium) , pacient 1 [4]
- Obrázek č. 8 – Pohled na vývoj tloušťky DME, pacient 2 [4]
- Obrázek č. 9 – Pohled na vývoj tloušťky DME, šířky v μm , pacient 2 [4]
- Obrázek č. 10 – Pohled na vývoj tloušťky DME, ILM – RPE (Inner Limiting Membrane - Retinal Pigmented Epithelium) , pacient 2 [4]
- Obrázek č. 11 – Blokové schéma elektronické masky
- Obrázek č. 12 – Řez elektromuniscenční fólií [11] [12]
- Obrázek č. 13 – Ekvivalentní náhradní elektrické schéma EL [11] [12]
- Obrázek č. 14 – Zapojení uzlů na sběrnici I2C
- Obrázek č. 15 – Zahájení přenosu vysláním start bitu S [15]
- Obrázek č. 16 – Průběh komunikace při použití standardní 7bitového adresování [15]
- Obrázek č. 17 - Obecné schéma mikroprocesoru [18]
- Obrázek č. 18 - Obecné schéma Von Neumannovy architektury [18]
- Obrázek č. 19 - Obecné schéma Harvardské architektury [18]
- Obrázek č. 20 – Blokové schéma zvyšovače napětí
- Obrázek č. 21 – Blokové schéma snižovače napětí
- Obrázek č. 22 – Blokové schéma Buck-Boost konvertoru
- Obrázek č. 23 – Základní uspořádání kapacitního akcelerometru [19]
- Obrázek č. 24 – Základní uspořádání kapacitního akcelerometru [19]
- Obrázek č. 25 – logo NFC pro certifikovaná zařízení
- Obrázek č. 26 – Nabízené varianty řady L0 společnosti ST [33]
- Obrázek č. 27 – Zjednodušené vnitřní blokové schéma LTC4088-2 [25]
- Obrázek č. 28 – Zjednodušené vnitřní blokové schéma LD39050 [26]
- Obrázek č. 29 – Průběh výstupního napětí MAX14514 [27]
- Obrázek č. 30 – Výstupní spínaná frekvence vs. CEL – MAX14514[27]
- Obrázek č. 31 – Vnitřní blokové schéma MAX14514 [27]

- Obrázek č. 32 – Program STM32Cube Embedded Software
- Obrázek č. 33 – Intenzita světla vůči vlnové délce, $L = 220 \mu\text{H}$, $\text{CEL} = 560 \text{ pF}$, $\text{CSW} = 120 \text{ pF}$
- Obrázek č. 34 – Intenzita světla vůči vlnové délce, $L = 220 \mu\text{H}$, $\text{CEL} = 560 \text{ pF}$, $\text{CSW} = 100 \text{ pF}$
- Obrázek č. 35 – Intenzita světla vůči vlnové délce, $L = 330 \mu\text{H}$, $\text{CEL} = 560 \text{ pF}$, $\text{CSW} = 82 \text{ pF}$
- Obrázek č. 36 – Elektrické schéma elektronické oční masky strana 1 ze 3
- Obrázek č. 37 – Elektrické schéma elektronické oční masky strana 2 ze 3
- Obrázek č. 38 – Elektrické schéma elektronické oční masky strana 3 ze 3
- Obrázek č. 39 – Návrh desky plošných spojů – vrchní strana;
- Obrázek č. 40 – Návrh desky plošných spojů – spodní strana
- Obrázek č. 41 – Osazovací výkres - vrchní strana
- Obrázek č. 42 – 3D pohled na elektronickou část
- Obrázek č. 43 – Pohled na osazenou desku plošných spojů
- Obrázek č. 44 – Pohled na DPS, akumulátor a navrhovaný kryt elektronické oční masky

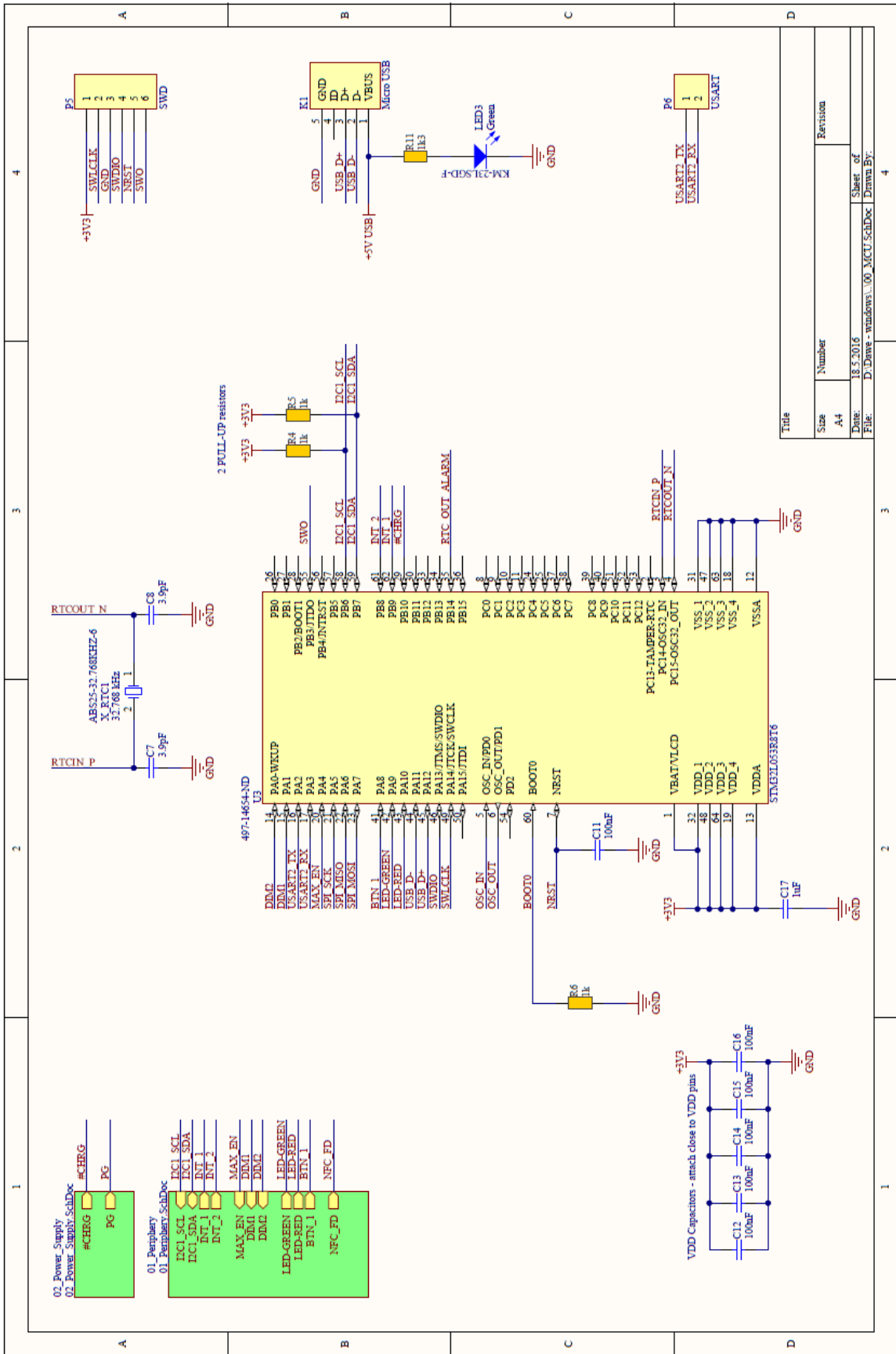
23 Seznam tabulek

- Tabulka č. 1 – Údaje o vývoji diabetického makulárního edému v průběhu léčby [4]
- Tabulka č. 2 – Přehled přenosových rychlostí I2C
- Tabulka č. 3 – Druhy tagů definované NFC fórem
- Tabulka č. 4 – Naměřená proudová spotřeba zařízení
- Tabulka č. 5 – Naměřená proudová spotřeba zařízení při vyp/zap EL folii
- Tabulka č. 6 – Rozpočet součástí na 1ks vyrobeného

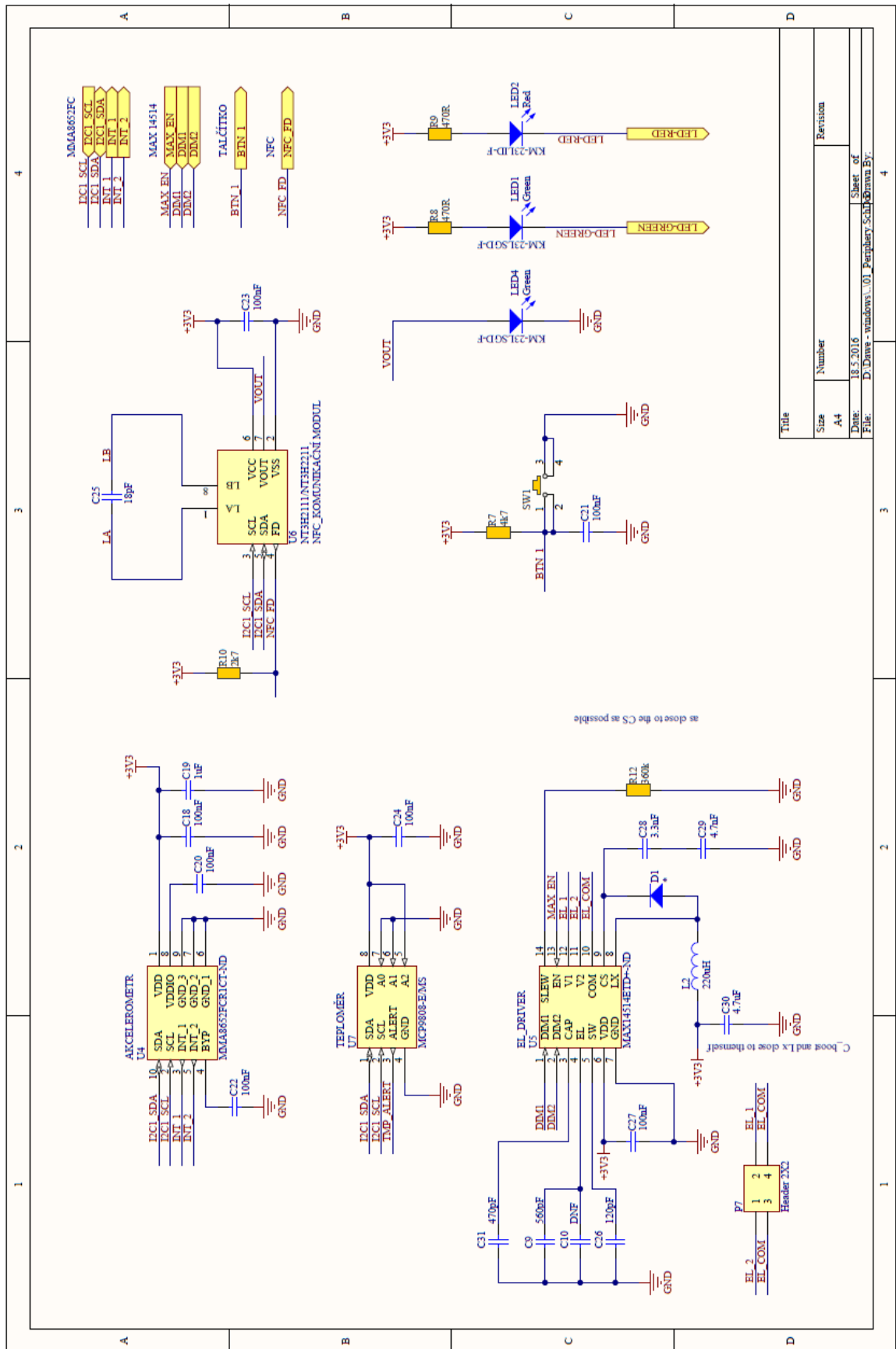
24 Přílohy

24.1 Příloha A – Schéma zapojení

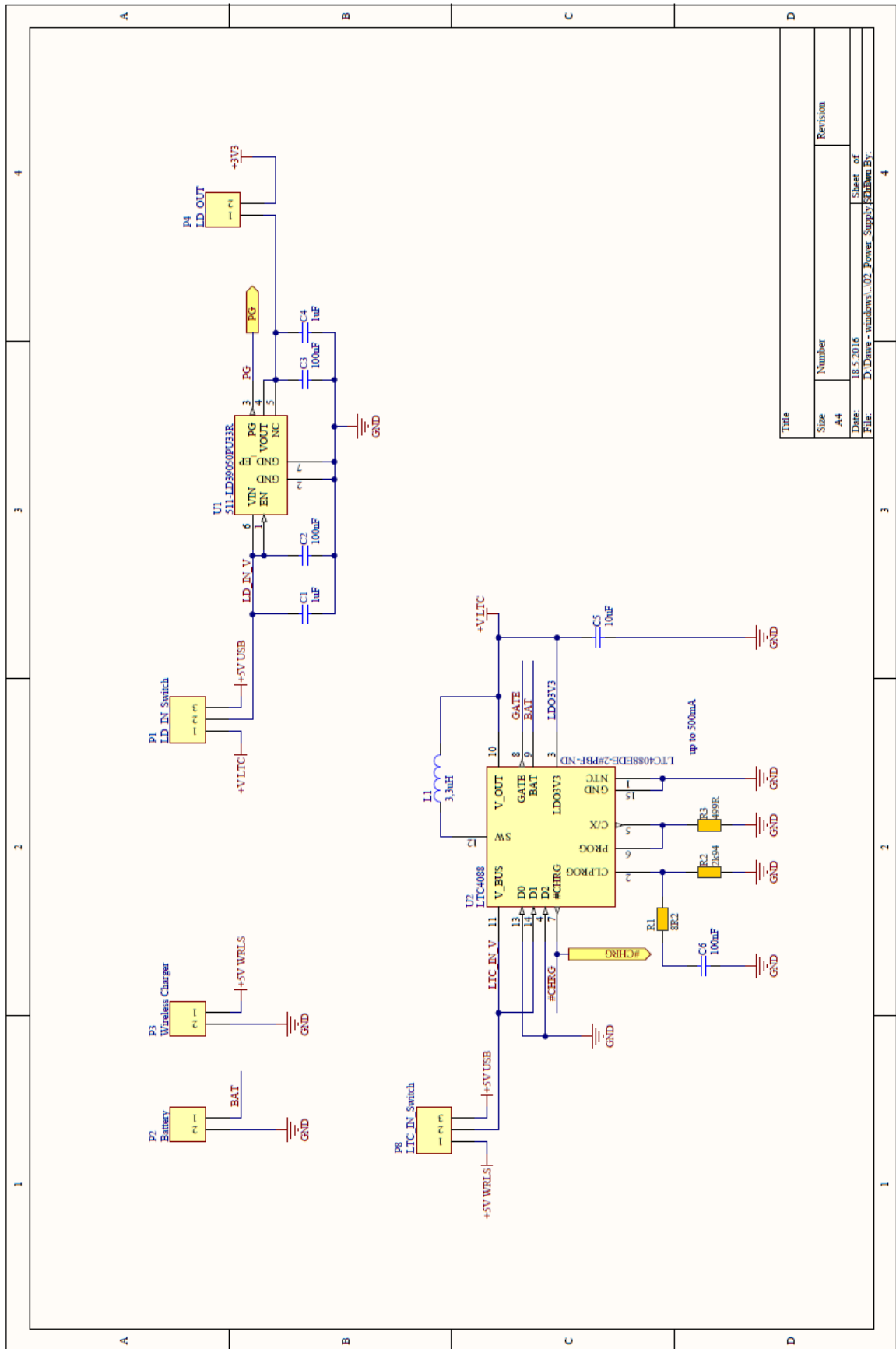
Viz následující strana



Obrázek č. 36 – Elektrické schéma elektronické oční masky strana 1 ze 3



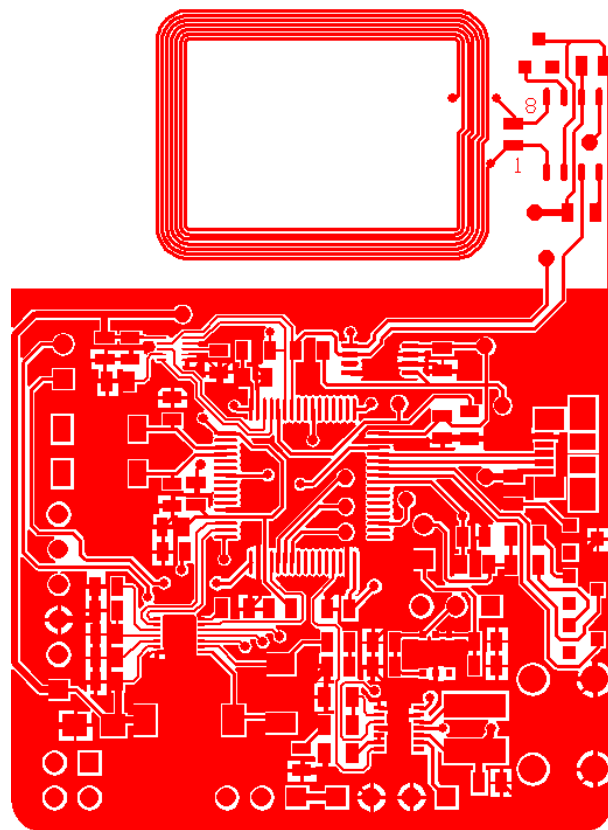
Obrázek č. 37 – Elektrické schéma elektronické oční masky strana 2 ze 3



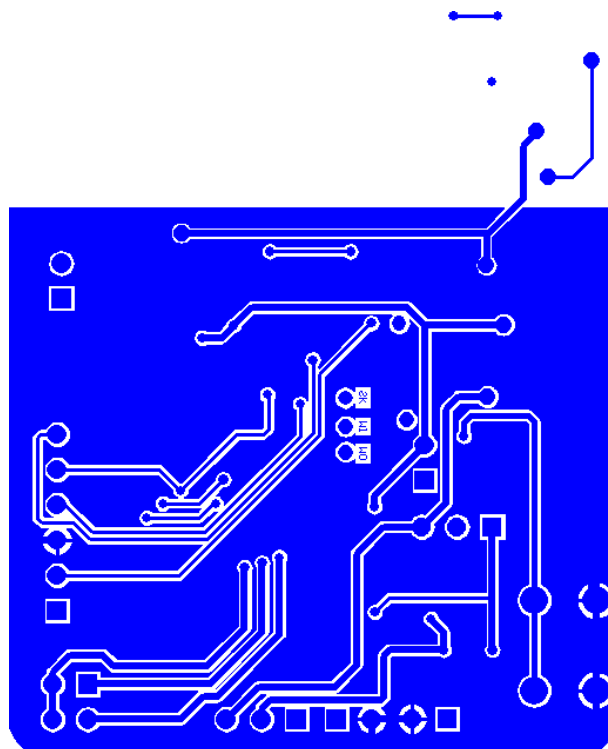
Title	
Size	Number
A4	
Date:	18.5.2016
File:	D:\Dane - windows\02_Power Supply\Elektron By:
Revision	

Obrázek č. 38 – Elektrické schéma elektronické oční masky strana 3 ze 3
- 68 -

24.2 Příloha B – Motivy desky plošných spojů

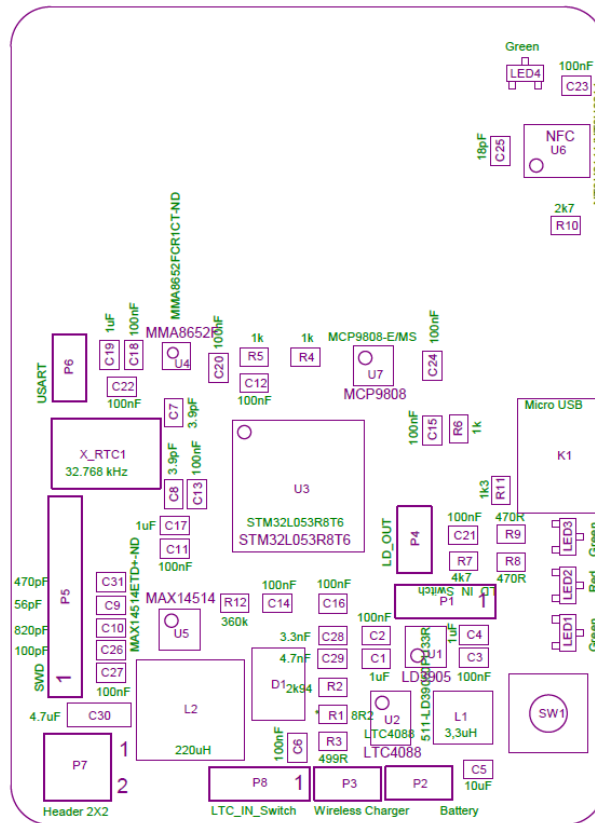


Obrázek č. 39 – Návrh desky plošných spojů – vrchní strana



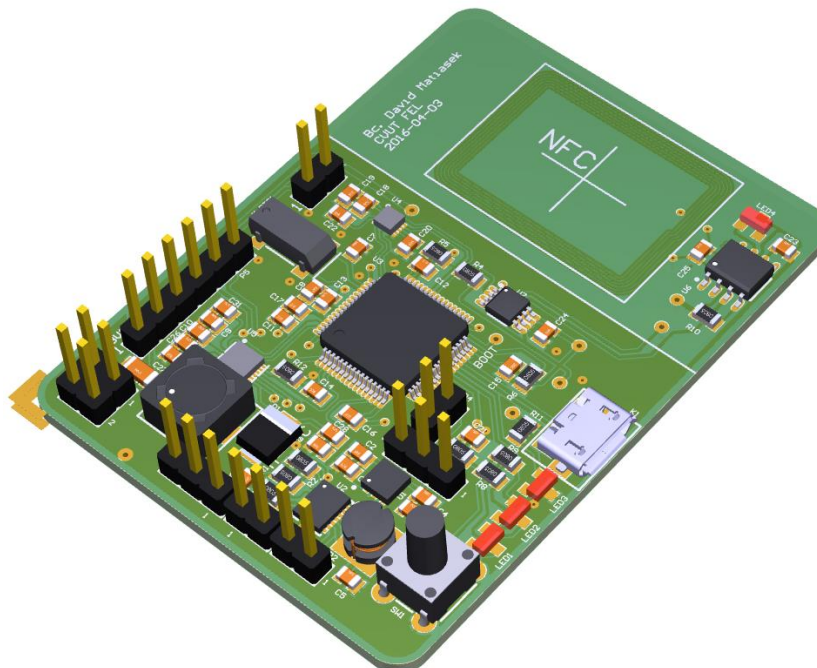
Obrázek č. 40 – Návrh desky plošných spojů – spodní strana

24.3 Příloha C – Osazovací plán



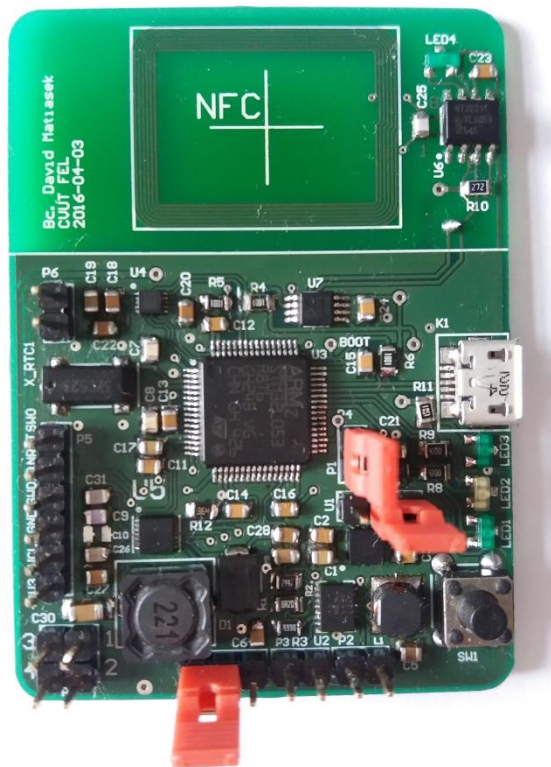
Obrázek č. 41: Osazovací výkres - vrchní strana

24.4 Příloha D – 3D pohled na DPS osazenou součástkami

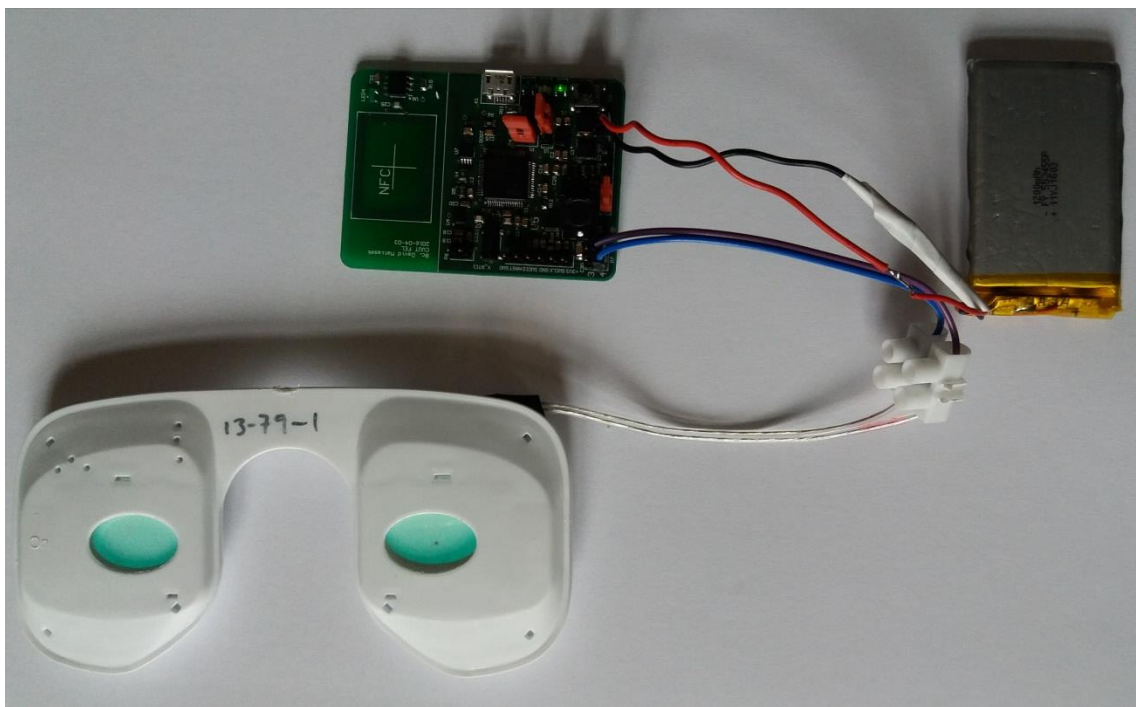


Obrázek č. 42 – 3D pohled na elektronickou část

24.5 Příloha E – Fotodokumentace výrobku



Obrázek č. 43 – Pohled na osazenou desku plošných spojů



Obrázek č. 44 – Pohled na DPS, akumulátor a navrhovaný kryt elektronické oční masky