



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ
Katedra biomedicínské techniky

Prototyp transiluminátoru pro detekci pneumotoraxu novorozenců

Prototype of transilluminator for detecting newborn's pneumothorax

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský technik

Autor bakalářské práce: Stanislav Jiříček

Vedoucí bakalářské práce: Ing. Petr Kudrna, Ph.D.

Kladno 2017

Katedra biomedicínské techniky

Akademický rok: 2016/2017

Z a d á n í b a k a l á ř s k é p r á c e

Student: **Stanislav Jiříček**
Obor: Biomedicínský technik
Téma: **Prototyp transiluminátoru pro detekci pneumotoraxu novorozenců**
Téma anglicky: Prototype of transilluminator for detecting newborn's pneumothorax

Zásady pro vypracování:

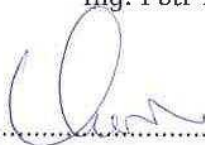
Navrhněte, realizujte a experimentálně ověřte prototyp transiluminátoru pro diagnostiku pneumotoraxu u novorozenců v klinické praxi. Transiluminátor bude využívat intenzivní zdroj viditelného záření typu LED s možností regulace intenzity viditelného záření. Metodiku testování zařízení volte s ohledem na platné normy ČSN.

Seznam odborné literatury:

- [1] Tricia L. Gomella, **Neonatology: management, procedures, on-call problems, diseases and drugs**, ed. Sixth Edition, McGraw Hill Professional, 2009, ISBN 78-0-07-154431-3
- [2] John G. Webster, **Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation**, ed. 6, Wiley, 2006, ISBN 978-0-471-26358-6

Zadání platné do: 11.09.2018

Vedoucí: Ing. Petr Kudrna, Ph.D.



vedoucí katedry / pracoviště



děkan

V Kladně dne 20.02.2017

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem Prototyp transiluminátoru pro detekci pneumotoraxu novorozenců vypracoval samostatně a použil k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k bakalářské práci.

Nemám závažný důvod proti užití 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), ve znění pozdějších předpisů.

V Kladně 17.5.2017

.....

Stanislav Jiříček

PODĚKOVÁNÍ

Rád bych poděkoval vedoucímu bakalářské práce Ing. Petrovi Kudrnovi, Ph.D. za jeho pomoc a ochotu řešit mé dotazy a problémy týkající se této práce během celého semestru, kdy vznikala.

ABSTRAKT

Prototyp transiluminátoru pro detekci pneumotoraxu novorozenců

Bakalářská práce se zabývá návrhem a realizací prototypu transiluminátoru pro detekci pneumotoraxu novorozenců. Požadavky na přístroj vychází z klinického pracoviště, kde je pro uživatele zásadní možnost regulace intenzity světla a zároveň využití zdroje světla typu LED. Světelný výkon navrženého prototypu je 1400 lux ($l = 23 \text{ cm}$) v rozsahu vlnových délek studeného bílého světla pro bílé LED diody a červeného světla ($\lambda > 570 \text{ nm}$) pro LED diody červené.

Prototyp využívá integrovaného obvodu 555 v zapojení jako astabilní klopný obvod s možností regulace střídý signálu, což umožňuje regulaci výstupního záření v celém rozsahu výkonu. Navržený a realizovaný prototyp umožňuje přepínání zdrojů světla pro zvýšení kontrastu v diagnostikované oblasti. Jeho součástí je zabudovaný akumulátor, který se nabíjí pomocí microUSB konektoru a zároveň má zařízení světelnou indikaci vybité baterie.

Klíčová slova

transiluminace, pneumotorax, neonatologie

ABSTRACT

Prototype of transilluminator for detecting newborn's pneumothorax

Bachelor's thesis deals with the design and realization of prototype of transilluminator for detecting newborn's pneumothorax. Device requirements come from a clinical workplace, where is for user important ability to control light intensity and using of LEDs as a source of light. Designed prototype's illuminance is 1400 lux ($l = 23$ cm) in the cold white light wavelengths range for white LEDs and red light ($\lambda > 570$ nm) for red LEDs.

The prototype uses an integrated circuit 555 wired as an astable flip-flop circuit enabling to change duty cycle of an output signal that regulates light intensity in whole range. The prototype enables switching light sources to increase contrast in the diagnosed area. Its part is also a built-in rechargeable battery that is charged via a microUSB connector with low battery indicator.

Keywords

transillumination, pneumothorax, neonatology

Obsah

Seznam symbolů a zkratk	9
Seznam obrázků	10
1 Úvod	12
1.1 Přehled současného stavu.....	14
1.1.1 Původní modely transiluminátorů	15
1.1.2 Aktuální modely transiluminátorů.....	15
1.1.3 Dílčí závěr	18
1.2 Cíle práce.....	19
2 Technické požadavky na novorozenecké transiluminátory	20
2.1 ČSN EN 60601-1: Všeobecné požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost zdravotnických elektrických přístrojů.....	20
2.1.1 Průvodní dokumentace	21
2.1.2 Technické požadavky na transiluminátor.....	21
2.2 ČSN EN 60601-2-57: Zvláštní požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost přístrojů obsahujících nelaserový světelný zdroj určených pro terapeutické, diagnostické, monitorovací a kosmetické/estetické použití.....	22
2.2.1 Požadavky na výrobce	24
2.3 ČSN EN 60601-2-41: Zvláštní požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost operačních a vyšetřovacích svítidel.....	24
3 Metody	27
3.1 Analýza parametrů dostupných transiluminátorů	27
3.2 Návrh elektronické části prototypu	29
3.2.1 Napájecí část.....	29
3.2.2 Funkční část.....	29
3.3 Návrh obalu transiluminátoru.....	34
4 Výsledky	35
4.1 Měření středové osvětlenosti.....	35
4.2 Návrh, ověření a realizace funkční části obvodu	36
4.2.1 Simulace obvodu	36
4.2.2 Ověření obvodu v nepájivém poli	38
4.2.3 Návrh a realizace desky plošných spojů.....	39

4.3	Napájecí část obvodu	41
4.4	Návrh krytu a realizace transiluminátoru	44
5	Diskuse	47
6	Závěr	49
	Seznam použité literatury	50
	Příloha A: Obsah přiloženého CD.....	52

Seznam symbolů a zkratk

Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
λ	nm	Vlnová délka
E_e	$W \cdot m^{-2}$	Intenzita ozařování
L_e	$W \cdot m^{-2} \cdot sr^{-1}$	Zář
Φ_e	W	Zářivý tok
$\Phi_{e\lambda}$	$W \cdot m^{-1}$	Spektrální zářivý tok
E	lux	Intenzita osvětlení
V_{CC}	V	Napájecí napětí
U_{OUT}	V	Výstupní napětí
R	Ω	Odpor
C	F	Kapacita
I	A	Proud

Seznam zkratk

Zkratka	Význam
LED	Dioda emitující světlo (Light-Emitting Diode)
PWM	Pulzně šířková modulace (Pulse Width Modulation)

Seznam obrázků

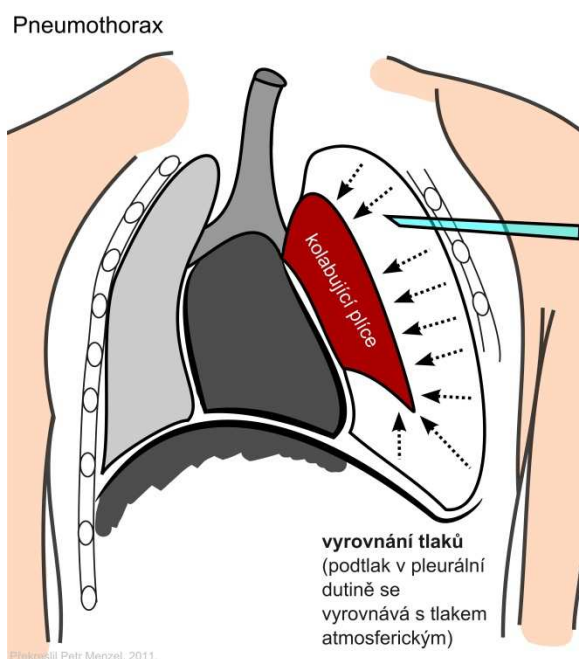
Obrázek 1.1: Schema pneumotoraxu znázorňující kolabující levou plíci [2].....	12
Obrázek 1.2: Transiluminace hrudníku novorozence (levostranný pneumotorax), levý obrázek – prosvícení pravé strany hrudníku, pravý obrázek – prosvícení levé strany hrudníku	14
Obrázek 1.3: Transiluminátor Air-Shields LT90700 [12]	15
Obrázek 1.4: Transiluminátor NT01 (Venoscope, USA) [13].....	16
Obrázek 1.5: Transiluminátor Vein Finder Venoscope II (Venoscope, USA) [14]	16
Obrázek 1.6: Transiluminátor Astodia (Stihler electronic, Německo) [15]	17
Obrázek 1.7: Transiluminátor Wee Sight (Philips, Nizozemsko)	17
Obrázek 2.1: Schéma měření středové osvětlenosti pomocí luxmetru [19]	25
Obrázek 2.2: Schéma měření průměru světelného pole, kdy výsledný průměr se určí jako: $d=(d_1 + d_2)/2$ [19]	26
Obrázek 3.1: Experimentální aparatura pro měření intenzity osvětlení	28
Obrázek 3.2: Transiluminátor Air-Shields napájený z laboratorního zdroje.....	28
Obrázek 3.3: Schéma elektronické části prototypu transiluminátoru	29
Obrázek 3.4: Integrovaný obvod NE555P [20]	30
Obrázek 3.5: Vnitřní stavba integrovaného obvodu NE555 s vyznačenými vstupními a výstupními piny (upraveno) [21]	31
Obrázek 3.6: Zapojení 555 pro ovládání střídavého obdélníkového signálu na výstupu Uout	31
Obrázek 3.7: Výstup z osciloskopu zapojeného mezi výstup obvodu (pin OUT) a zem při poloze jezce ve středu potenciometru	32
Obrázek 3.8: Obvod s diodami a přepínačem.....	33
Obrázek 3.9: Obvod pro indikaci vybité baterie s komparátorem	33
Obrázek 4.1: Sestavený obvod pro regulaci intenzity světla a přepínání mezi červenou a bílou dvojicí LED diod	37
Obrázek 4.2: Výstupy z osciloskopu pro zleva 0 %, 50 % a 100 % střídavého signálu	38
Obrázek 4.3: Zapojení obvodu v nepájivém poli napájeného z laboratorního zdroje s připojeným osciloskopem pro ověření zapojení	38
Obrázek 4.4: Výstup z osciloskopu zapojeného mezi výstupem (pin OUT) a zemí	39

Obrázek 4.5: Schéma zapojení komparátoru LM311 pro indikaci vybitého akumulátoru	40
Obrázek 4.6: Rozložení součástek na desce plošných spojů	40
Obrázek 4.7: Horní měděná vrstva desky plošných spojů.....	41
Obrázek 4.8: Nabíjecí modul pro Li-ion akumulátory	42
Obrázek 4.9: Deska DC – DC zvyšující měnič napětí s čipem SX1308	43
Obrázek 4.10: Graf závislosti účinnosti čipu SX1308 na vstupním napětí při výstupním napětí 6,5 V a zátěži 120 Ω	43
Obrázek 4.11: Přední část transiluminátoru s LED diodami a rozměry v mm.....	44
Obrázek 4.12: Zadní část transiluminátoru s popisem ovládacích prvků a rozměry v mm	45
Obrázek 4.13: Boční pohled na transiluminátor s rozměry v mm	45
Obrázek 4.14: Řez transiluminátorem s rozložením součástek	46
Obrázek 4.15: Fotografie realizovaného prototypu novorozeneckého transiluminátoru z bočního, předního a zadního pohledu	46

1 Úvod

Pneumotorax je častá komplikace vyskytující se na anesteziologicko - resuscitačních odděleních, jednotkách intenzivní péče nebo například novorozeneckých odděleních a je definován jako nahromadění vzduchu v pleurální dutině. Název vznikl spojením slov pneumos (vzduch) a thorax (hrudník). Plíce jsou v hrudníku uloženy právě v pleurální dutině a celou ji vyplňují. V prostoru mezi pleurou a plícemi je za normálních okolností podtlak experimentálně změřených $-0,5$ kPa způsobující roztáhnutí plic při nádechu. Samotné plíce žádné svalstvo nemají, proto se při nádechu uplatňuje kosterní svalstvo (vnější mezižeberní svalstvo, bránice, prsní svalstvo). Při uvolnění svalstva dochází k výdechu a plíce se v klidovém stavu smršťují působením vlastní tíhové síly a zejména pak také potenciální elastickou silou hrudníku a plic. Při zátěži se intenzivního výdechu účastní břišní svaly a také vnitřní mezižeberní svaly táhnoucí žebra směrem dolů.

Při pneumotoraxu dochází k průniku vzduchu právě do pleurální dutiny, což způsobí vyrovnání tlaku v této dutině s tlakem atmosférickým, viz obrázek 1.1. Při nádechu se do hrudní dutiny dostává vzduch, který utlačuje plíce a znemožňuje její správnou funkci. Výdechem se část vzduchu dostává z dutiny pryč, ale ne všechen. [1]



Obrázek 1.1: Schema pneumotoraxu znázorňující kolabující levou plíci [2]

Podle příčiny vzniku lze pneumotorax rozlišit na traumatický a spontánní. Prvně zmíněný typ vzniká perforací hrudní stěny, zlomeninou žeber nebo při poranění jícnu a průdušek. Druhý typ vzniká z neznámých příčin u zdravých vysokých mužů s výskytem pneumotoraxu v rodině nebo také následkem plicních chorob, jako jsou chronická obstrukční plicní nemoc nebo například cystická fibróza. [3, 4]

Léčba pneumotoraxu závisí na jeho velikosti. Malý spontánní pneumotorax není potřeba nijak léčit, případně se používá oxygenoterapie nebo se odsaje vzduch punkcí skrz hrudní stěnu. Rozsáhlejší pneumotorax je léčen postupným odsáváním vzduchu za nízkého tlaku (drenáží).

U novorozenců je nejčastější příčinou pneumotoraxu patologicky změněná plicní tkáň způsobená syndromem hyalinních blanek, vdechnutím smolky, zápalem plic nebo nedostatečně vyvinutou plící. Další příčina bývá umělá plicní ventilace. V klinické praxi postihuje 1-2 % novorozenců asymptomatický (bezpříznakový) pneumotorax. [4] U symptomatického pneumotoraxu jsou nejčastější příznaky ztížené, zrychlené dýchání s cyanózou. Při velkém tlaku vzduchu v hrudní dutině dochází k utlačování cév a srdce, což jsou příznaky selhávání srdce. Léčba stejně jako u dospělých osob spočívá v opakovaném nebo kontinuálním odsávání vzduchu z pleurální dutiny a odstranění příčiny, která pneumotorax způsobila. Pro lokalizaci místa, kde se nahromaděný vzduch v pleurální dutině nachází, lze z důvodu tenké hrudní stěny novorozenců s výhodou použít transiluminátor.

Transiluminace hrudní stěny novorozenců je jedna z metod používaných pro diagnostiku pneumotoraxu a pneumomediastina. Kromě diagnostiky pneumotoraxu se tato metoda také využívá při vyšetřeních hlavy, šourku novorozenců, ženských prsou a často je transiluminace využíváno pro zviditelnění krevního řečiště při intravenózních injekcích. Princip této metody spočívá v přiložení zdroje světla na novorozenecký hrudník, kdy je prosvěcována jak pravá tak levá část hrudníku od sternu na přibližně stejných místech a sleduje se míra prosvícení. Pokud je jedna část v nějakém místě prosvícena více než druhá, lze podle velikosti prosvícené oblasti přibližně určit objem nahromaděného vzduchu a diagnostikovat pneumotorax jako minimální, mírný nebo těžký. [5] Na obrázku 1.2 je vidět transiluminace pravé a levé části hrudníku novorozence, u kterého byl diagnostikován levostranný pneumotorax. Nízká kvalita obrázku je způsobena nutnou podmínkou pro toto vyšetření, kterou je co nejmenší okolní osvětlení.



Obrázek 1.2: Transiluminace hrudníku novorozence (levostranný pneumotorax), levý obrázek – prosvícení pravé strany hrudníku, pravý obrázek – prosvícení levé strany hrudníku

Při diagnostice se dále sledují oslabené až vymizelé dýchací fenomény nad postiženou stranou nebo nesymetrický hrudník. Nejpresnější diagnostikou je ale RTG nebo výpočetní tomografie. Největší výhodou transilumice je její rychlost, jednoduchost a také přesnost. V jedné ze studií, která srovnávala úspěšnost diagnostiky transiluminací s RTG metodou, bylo správně diagnostikováno transiluminací 96 % pozitivních případů pneumotoraxu u novorozenců. [6]

1.1 Přehled současného stavu

Transiluminátor jako zdravotnický prostředek je v podstatě zdroj světla o určité intenzitě a rozsahu vlnových délek. Pro transiluminaci hrudní stěny novorozenců se využívá buď studené bílé světlo nebo světlo červené ($\lambda > 570$ nm) o vysoké intenzitě, která se ovšem nikde v literatuře neuvádí.[8] Výrobci těchto zařízení v dnešní době používají jako zdroj světla LED diody s různým počtem těchto vysoce svítivých diod [7]. Výhodou takového řešení je právě použití vysoce svítivých diod, které mají menší rozměry než halogenové žárovky a úbytek napětí kolem 3 V při protékajícím proudu kolem 20 mA, což neklade velké nároky na napájecí zdroj. Z tohoto důvodu se přístroje této konstrukce skládají pouze z jedné části a mají kompaktní rozměry. Další výhodou je možnost zvolení diod emitujících právě takové vlnové délky, které jsou potřeba. U původních konstrukcí ze 60. let 20. stol. se musely používat optické filtry, které zbavily světlo tepelných složek a pokud došlo k dislokaci filtru vlivem zahřívání přístroje, docházelo k vazodilataci a lokálnímu zahřívání pokožky, kdy dlouhá expozice teplem způsobovala zarudnutí kůže. [9, 10]

1.1.1 Původní modely transiluminátorů

Z hlediska konstrukce se ve druhé polovině minulého století začaly používat transiluminátory využívající optická vlákna. [11] Přístroj se skládá ze dvou částí. Hlavní částí je skříňka, která obsahuje zdroj světla, halogenovou žárovku, napájení, chlazení a dále obvody pro regulaci intenzity světla. Druhou částí jsou optická vlákna vedoucí světlo k zakončení, které se přikládá na hrudník. Typickým zástupcem tohoto druhu konstrukce je transiluminátor Air-Shields LT90700 (Hill-Rom, USA), který je na obrázku 1.3. Nevýhodou takovéto konstrukce je její nutná velikost, zahřívání a poruchovost optických vláken, které se při častém ohýbání ničí a snižuje se tak intenzita světla. Dnes se dají tyto přístroje pořídit pouze jako použité a to za cenu v přepočtu i 10 000 Kč. Některé okresní nemocnice tyto typy přístrojů stále používají, i když jejich stáří přesahuje i 20 let a prakticky již nemají žádnou servisní podporu od prodejce. Stává se, že prodejce po kontaktování biomedicínským technikem nemocnice doporučí ke koupi obyčejnou svítidlu z důvodu, že nenabízí novější alternativu. Toto řešení ale může být komplikované, protože takto zakoupená zařízení nemusí splňovat požadavky kladené na zdravotnické prostředky v zákonech a technických normách.



Obrázek 1.3: Transiluminátor Air-Shields LT90700 [12]

1.1.2 Aktuální modely transiluminátorů

Na trhu se v dnešní době dají pořídit novorozenecké transiluminátory primárně určené pro zvýraznění krevního řečiště, ale většina výrobců v přiložených informacích zmiňuje možné použití právě i pro diagnostiku pneumotoraxu. Firma Venoscope nabízí novorozenecký transiluminátor NT01, na obrázku 1.4, v přepočtu za 8 700 Kč používající červené LED diody a také transiluminátor Vein Finder s odlišnou konstrukcí, viz obrázek 1.5, který je přizpůsobený pro zvýraznění krevního řečiště

použitím dvou ramen, kdy na každém jsou 3 vysoce svítivé diody, za cenu 5700 Kč. Brazilská firma Duan Internacional do Brasil nabízí transiluminátor konstrukcí prakticky shodný s Vein Finder za cenu přibližně 7 500 Kč. Firma Stihler electronic nabízí transiluminátor Astodia , viz obrázek 1.6, používající diody emitující oranžové a červené světlo. Podle popisu oranžové světlo poskytuje dobrý kontrast, zatímco červené světlo pronikne hlouběji do tkáně, a proto se dá s výhodou použít právě pro diagnostiku pneumotoraxu. Diody jsou umístěny na kabelu vedoucího z přístroje. Cena není veřejně dostupná. Dalším dostupným produktem je přístroj Infant Vein Viewer od společnosti AVI Healthcare Private Limited používající LED diody a opět primárně určený pro zvýraznění krevního řečiště novorozenců. Posledním částečně vhodným produktem, který je možno zakoupit, je transiluminátor s názvem Wee Sight, který je prodáván například pod značkou Philips (Nizozemsko) a jak je vidět na obrázku 1.7, tento transiluminátor, obsahující tři červené LED diody, je svým tvarem přizpůsoben na obemknutí malou novorozeneckou rukou, tím pádem je opět vhodný pro zvýraznění krevního řečiště. Kromě výše zmíněných je na trhu k dostání ještě několik dalších zařízení, které již ale není podstatné zmiňovat.



Obrázek 1.4: Transiluminátor NT01 (Venoscope, USA) [13]



Obrázek 1.5: Transiluminátor Vein Finder Venoscope II (Venoscope, USA) [14]



Obrázek 1.6: Transiluminátor Astodia (Stihler electronic, Německo) [15]



Obrázek 1.7: Transiluminátor Wee Sight (Philips, Nizozemsko)

V tabulce 1 je shrnutí klíčových vlastností všech zmíněných transiluminátorů, které byly voleny z hlediska vhodnosti pro použití na detekci pneumotoraxu a praktičnosti z hlediska používání zdravotnickým personálem.

Tabulka 1: Porovnání klíčových vlastností dostupných transiluminátorů

Název (výrobce, země)	Počet LED	Manipulace jednou rukou	Vhodná příložná plocha	Regulace intenzity	Přepínání barev	Napájení	Cena (Kč)
NT01 (Venoscope, USA)	4	NE	ANO	NE	NE	3x AA, vyměnitelné	8700
Vein Finder (Venoscope, USA)	6	ANO	NE	NE	NE	3x AA, vyměnitelné	5700
Venoscopio IV Plus (DUAN, Brazílie)	4	ANO	NE	ANO	NE	3x AA akumulátor, nabíjecí	7500
Astodia (Stihler EL, Německo)	2	NE	ANO	ANO	ANO	Akumulátor, nabíjecí	Není známá
Infant Vein Viewer (AVI Healthcare, Indie)	1	ANO	NE	NE	NE	3,5V Li-ion akumulátor, nabíjecí	Není známá
Wee Sight (Philips, Nizozemsko)	3	ANO	ANO	NE	NE	3x AA, vyměnitelné	3800

1.1.3 Dílčí závěr

Z přehledu vyplývá, že pro nemocniční zařízení lze zakoupit pouze několik typů novorozeneckých transiluminátorů. Technické řešení části z nich však neumožňuje komfortní a účinnou diagnostiku novorozeneckého pneumotoraxu. Použití dvou ramen je pro tyto účely nevýhodné, protože velikost příložné plochy na malý novorozenecký hrudník je zbytečně velká. Naopak použití zdroje světla umístěného na kabelu vedoucího z hlavní části přístroje je vyhovující z hlediska malé příložné plochy, ale problematický je samotný kabel, který může zdravotnickému personálu překážet a je nutnost použít pro vyšetření obě ruce. Zároveň je nepraktický při uskladnění a zvyšuje se riziko poruchy přístroje například při zachycení kabelu o okolní předměty. Dalším problémem je vysoká pořizovací cena, která se pohybuje mezi 5000 - 10000 Kč.

Nejvýhodnějším typem konstrukce se jeví kompaktní přístroj, skládající se pouze z jedné části, na které jsou veškeré ovládací prvky a na jeho konci, který může být zúžený, se nachází zdroj světla, příkládající se na novorozenecký hrudník. Důležitou vlastností je také možnost regulace intenzity světla a přepínání mezi dvěma barvami, které obsluhujícímu zdravotnickému personálu umožní přizpůsobení zařízení pro konkrétní vyšetření. Z hlediska zdroje energie je výhodné použít akumulátor, který bude zabudovaný v zařízení společně s nabíjecím obvodem a výstupním konektorem pro připojení nabíjecího adaptéru.

1.2 Cíle práce

Cílem bakalářské práce je navrhnout a realizovat prototyp transiluminátoru jako celku určeného pro detekci pneumotoraxu novorozenců vyhovující podmínkám zadání, kterými jsou využití zdroje světelného záření typu LED a možnost regulace intenzity světelného záření s ověřením. Důležitá je také snaha o co nejjednodušší řešení spojené s nízkými náklady na finální výrobek a jeho následný provoz.

Pro návrh prototypu je důležité nejdříve získat informace o potřebné maximální intenzitě světla, které má navrhovaný transiluminátor produkovat a z tohoto parametru vyjít při výběru zdroje záření typu LED. Neméně důležitou částí práce bude také prostudování technických norem týkajících se tohoto typu zdravotnického prostředku s následnou diskuzí jednotlivých požadavků a možnou aplikací některých z nich například formou ověření zařízení.

2 Technické požadavky na novorozenecké transiluminátory

Transiluminátor jako zdravotnický elektrický prostředek, aby mohl být použit ve zdravotnickém zařízení jako vyšetřovací zařízení, musí splňovat určité technické požadavky dané českou technickou normou (ČSN). Správu ČSN v dnešní době zajišťuje Úřad pro technickou normalizaci, metrologii a státní zkušebnictví. Pro zdravotnické elektrické přístroje je závazná norma s označením 60601. Celá technická norma s veškerými částmi je harmonizovaná Evropská norma, proto se v názvu vyskytuje označení EN za zkratkou ČSN. První část této normy s označením ČSN EN 60601-1 se zabývá všeobecnými požadavky na bezpečnost a funkčnost zdravotnických elektrických přístrojů. Druhá velká část této normy pak nese označení ČSN EN 60601-2-xx, kde xx je dvouciferné číslo a tato norma určuje zvláštní požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost konkrétní skupiny zdravotnických elektrických přístrojů. Tyto zvláštní normy se musí vždy používat právě s obecnou normou ČSN EN 60601-1 a je tomu přizpůsobena i jejich struktura, kdy názvy jednotlivých kapitol se shodují s kapitolami obecné normy a zvláštní normy se buď v jednotlivých kapitolách shodují s obecnou normou, nebo jednotlivé části normy obecné doplňují, nahrazují nebo ruší. Pro problematiku novorozeneckých transiluminátorů byly vybrány tři technické normy, které budou v následujících podkapitolách podrobněji rozebrány. Těmito technickými normami jsou ČSN EN 60601-1, ČSN EN 60601-2-57 a ČSN EN 60601-2-41.

2.1 ČSN EN 60601-1: Všeobecné požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost zdravotnických elektrických přístrojů

Účelem této normy je stanovit základní požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost zdravotnického elektrického přístroje. Zdravotnický elektrický přístroj je definován jako elektrický přístroj s přílohou částí, nebo přenášející energii do pacienta nebo z něj, nebo detekující takový přenos energie do pacienta nebo z něj a který je vybaven nejvíce jedním připojením k určité napájecí síti a určený výrobcem k použití diagnostiky, léčby, monitorování pacienta nebo kompenzaci, zmírnění nemoci, poranění nebo zdravotního postižení. Do této definice novorozenecké transiluminátory spadají, a proto je potřeba, aby splňovaly základní požadavky této normy, kvůli ověřování vlastností přístroje při posuzování shody notifikovanými osobami. Norma především definuje podmínky, stavy a kontroly shody přístrojů, které lze připojit k napájecí síti a tím pádem se z velké části zabývá elektrickou bezpečností, měřením unikajících proudů přílohy a přístupnými kovovými částmi. Protože však transiluminátor bude pracovat pouze s bezpečným napětím do 10 V a malými proudy do 100 mA, není potřeba se těmito částmi normy zabývat. Dále se norma zabývá také

mechanickým nebezpečím, které vychází buď z velké hmotnosti nebo rozměrů zařízení, což ale s ohledem na navrhované zařízení také není relevantní.

V rámci vývoje zdravotnického prostředku se výrobce zabývá analýzou rizika, která je v této normě také zpracována. Analýza rizika spočívá v identifikaci charakteristik, které se vztahují k bezpečnosti zdravotnického prostředku. Prvním krokem je identifikace nebezpečí, které by mohly vzniknout v souvislosti s použitím zdravotnického prostředku, dále odhadnutí rizika pro každou nebezpečnou situaci, hodnocení rizika a kontrola rizika. V souvislosti s analýzou rizika se pak zpracovává její dokumentace a celý tento proces pomáhá ke zvýšení bezpečnosti zdravotnického prostředku. [16]

Co se týče viditelného záření, měl by výrobce v procesu řízení rizika právě pojednat rizika související s viditelným spektrem elektromagnetického záření. Problematice viditelného záření se věnují dvě následující zvláštní normy, které budou dále prodiskutovány, jsou to ČSN EN 60601-2-57 a ČSN EN 60601-2-41.

2.1.1 Průvodní dokumentace

Ke každému zdravotnickému elektrickému přístroji musí být přiložena dokumentace, která minimálně obsahuje návod k použití a technický popis přístroje za účelem bezpečného používání. Součástí průvodní dokumentace je jméno nebo obchodní značka výrobce s jeho adresou a také označení modelu přístroje. [16]

Návod k použití má obsahovat minimálně použití přístroje, které je určeno výrobcem, používané funkce, veškeré kontraindikace pro jeho použití, výstražná a bezpečnostní opatření a také důležité fyzické a funkční charakteristiky přístroje. [16]

2.1.2 Technické požadavky na transiluminátor

Zamýšlený přístroj s vnitřním napájením je z hlediska ochrany před úrazem elektrickým proudem klasifikován jako zdravotnický elektrický přístroj s vnitřním napájením a nevztahují se na něj tím pádem požadavky na elektrické přístroje třídy ochrany I a II. Při výměně zabudovaného akumulátoru servisním personálem by mělo být v jeho blízkosti identifikační značení, které odkazuje na informace v průvodní dokumentaci a návrh části zařízení v místě, kde se akumulátor nachází, musí být navržen tak, aby se zabránilo jeho náhodnému zkratu. Musí být také zajištěna ochrana proti přebití baterie. [16]

Dále se klasifikuje kryt přístroje podle stupně ochrany před vniknutím vody a pevných těles podle ČSN EN 60529 označením pomocí IP kódu ve tvaru IPX_1X_2 , kde X_1 značí stupeň ochrany proti vniknutí pevných těles a X_2 značí stupeň ochrany proti vniknutí vody. [16]

Co se týče ochrany před nadměrnými teplotami, norma určuje maximální hodnoty teplot částí zařízení, na základě typu materiálu a pravděpodobnosti doby kontaktu s pokožkou. Pro plastový materiál platí následující hodnoty teplot v závislosti na pravděpodobnosti doby kontaktu s pokožkou v tabulce 2:

Tabulka 2: Nejvyšší dovolené teploty plastových částí přístroje v závislosti na pravděpodobnosti doby dotyku t [16]

Pravděpodobnost doby dotyku	Nejvyšší teplota pro plast (°C)
$t < 1 \text{ s}$	86
$1 \text{ s} \leq t \leq 10 \text{ s}$	71
$10 \text{ s} \leq t \leq 1 \text{ min}$	60
$1 \text{ min} \leq t \leq 10 \text{ min}$	48
$10 \text{ min} \leq t$	43

Uvedené hodnoty teplot platí pro dotyk zdravé pokožky dospělých, pokud povrch části těla je menší než 10 % celkového povrchu těla. Maximální teplota části kolem výstupní apertury transiluminátoru musí být s ohledem na použití u novorozenců mnohem menší.

2.2 ČSN EN 60601-2-57: Zvláštní požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost přístrojů obsahujících nelaserový světelný zdroj určených pro terapeutické, diagnostické, monitorovací a kosmetické/estetické použití

Tato zvláštní technická norma se zabývá základní bezpečností a nezbytnou funkčností zařízení obsahující zdroj optického záření v rozsahu vlnových délek 200 nm – 3000 nm, které jsou určeny k vytváření fotobiologických účinků na lidské tělo pro terapeutické, diagnostické, monitorovací, kosmetické/estetické aplikace. V normě se specifikují požadavky na výrobce pro poskytování informací a stanovení postupů k výstraze osob před nebezpečími spojenými právě s optickým zářením pomocí značek a štítků. Podle rozsahu platnosti této normy je možné právě novorozenecký transiluminátor považovat jako zařízení splňující její definici. Norma přiřazuje požadavky na zařízení podle klasifikace popsané v normě ČSN EN 62471: Fotobiologická bezpečnost světelných zdrojů a soustav světelných zdrojů. [17]

Na základě vyzařování optického záření ve spektru 200 nm – 3000 nm se zařízení obsahující zdroj optického záření zařadí do jedné ze čtyř skupin, kterými jsou:

- skupina bez nebezpečí
- skupina nebezpečí 1
- skupina nebezpečí 2
- skupina nebezpečí 3

Limity intenzity záření pro jednotlivé skupiny jsou uvedeny pro rozsahy vlnových délek podle možných negativních biologických účinků na lidský organismus. Rozdělení vlnových délek s vybranými účinky na lidské oko a kůži jsou uvedeny v tabulce 3:

Tabulka 3: Účinky neionizujícího záření na lidský organismus (oko, kůži) pro jednotlivé skupiny nebezpečí dané rozsahy vlnových délek [18]

Nebezpečí	Rozsah vlnových délek (nm)	Účinek na oko	Účinek na kůži
Aktinické UV	180 – 400	Zánět rohovky, zánět spojivek, šedý zákal	Erytém, oslabení imunitního systému, rakovina kůže, opálení kůže
Blízké UV	315 – 400	Zánět rohovky, zánět spojivek, šedý zákal	Erytém, oslabení imunitního systému, rakovina kůže, opálení kůže
Modré světlo	300 – 700	Oslnění	Spálení kůže, fotodermatóza
Tepelné poškození sítnice	380 – 1400	Šedý zákal, popálení sítnice	Spálení kůže
Tepelné poškození sítnice – slabý vizuální vjem	780 – 1400	Šedý zákal, popálení sítnice	Spálení kůže
Ozáření infračerveným zářením, oko	780 – 3000	Šedý zákal, popálení sítnice	Spálení kůže

Hodnoty pro UV oblast se uvádějí v intenzitě ozařování, zatímco pro viditelné a infračervené spektrum v hodnotách záře a jsou měřené umístěním výstupní apertury 200 mm před detektor měřicího přístroje, kterým je spektrální radiometr. Obě tyto veličiny se řadí mezi veličiny radiometrické, kdy intenzita ozařování E_e je hodnota zářivého toku dopadajícího na povrch tělesa o plošném obsahu a zář L_e je hodnota zářivého toku promítnutá do prostorového úhlu na jednotkovou plochu. Zářivý tok Φ_e představuje energii o všech přípustných vlnových délkách vyzářenou zdrojem za jednotku času. Svým významem představuje absolutní energetický obsah záření. Máme-li hodnoty spektrálního zářivého toku $\Phi_{e\lambda}$, který vyjadřuje vyzářenou energii konkrétní vlnové délky za jednotku času pro všechny vlnové délky, zářivý tok se určí jako:

$$\Phi_e = \int_0^{\infty} \Phi_{e\lambda} d\lambda \quad (1)$$

Intenzita ozáření E_e ve vztahu k záři se určí jako:

$$E_e = \frac{d\phi_e}{dS}, \quad (2)$$

kde S je plocha, na kterou záření dopadá. [18]

Norma při určování limitů zohledňuje také kritérium času, tudíž při menšímu vystavení záření je limit ozáření vyšší a také předepisuje použitelné úhly dopadu na detektor při samotném měření. Měření pro účely této normy nebylo prováděno, proto zde nebudou uvedeny tabulky s limity, ale pouze požadavky této normy na zařízení spadající do jednotlivých skupin nebezpečí.

2.2.1 Požadavky na výrobce

Výrobci zařízení vyzařující nelaserové světlené záření v souladu s touto normou musí poskytnout instrukce pro správné provozování a údržbu personálem týkajících se opatření k zabránění možnému ozáření optickým zářením. [17]

Dále musí výrobce uživateli poskytnout informace o spektrální intenzitě záření pro všechny předpokládané nastavení zařízení a maximální výstupní výkon optického záření opět pro všechny předpokládané nastavení zařízení. [17]

V rámci bezpečnostních informací by měly být uvedeny, kromě výše zmíněných návodů na provozování a údržbu, také doporučení pro školení, kopie všech štítků a výstražných informací upevněných na zařízení, zřetelné označení výstupních apertur a také doporučení pro ochranu zraku a pokožky uživatele a pacienta. Musí být také poskytnuta informace o skupině nebezpečí s výstražnými informacemi dané touto normou. Na vysvětlujícím štítku přímo na zařízení, pokud je umístěn, musí být uvedeno datum a název normy, podle které byl výrobek klasifikován a také uvedení maximálního výstupního světelného výkonu záření společně s rozsahem vlnových délek. [17]

2.3 ČSN EN 60601-2-41: Zvláštní požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost operačních a vyšetřovacích svítidel

Tato zvláštní norma se zabývá především požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost operačních svítidel, kterým transiluminátor není, ale dále se v této normě definuje také vyšetřovací svítilo, které je definováno jako pomocné svítilo pro místní osvětlování těla pacienta při stanovení diagnózy nebo ošetření, které mohou být bez nebezpečí pro pacienta v případě výpadku světla přerušeny, kam by transiluminátor patřit mohl, a proto sem byla tato norma zařazena. [19]

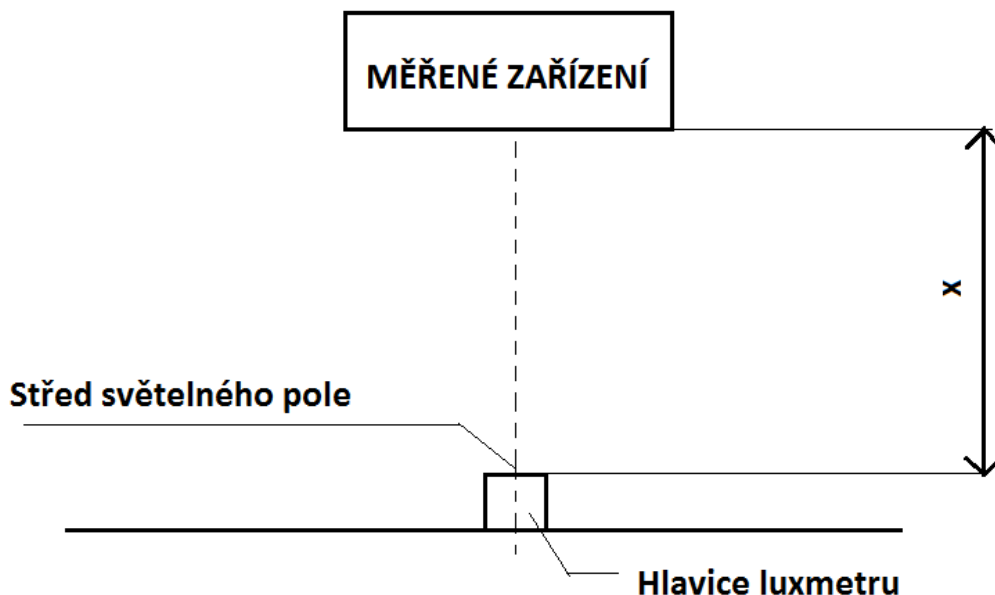
Vyšetřovací svítidlo na rozdíl od pomocného a hlavního operačního svítidla nemá žádné požadavky na středovou osvětlenost, průměr světelného pole ani rozložení světla, což jsou charakteristiky, které právě popisují velká operační svítidla z hlediska prostorového rozložení intenzity osvětlení. Není také vyžadována žádná bezpečnost při poruše, kterou je myšleno poskytnutí minimálního osvětlení při stavu jedné poruchy, ale je určena maximální hodnota intenzity ozáření, kterou je $E_e = 1000 \frac{W}{m^2}$ ve vzdálenosti 1 m od výstupní apertury. [19]

V návodu k použití podle této normy musí být obsaženy tyto informace:

- Čištění a desinfekce přístroje
- Středové osvětlenosti s měřicí vzdáleností
- Průměr světelného pole
- Celková ozáření

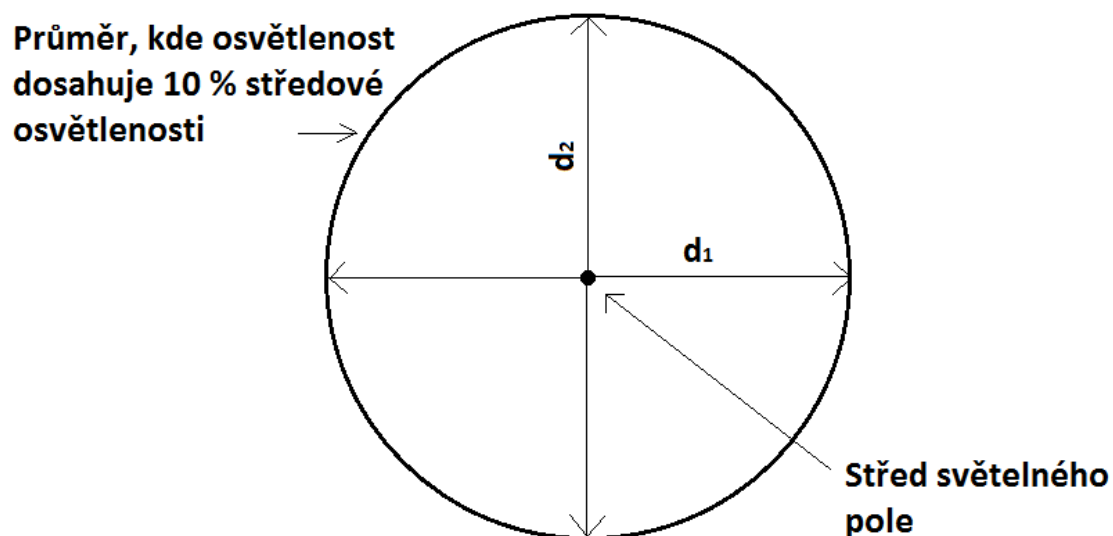
Středová osvětlenost odpovídá intenzitě osvětlení ve středu světelného pole, kde je očekávána intenzita nejvyšší. Průměr světelného pole je průměr kruhu se středem ve středu světelného pole, kde středová osvětlenost dosáhne 10 % středové osvětlenosti.

Středovou osvětlenost lze změřit pomocí luxmetru, kdy se jeho hlavice umístí kolmo k ose, kterou prochází střed světelného pole do zvolené vzdálenosti x dle následujícího schématu:



Obrázek 2.1: Schéma měření středové osvětlenosti pomocí luxmetru [19]

Průměr světelného pole pak znázorňuje následující schéma:



Obrázek 2.2: Schéma měření průměru světelného pole, kdy výsledný průměr se určí jako:
 $d=(d_1 + d_2)/2$ [19]

Byly vynechány části této normy, které nelze vztáhnout jako technické požadavky na transiluminátor, jako je problematika síťové části přístroje nebo problematika odnímatelné rukojeti, které souvisí pouze s operačními svítilny. Schémata měření intenzity osvětlení získaná z této normy ale mohou být užitečná například při výběru vhodného zdroje světla pro výsledný prototyp porovnáním s ostatními dostupnými přístroji.

3 Metody

Pro návrh prototypu byly určeny tyto následující konkrétní klíčové požadavky, které vycházejí ze zadání, literární rešerše a průzkumu trhu:

- Použití zdroje světla typu LED
- Možnost regulace intenzity osvětlení
- Možnost přepínání barev světla mezi studenou bílou a červenou
- Zabudovaný akumulátor s indikací vybité baterie
- Praktická konstrukce tvořená jednou částí
- Vhodný tvar příložené plochy na pacienta

3.1 Analýza parametrů dostupných transiluminátorů

Nejdůležitějším parametrem pro návrh výsledného prototypu je intenzita osvětlení E , kterou musí zvolený zdroj splňovat. Intenzita osvětlení, také nazývaná osvětlenost, patří mezi fotometrické veličiny a je definována jako světelný tok dopadající na jednotku plochy:

$$E = \frac{d\phi}{dS}, \quad (3)$$

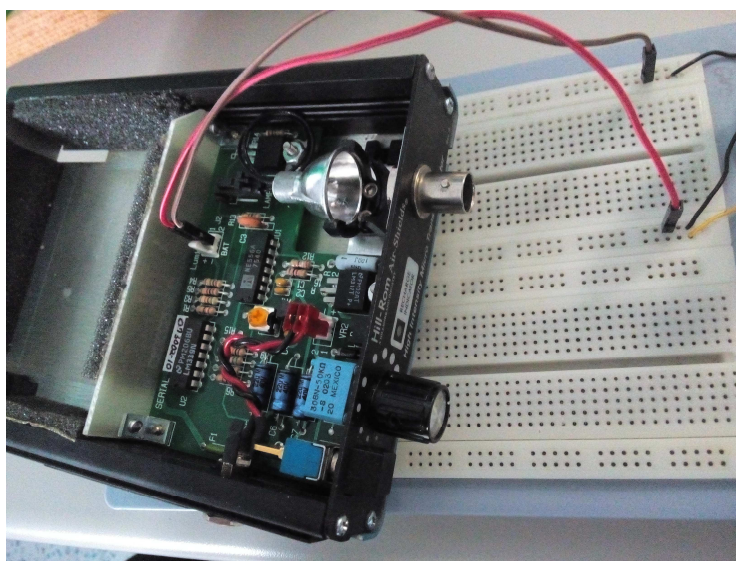
kde ϕ je světelný tok a S plocha, na kterou světlo dopadá. Světelný tok podobně jako zářivý tok vyjadřuje množství energie, kterou přenese záření za jednotku času, ale s přihlédnutím k citlivosti průměrného lidského oka. Průměrný pozorovatel pro fotometrické veličiny je definován takzvanou fotopickou citlivostí, která je dána vnímáním čípků na sítnici oka při běžném denním světle. Pro měření intenzity osvětlení se používá luxmetr.

Pro měření intenzity osvětlení byla sestavena experimentální měřicí aparatura, vyfocena na obrázku 3.1, skládající se z luxmetru a temné komory, která byla z jedné strany osvětlována vložením zdroje světla do připraveného otvoru a na druhé straně byla intenzita měřena senzorem luxmetru. Rozměry komory byly 14 cm x 19 cm x 23 cm, kdy poslední rozměr udává vzdálenost zjišťovaného zdroje světla od senzoru luxmetru. Byla měřena středová osvětlenost, kdy paprsky dopadaly kolmo na senzor luxmetru. Tímto je zajištěno, že všechny zdroje světla budou měřeny za stejných podmínek a výsledné hodnoty maximálních intenzit osvětlení budou srovnatelné.



Obrázek 3.1: Experimentální aparatura pro měření intenzity osvětlení

Ze zástupců modelů transiluminátorů s optickým kabelem mi byl poskytnut přístroj Air-Shields LT90700, který byl v nemocnicích využíván jako univerzální novorozenecký transiluminátor pro všechny druhy vyšetření. Pro zprovoznění přístroje ho byla potřeba rozebrat a napájet z laboratorního zdroje, viz obrázek 3.2, protože původní akumulátor již nebyl funkční.



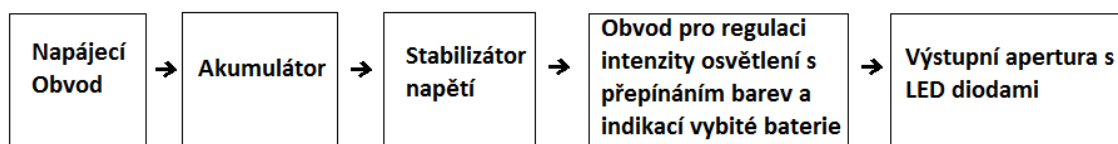
Obrázek 3.2: Transiluminátor Air-Shields napájený z laboratorního zdroje

Z aktuálních modelů mi byly poskytnuty následující novorozenecké transiluminátory od společnosti Venoscope, kterými je vybavena například Gynekologicko – porodnická klinika 1. lékařské fakulty Univerzity Karlovy a Všeobecné fakultní nemocnice v Praze:

- Neonatal Transilluminator (NT 01)
- Transilluminator Vein Finder

3.2 Návrh elektronické části prototypu

Jednotlivé elektronické součástky a komponenty byly voleny podle následujícího schématu na obrázku 3.3, vytvořeného podle požadavků zadání, zvolených vlastností a technických možností na realizaci:



Obrázek 3.3: Schéma elektronické části prototypu transiluminátoru

3.2.1 Napájecí část

Vzhledem k dostupnosti kompletních nabíjecích obvodů ve formě desek plošných spojů pro Li-ion akumulátory, byl jako vnitřní zdroj elektrické energie zvolen Li-ion akumulátor také v závislosti na vhodném tvaru a vysoké hustotě elektrické energie.

Požadavky na napájecí obvod byly možnost nabíjení pomocí standardní microUSB nabíječky s výstupem 5 V, používané například u mobilních telefonů, indikace nabíjení a nabitého stavu a ochrana proti podvybití a přebití Li-ion akumulátoru, kdy tento požadavek vychází z obecných požadavků na základní bezpečnost baterií, obsažených v normě ČSN EN 60601-1.

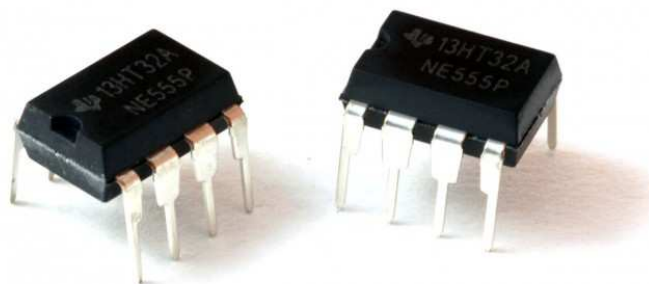
Třetí prvek napájecí části obvodu, stabilizátor napětí, vychází z požadavků na udržení konstantního napětí další části obvodu po celou dobu vybíjení akumulátoru. Stabilizátor napětí je opět možno zakoupit ve formě desky plošných spojů.

3.2.2 Funkční část

Funkční část elektronického obvodu zahrnuje zapojení samotných LED diod s možností regulace intenzity osvětlení a přepínání mezi bílou a červenou LED diodou. Nezbytnou součástí pro funkčnost je také indikace vybité baterie. Pro návrh této části obvodu byl vybrán simulační program Multisim 14 (National Instruments, Austin,

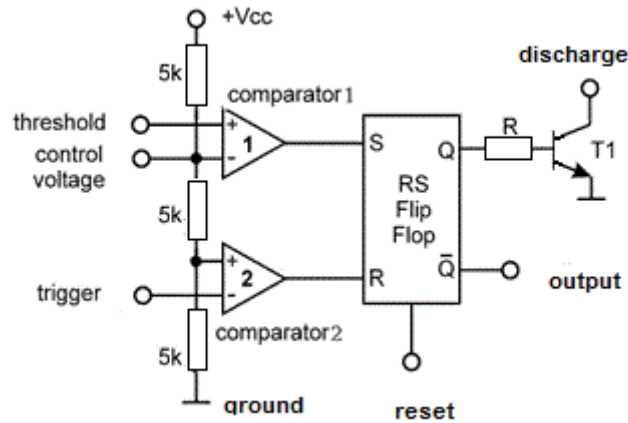
Texas, USA), z důvodu možnosti převedení do programu Ultiboard, který byl použit pro návrh desky plošných spojů.

Intenzita světla emitovaná LED diodou může být regulována několika způsoby. Nejvhodnějším řešením se jeví ovládní intenzity pomocí pulzně šířkové modulace (PWM). Pro účely tohoto projektu byl vytvořen jednoduchý obvod, jehož základem je integrovaný obvod NE555P (Texas Instruments, USA). Na obrázku 3.4 je integrovaný obvod NE555P v provedení DIP8, což je pouzdro s 8 konektory.



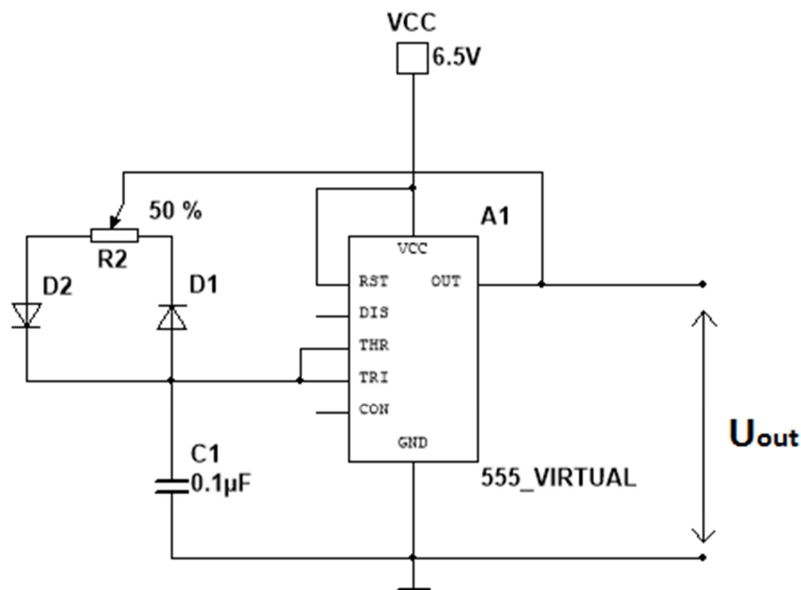
Obrázek 3.4: Integrovaný obvod NE555P [20]

Tento integrovaný obvod, znázorněný na obrázku 3.5, obsahuje dva komparátory, kdy komparační úrovně jsou dány děličem napětí, který se skládá ze tří $5\text{k}\Omega$ rezistorů a dále obsahuje klopný obvod (Flip-Flop), který na výstupu zajistí buď logickou jedničku nebo nulu v závislosti na výstupním napětí komparátorů, které do klopného obvodu vstupují.



Obrázek 3.5: Vnitřní stavba integrovaného obvodu NE555 s vyznačenými vstupními a výstupními piny (upraveno) [21]

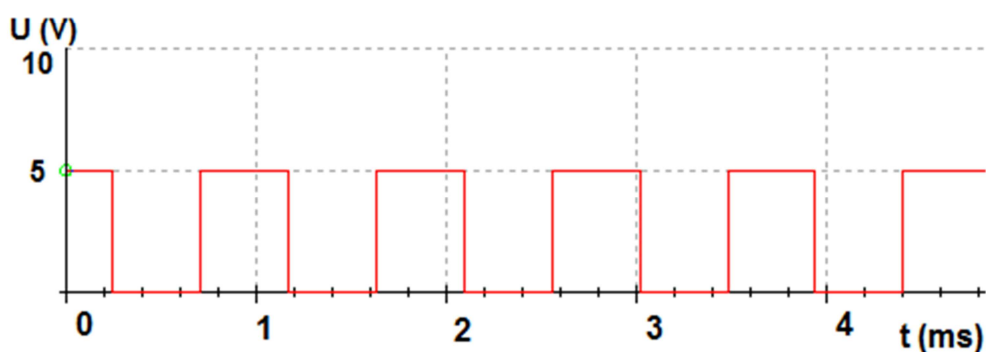
Samotné zapojení na obrázku 3.6 je v podstatě astabilní klopný obvod, který na základě polohy jezdcu potenciometru R_2 mění střídu obdélníkového signálu na výstupu U_{OUT} .



Obrázek 3.6: Zapojení 555 pro ovládání střídy obdélníkového signálu na výstupu U_{out}

Zapojení funguje tak, že na začátku je kondenzátor C_1 vybitý a výstup obvodu (pin OUT) je v logické jedničce. Kondenzátor C_1 se začíná postupně nabíjet rychlostí danou odporem mezi jezdcem potenciometru R_2 a levým vývodem. Hned jak napětí na kondenzátoru C_1 dosáhne hodnoty $2/3$ napájecího napětí V_{CC} vstup na pinu THR způsobí, že na výstupu (pin OUT) se objeví logická nula. Kondenzátor C_1 se začne ihned vybíjet přes pravý výstup potenciometru R_2 a jezdec. Jakmile napětí na něm

klesne na hodnotu 1/3 napájecího napětí V_{CC} , vstup na pinu TRI způsobí, že na výstupu obvodu (pin OUT) je logická jednička, tudíž teoreticky napájecí napětí. Pokud je jezdec přesně v polovině potenciometru, pak je střída obdélníkového signálu na výstupu (pin OUT) přesně 50 % a intenzita vyzařovaného světla by měla být také 50 % zvoleného maxima. Tento stav je znázorněn na obrázku 3.7, kde je ukázán výstup z osciloskopu zapojeného mezi výstup obvodu (pin OUT) a zemí.

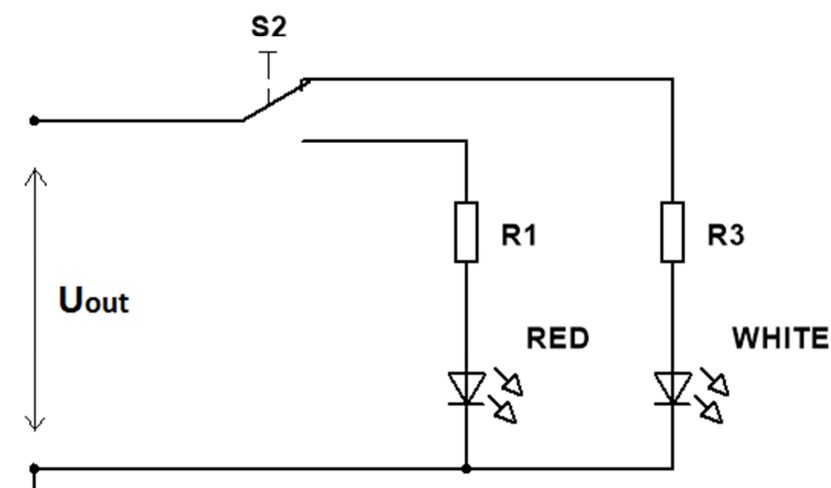


Obrázek 3.7: Výstup z osciloskopu zapojeného mezi výstup obvodu (pin OUT) a zem při poloze jezdece ve středu potenciometru

Druhá část obvodu je značně jednodušší než obvod pro regulaci intenzity světla. Jedná se pouze o dvoupolohový přepínač, který propojuje výstup (pin OUT) z předchozího obvodu s jednou ze dvou větví, kdy v jedné se nachází červená LED s předřadným odporem a ve druhé bílá LED s předřadným odporem, viz obrázek 3.8. Předřadné odpory omezují proud protékající diodami na zvolenou velikost. Velikost předřadného odporu lze vypočítat jako:

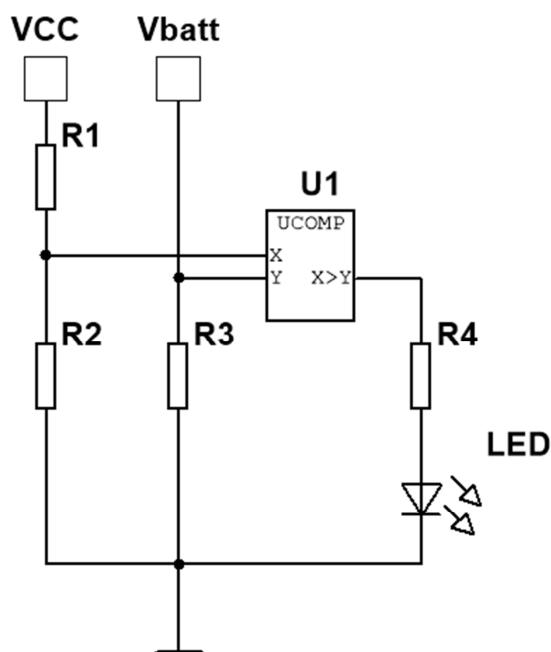
$$R_p = \frac{U_{OUT} - U_{DIODE}}{I}, \quad (4)$$

kde R_p je předřadný odpor, U_{OUT} je napájecí napětí pro tento obvod a U_{DIODE} je úbytek napětí na LED při zvoleném protékajícím proudu I obvodem.



Obrázek 3.8: Obvod s diodami a přepínačem

Poslední část navrhovaného obvodu je zapojení s komparátorem U1, viz obrázek 3.9, kdy na kladnou svorku se přivádí napětí z uzlu mezi rezistory R1 a R2 a jejich hodnotami se nastaví napětí, které když dosáhne vybíjející se baterie, začne indikační LED dioda svítit, protože na zápornou svorku komparátoru se přivádí právě napětí z baterie. Rezistory R3 a R4 slouží pro omezení proudu tekoucího jednotlivými částmi obvodu.



Obrázek 3.9: Obvod pro indikaci vybité baterie s komparátorem

3.3 Návrh obalu transiluminátoru

V rámci návrhu celkového vzhledu prototypu byl brán ohled na velikost a tvar všech použitých součástí, stejně jako na dostupné materiály, ze kterých byl transiluminátor vytvořen. Byla také snaha o co nejvhodnější tvar z hlediska použitelnosti zdravotnickým personálem s ohledem na zamýšlený typ vyšetření. Navrhnutý obal zařízení má značit, jakých přibližně rozměrů a tvarů lze s vybranými součástkami dosáhnout. Návrh byl realizován v 3D CAD programu SolidWorks (Dassault Systemes, Francie).

4 Výsledky

V následujících podkapitolách jsou uvedeny všechny konkrétní kroky a výsledky vedoucí až k samotnému hlavnímu výstupu z bakalářské práce, čímž je vytvořený prototyp transiluminátoru.

4.1 Měření středové osvětlenosti

Byla změřena intenzita osvětlení ve středu světelného pole dvou vybraných LED diod při protékajícím konstantním proudu 20 mA a referenčních transiluminátorů Air-Shields, Venoscope Neonatal NT 01 a Venoscope Transilluminator Vein Finder, která je uvedena v tabulce 4. Kromě samotných LED diod byla měřena také středová osvětlenost dvou shodných LED diod umístěných ve vzdálenosti 3 mm od sebe. Intenzita byla měřena 23 cm od zdroje světla pomocí připravené experimentální aparatury v podobě temné komory a luxmetru ve čtyřech polohách potenciometru (ovládacího prvku) ve směru růstu intenzity světla. Transiluminátory Venoscope nedisponují regulací intenzity světla, proto je u nich uvedena pouze maximální intenzita osvětlení.

Tabulka 4: Naměřené hodnoty intenzity osvětlení, ve vzdálenosti 23 cm, vybraných LED diod a referenčních transiluminátorů pro 4 polohy ovládacího prvku (potenciometru)

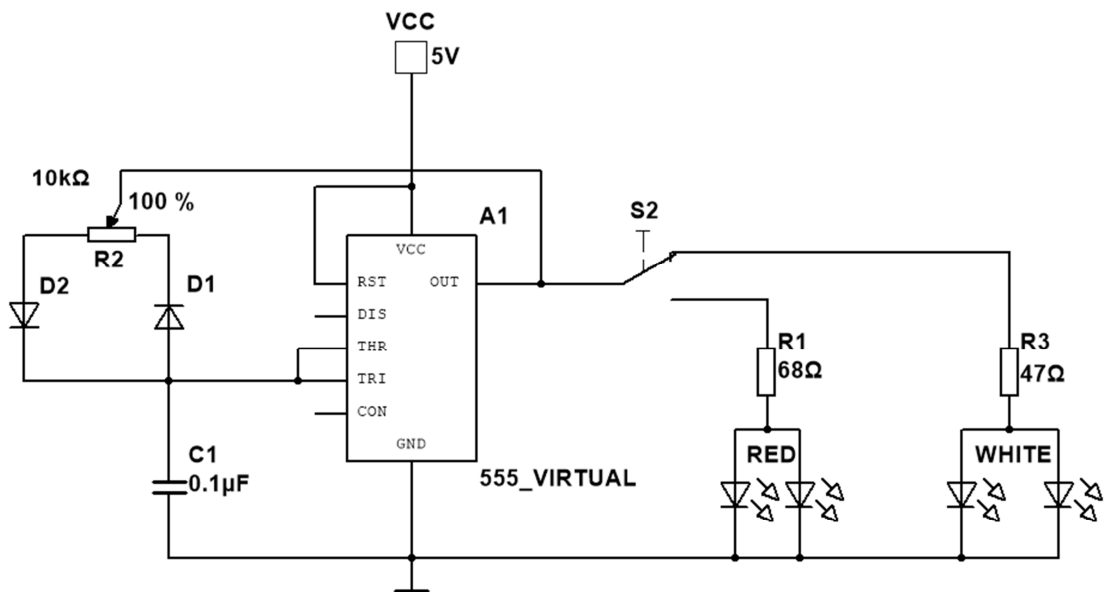
Zdroj světla	Intenzita osvětlení (lux)			
	Poloha potenciometru	Poloha potenciometru	Poloha potenciometru	Poloha potenciometru
	25 %	50 %	75 %	100 %
LED červená L53SRUAC-J (5 mm, $U_f = 2,1$ V)	150	380	600	760
2 x LED červená L53SRUAC-J (5 mm, $U_f = 2,1$ V)	290	770	1130	1430
LED bílá OSW5DK5201A (5 mm, $U_f = 3,1$ V)	130	230	340	580
2 x LED bílá OSW5DK5201A (5 mm, $U_f = 3,1$ V)	250	520	830	1390
Air-Shields LT90700 Hill-Rom	100	260	390	570
Neonatal Transilluminator Venoscope	-	-	-	1650
Transilluminator Vein Finder Venoscope	-	-	-	1180

4.2 Návrh, ověření a realizace funkční části obvodu

V této podkapitole jsou uvedeny kroky návrhu, ověření zapojení obvodu sloužícího k regulaci intenzity světla a přepínání barevných LED diod a návrhu, realizace samotné desky plošných spojů, na které je zároveň obvod sloužící k indikaci vybité baterie.

4.2.1 Simulace obvodu

Byl nasimulován obvod, znázorněný na obrázku 4.1, s použitím ideálního obvodu 555 pro regulaci intenzity světla a přepínače na spínání vždy jedné ze dvou větví pro dvojici diod s předřadným odporem.



Obrázek 4.1: Sestavený obvod pro regulaci intenzity světla a přepínání mezi červenou a bílou dvojicí LED diod

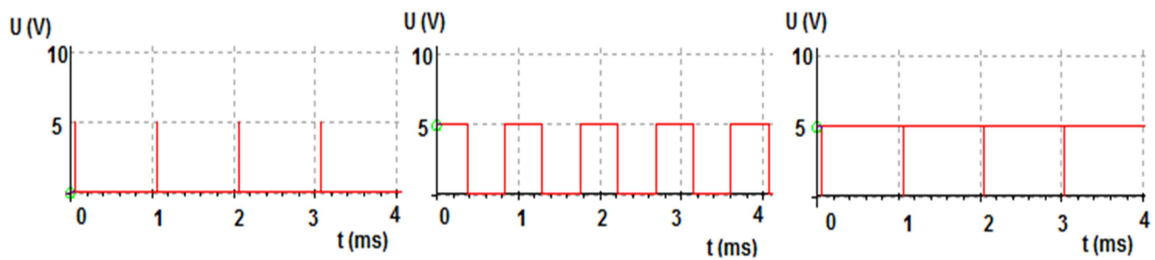
Velikost předřadných rezistorů byla určena podle vzorce 4 za předpokladu průtoku proudu 40 mA a referenčních napětí pro jednotlivé LED:

$$R_1 = \frac{U_{\text{OUT}} - U_{f_{\text{RED}}}}{I} = \frac{5 - 2,1}{0,04} = 72,5 \Omega$$

$$R_3 = \frac{U_{\text{OUT}} - U_{f_{\text{WHITE}}}}{I} = \frac{5 - 3,1}{0,04} = 47,5 \Omega$$

Z řady E12 byly zvoleny odpory $R_1 = 68 \Omega$ a $R_3 = 47 \Omega$.

Byla ověřena funkčnost PWM zapojením virtuálního osciloskopu mezi výstup virtuálního obvodu 555 (pin OUT) a zemí. Na obrázku 4.2 jsou výstupy z osciloskopu pro střihu signálu 0 %, 50 % a 100 %:



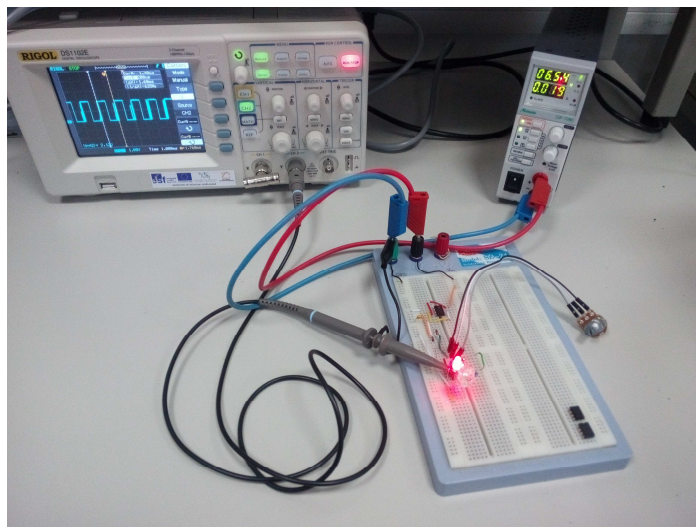
Obrázek 4.2: Výstupy z osciloskopu pro zleva 0 %, 50 % a 100 % střídý signálu

4.2.2 Ověření obvodu v nepájivém poli

Byly vybrány tyto reálné součástky pro ověření zapojení:

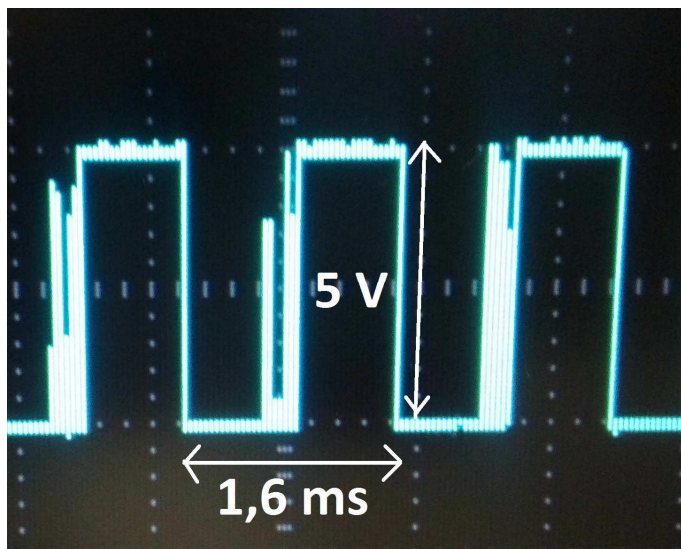
- Integrovaný obvod NE555P (DIP8)
- Přepínač posuvný
- LED L-53SRUAC-J, superjasná, červená (5 mm, $U_f = 2,1$ V)
- LED OSW5DK5201A, superjasná, bílá (5 mm, $U_f = 3,1$ V)
- Potenciometr 10 k Ω
- Rezistory 150 Ω a 100 Ω
- 2 x křemíkové usměrňovací diody 1N4007
- 2 x kondenzátor 0,1 μ F
- 1 x kondenzátor 22 μ F, elektrolytický

Součástky byly zapojeny do nepájivého pole pro ověření zapojení, viz obrázek 4.3 a obvod byl napájen 6,5 V z laboratorního zdroje, aby výstup (pin OUT) NE555P byl 5V. Zároveň byly paralelně k celému obvodu zapojeny dva blokovací kondenzátory.



Obrázek 4.3: Zapojení obvodu v nepájivém poli napájeného z laboratorního zdroje s připojeným osciloskopem pro ověření zapojení

Byla ověřena funkčnost PWM zapojením osciloskopu mezi výstup (pin OUT) NE555P a zápornou svorku laboratorního zdroje. Pro střidu 50 % je výstup osciloskopu na obrázku 4.4.



Obrázek 4.4: Výstup z osciloskopu zapojeného mezi výstupem (pin OUT) a zemí

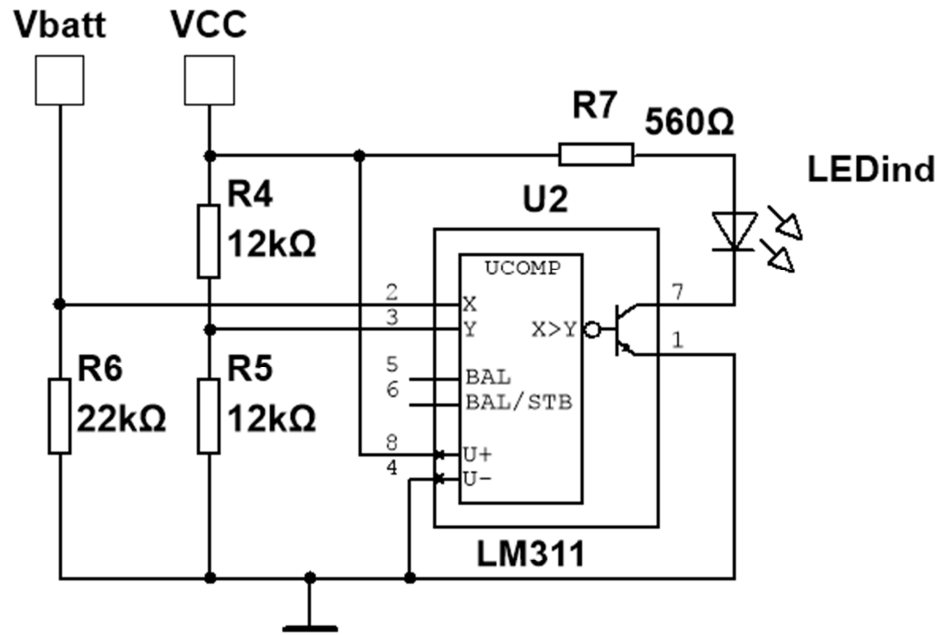
Byl proměřen protékající proud a úbytek napětí na zapojených LED diodách při střídě signálu 100 %:

Tabulka 5: Napětí a proud na LED diodách při střídě signálu 100 %

LED	Napětí U (V)	Proud I (mA)
Červená	2,06	19,9
Bílá	3,02	19,8

4.2.3 Návrh a realizace desky plošných spojů

Byla navržena a vyrobena deska plošných spojů o rozměrech 35 x 17 mm, která zahrnuje obvod na regulaci intenzity osvětlení s piny pro napájení celé desky, připojení LED diod, dvupolohového přepínače a potenciometru. Zároveň je na ní umístěn obvod pro indikaci vybité baterie na obrázku 4.5 s piny pro připojení kladné svorky akumulátoru a indikační LED diody.

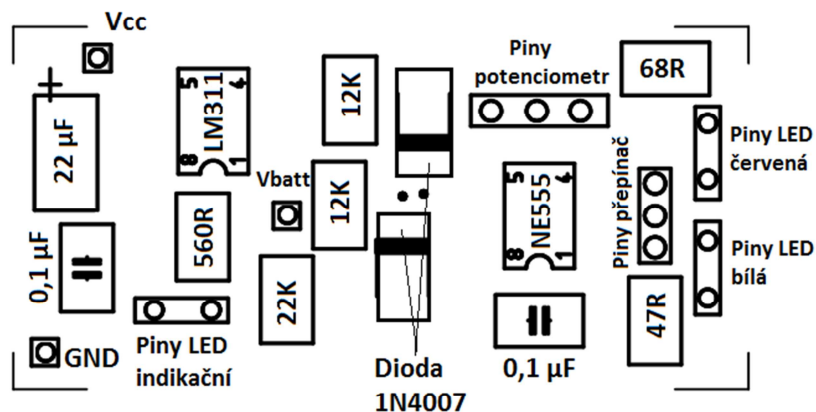


Obrázek 4.5: Schéma zapojení komparátoru LM311 pro indikaci vybitého akumulátoru

Indikační LED dioda se rozsvítí, když napětí na akumulátoru V_{batt} dosáhne napětí U_{ind} mezi rezistory R_4 a R_5 , které se určí jako:

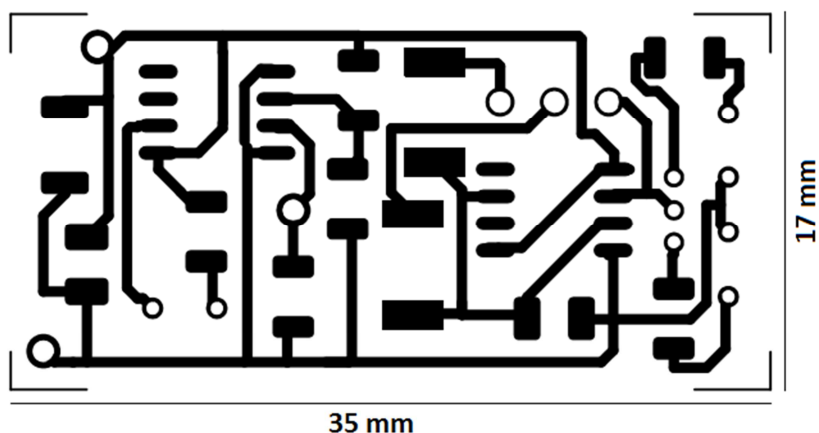
$$U_{ind} = R_5 \cdot \frac{V_{cc}}{R_4 + R_5} = 12000 \cdot \frac{6,5}{12000 + 12000} = 3,25 \text{ V}$$

Napětí na Li-ion akumulátoru 3,25 V odpovídá zbytkové kapacitě přibližně 10 – 20 %. Součástky a piny byly na desce plošných spojů rozmístěny podle následujícího schématu na obrázku 4.6:



Obrázek 4.6: Rozložení součástek na desce plošných spojů

Horní měděná vrstva desky je tvořena vodivými cestami o šířce 0,5 mm a je na obrázku 4.7:



Obrázek 4.7: Horní měděná vrstva desky plošných spojů

Seznam všech použitých součástek pro povrchovou montáž a pro připojení pomocí pinů:

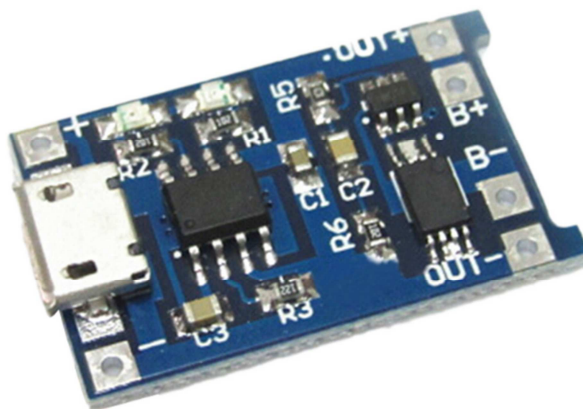
- 2 x dioda 1N4007 SMD
- 1 x komparátor LM311 SO8
- 1 x NE555 SO8
- Rezistory 1 x 47 Ω , 68 Ω , 560 Ω , 22 k Ω a 2 x 12 k Ω R1206
- Kondenzátory 2 x 0,1 μ F C1206, 1 x 22 μ F elektrolytický
- Přepínač posuvný
- 2 x LED L-53SRUAC-J, superjasná, červená (5 mm, $U_f=2,1$ V)
- 2 x LED OSW5DK5201A, superjasná, bílá (5 mm, $U_f=3,1$ V)
- Potenciometr s otočným vypínačem 10 k Ω

4.3 Napájecí část obvodu

Napájecí obvod je tvořen ze tří částí, které byly samostatně zakoupeny a jsou jimi:

- MicroUSB nabíječka lithiových akumulátorů
- DC-DC měnič zvyšující napětí
- Akumulátor Li-ion 3,7 V, 2200 mAh

MicroUSB nabíječka lithiových akumulátorů, na obrázku 4.8, je deska plošných spojů o rozměrech 27 x 17 mm obsahující integrovaný obvod TP4056 v provedení obalu SO8, což je nabíječka pro jednočláňkové Li-ion akumulátory.



Obrázek 4.8: Nabíjecí modul pro Li-ion akumulátory

Na desce se nachází microUSB konektor pro připojení napájení akumulátoru nebo lze napájecí napětí zajistit připojením na piny + a – viditelné na obrázku 4.8. Dále se na ní nachází dvě indikační LED diody, kdy svítící červená dioda značí nabíjení a zelená dioda pak nabitý stav akumulátoru. Vstupní napájecí napětí musí být v rozsahu 4,5 – 5,5 V a maximální dobíjecí proud nesmí překročit 1 A. Nabíjení se ukončí při dosažení maximálního napětí na Li-ion akumulátoru 4,2 V s přesností $\pm 1,5 \%$ z této hodnoty. Na pin B+ se připojí kladný pól a na pin B- záporný pól akumulátoru. Piny OUT+ a OUT- slouží k připojení, akumulátorem napájené, další části obvodu. Na desce se navíc nachází další dva komponenty a to integrovaný obvod DW01 v obalu SOT-23-6 a 8205a v obalu TSSOP8, které dohromady slouží jako ochrana akumulátoru. Ochranný obvod DW01 detekuje a odpojuje akumulátor od obvodu při přepětí nebo podvybití. Detekce přepětí je při hodnotě $4,25 \text{ V} \pm 0,05 \text{ V}$ a opětovné připojení k obvodu při poklesu napětí akumulátoru na $4,05 \text{ V} \pm 0,05 \text{ V}$. Detekce podvybití je při $2,40 \text{ V} \pm 0,10 \text{ V}$ a k opětovnému připojení dojde při napětí $3,00 \text{ V} \pm 0,10 \text{ V}$.

Další částí obvodu byla zvolena deska plošných spojů na obrázku 4.9 obsahující integrovaný obvod SX1308 v obalu SOT23, který funguje jako zvyšující DC - DC měnič napětí. Obvod je přizpůsobený pro vstupní napětí 2 V – 24 V a výstupní napětí 2 V – 28 V. Z principu pro napájený obvod funguje jako spínaný zdroj s fixní frekvencí 1,2 MHz. Pomocí trimeru na desce pak bylo nastaveno výstupní napětí 6,5 V.

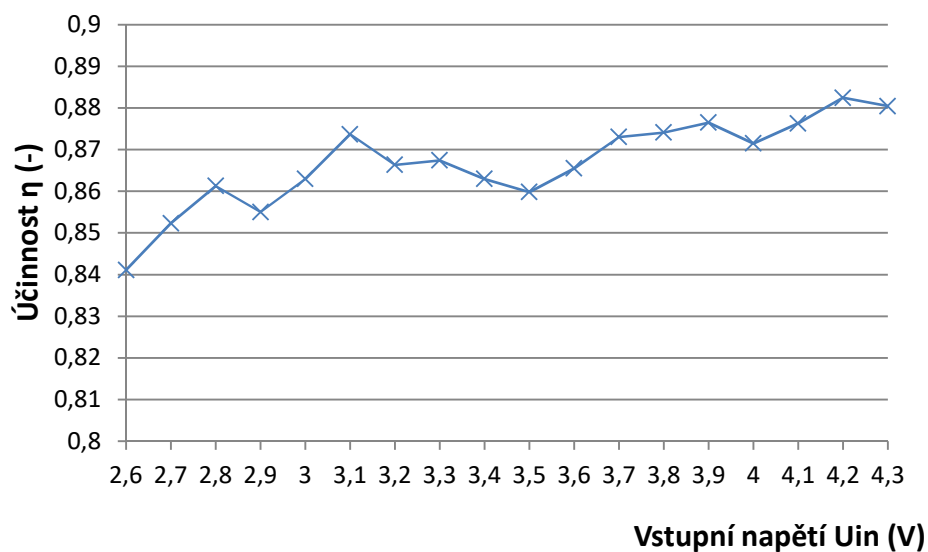


Obrázek 4.9: Deska DC – DC zvyšující měnič napětí s čipem SX1308

Pro vstupní napětí od 2,6 V – 4,3 V bylo proměřeno výstupní napětí a účinnost čipu η , která byla spočítána jako:

$$\eta = \frac{U_{\text{out}} \cdot I_{\text{out}}}{U_{\text{in}} \cdot I_{\text{in}}}, \quad (5)$$

kde U_{out} a I_{out} je výstupní napětí a proud na zátěži, která byla zvolena 120Ω a U_{in} a I_{in} je vstupní napětí a proud. Účinnost čipu v závislosti na vstupním napětí je v grafu na obrázku 4.10. Výstupní napětí se v celém měřeném rozsahu udrželo na 6,5 V.



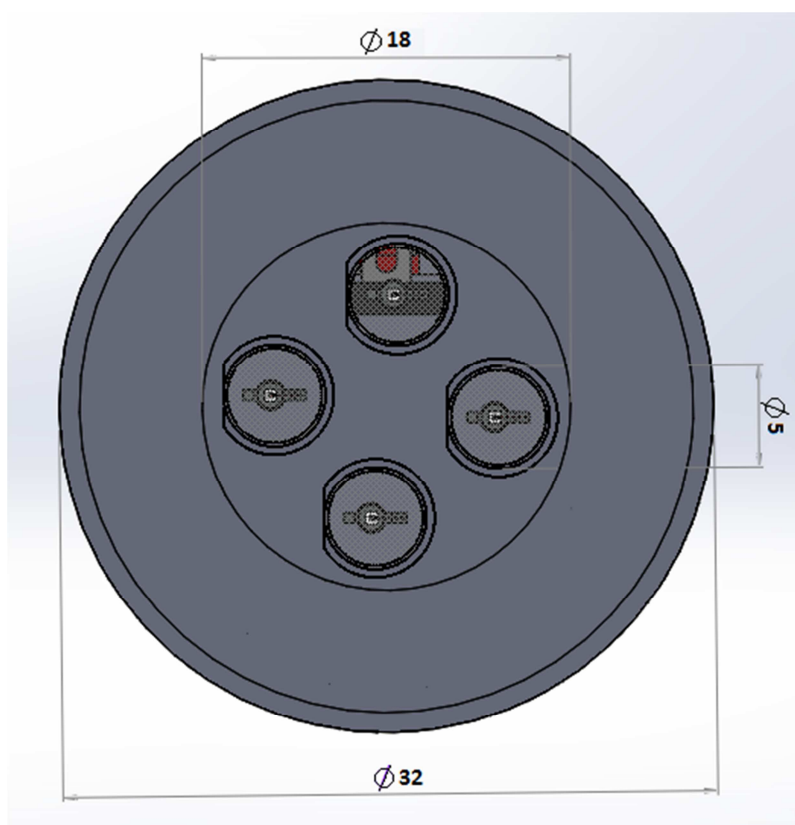
Obrázek 4.10: Graf závislosti účinnosti čipu SX1308 na vstupním napětí při výstupním napětí 6,5 V a zátěži 120Ω

Jako vnitřní zdroj energie byl zvolen Li-ion akumulátor v provedení 18650 s kapacitou C_{batt} 2200 mAh. Při nominálním napětí baterie 3,7 V je proudový odběr stabilizátoru napětí při výstupním napětí 6,5 V a proudovému odběru 50 mA, 109 mA. Z této hodnoty proudového odběru akumulátoru byla určena teoretická výdrž zařízení na jedno dobíjení jako:

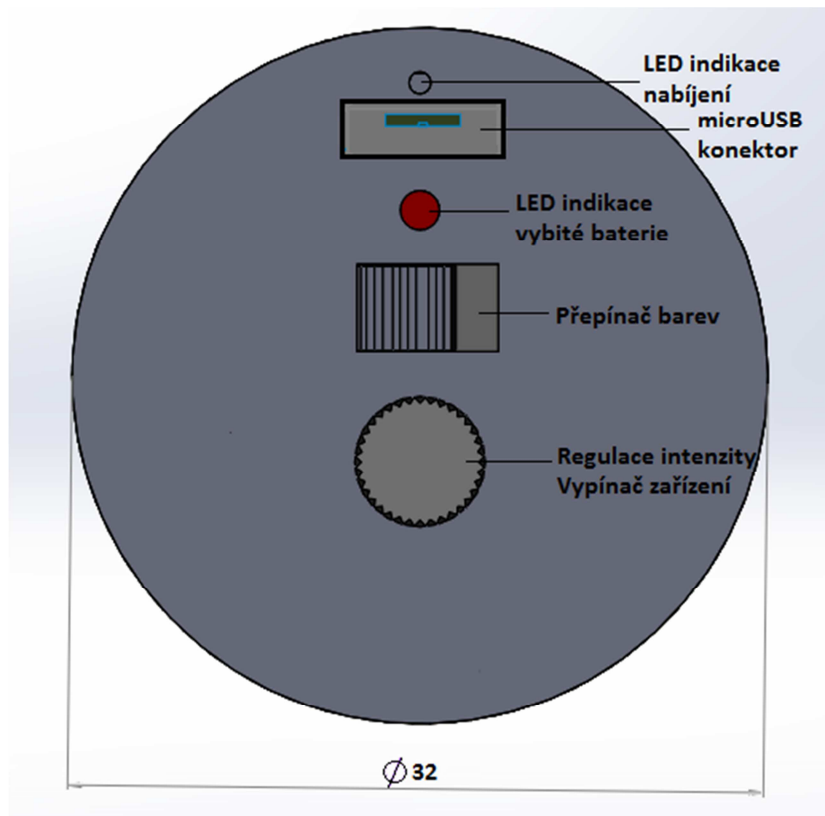
$$t_{\text{batt}} = \frac{C_{\text{batt}}}{I_{\text{batt}}} = \frac{2,2}{0,109} = 20,18 \text{ h}$$

4.4 Návrh krytu a realizace transiluminátoru

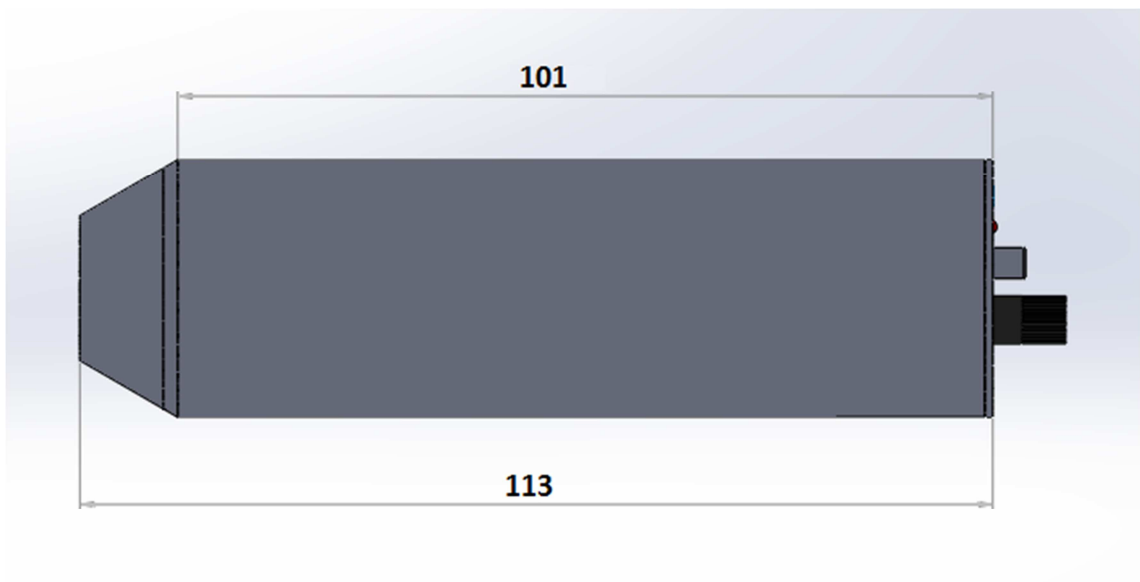
V programu Solidworks byl navrhnout model, se zasazením použitých součástek, ve tvaru válce, kdy přední strana se čtyřmi LED diodami, na obrázku 4.11, se zužuje do vhodného tvaru. Na druhou stranu, která je na obrázku 4.12, byl umístěn potenciometr se spínačem pro regulaci intenzity světla a vypnutí/zapnutí zařízení. Dále je na ní umístěn dvoupolohový přepínač barevných LED diod, indikační LED dioda vybitého akumulátoru, microUSB konektor pro napájení a LED indikace nabíjení. Boční pohled s rozměry je na obrázku 4.13.



Obrázek 4.11: Přední část transiluminátoru s LED diodami a rozměry v mm

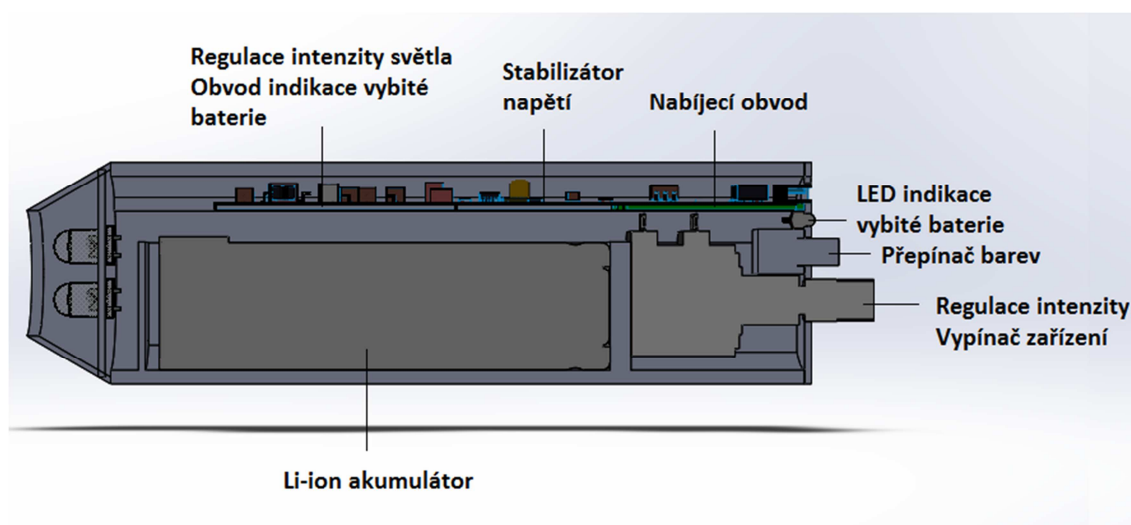


Obrázek 4.12: Zadní část transiluminátoru s popisem ovládacích prvků a rozměry v mm



Obrázek 4.13: Boční pohled na transiluminátor s rozměry v mm

Obrázek 4.14 znázorňuje řez modelem zařízení s rozmístěním všech použitých součástek a desek s obvody. Celý model je k dispozici na přiloženém CD.



Obrázek 4.14: Řez transiluminátorem s rozložením součástek

Podle navrhnutého modelu byl vytvořen výsledný prototyp s reálnými součástkami, který se mírně odlišuje rozmístěním ovládacích prvků na zadní straně od modelu a je zobrazen na obrázku 4.15. Video demonstrující funkčnost zařízení je dostupné na přiloženém CD.



Obrázek 4.15: Fotografie realizovaného prototypu novorozeneckého transiluminátoru z bočního, předního a zadního pohledu

5 Diskuse

Hlavním výstupem bakalářské práce je prototyp transiluminátoru, ve formě navrhnutého a realizovaného zařízení, splňující všechna kritéria zadání. Při návrhu elektronické části prototypu byla snaha o co nejvýhodnější a praktické řešení z hlediska malých rozměrů a způsobu ovládání celého zařízení, kdy bylo možné umístit všechny ovládací prvky na jednu stranu zařízení. Výhodou použití zapojení pro regulaci intenzity světla pomocí integrovaného obvodu 555 je možnost měnit intenzitu v celém rozsahu pomocí potenciometru. Rizikem pak může být mechanické namáhání, kdy by při nešetrné manipulaci s potenciometrem mohlo dojít k jeho poškození. Funkci zapnutí, vypnutí zařízení a regulaci intenzity světla bylo možno s výhodou pro uživatele umístit do jediného ovládacího prvku, kterým je právě potenciometr s otočným vypínačem. Na rozdíl od většiny zmíněných novorozeneckých transiluminátorů jsou na výsledném prototypu použity dvě dvojice vysoce svítivých LED diod, kterými jsou LED diody červené a LED diody emitující studené bílé světlo, kdy použitím více barev se pro uživatele zvyšuje kontrast v diagnostikované oblasti. Samotné přepínání barev je pak jednoduše realizováno dvoupolohovým přepínačem na straně s ovládacími prvky. Použitím vnitřního zdroje elektrické energie v podobě Li-ion akumulátoru s možností nabíjení pomocí microUSB konektoru odpadá nutnost výměny baterií a zároveň vysoká kapacita akumulátoru 2,2 Ah s výdrží okolo 20 h umožňuje zdravotnickému personálu dlouhodobé použití bez nutnosti nabíjení.

Měření intenzity světla, které vedlo k výběru vhodných LED diod, doprovázela řada nepřesností, jako nemožnost umístit senzor luxmetru přesně do osy směru světelného zdroje, ve kterém vyzařuje s nejvyšší intenzitou nebo nepřesnost zapůjčeného luxmetru. Cílem měření ovšem nebylo určit intenzitu světla s přesností na desetiny lux, ale najít vhodný zdroj, který by se vyrovnal intenzitou emitovaného světla referenčním přístrojům Hill-Rom a Venoscope, a na to postačuje přesnost měření na desítky lux. Pro porovnání světelných zdrojů byla měřena středová osvětlenost, tedy intenzita ve středu světelného pole, kde je dosažena intenzita světla největší. Z výsledků měření vyplynulo, že použitím pouze jedné vybrané vysoce svítivé LED diody od každé barvy by nebylo dosaženo dostatečné intenzity světla, a proto jsou pro výsledný prototyp použity vždy dvojice diod umístěné v těsné blízkosti, které dosahují pouze o přibližně 200 lux menší intenzity světla než transiluminátor s největší naměřenou intenzitou světla, Venoscope Neonatal transilluminator, což je hodnota dostačující. Z hlediska dalších parametrů nebyl například určován rozptyl výstupního světelného svazku, ale byla snaha při výběru diod o co nejmenší rozptyl, aby světlo vstupovalo co nejvíce z přímého směru do vyšetřované tkáně a tím byla i intenzita světla v dané prosvěcované části tkáně nejvyšší.

Při návrhu prototypu jako celku byl kladen důraz na to, aby výsledné zařízení bylo vhodné pro manipulaci jednou rukou, tudíž aby bylo složeno pouze z jedné části a uživatel mohl druhou volnou rukou provádět další nezbytné úkony, což je problém u dostupných zařízení, které mají zdroj světla umístěný na kabelu vedoucího z přístroje. Dále byla také snaha o co nejmenší plochu s výstupní aperturou, která se přikládá na novorozenecký hrudník, aby při vyšetřování nepřekážela, proto se navržené zařízení ve tvaru válce právě v této části zužuje. Pro tento účel by bylo výhodnější použít menší počet LED diod.

Navržený a realizovaný prototyp svým tvarem a použitými materiály pouze naznačuje, jakým směrem by se měl návrh zařízení pro tyto účely pohybovat. Jako nutný požadavek pro použití zařízení v praxi by bylo zejména zaoblení všech ostrých hran, které by mohly při kontaktu s pokožkou pacienta poranit. Tvar krytu transiluminátoru byl volen z hlediska jednoduchosti na jeho realizaci, a proto by úpravou tvaru bylo možné zařízení ještě zmenšit, aby dosáhlo kompaktnějších rozměrů a vhodnějšího tvaru z hlediska úchopu jednou rukou. V neposlední řadě byla také snaha o co nejnižší celkové náklady, což byl jeden z hlavních důvodů pro vznik této práce, kdy cena dostupných zařízení se pohybuje v přepočtu mezi 5000 – 10000 Kč. Celková cena součástí se pohybovala v řádech stovek korun.

Z prostudování technických norem pro zdravotnické prostředky vyšlo najevo, že u novorozeneckých transiluminátorů by se měl výrobce zaměřit zejména na výstupní světelné záření z pohledu bezpečnosti účinků na oči a kůži, kterými se zabývá norma ČSN EN 60601-2-57: Zvláštní požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost přístrojů obsahujících nelaserový světelný zdroj určených pro terapeutické, diagnostické, monitorovací a kosmetické/estetické použití. Na základě limitů maximální dosažené intenzity záření pak norma určuje například požadavky na značení zařízení nebo na obsah návodu k použití. Z obecné normy ČSN EN 60601-1: Všeobecné požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost zdravotnických elektrických přístrojů, která se zabývá zejména elektrickou bezpečností, se na transiluminátor vztahují například požadavky na průvodní dokumentaci a návod k použití, je-li požadován, a musí obsahovat například informace o maximální intenzitě záření nebo podrobné označení a snadný přístup k částem, u kterých se v průběhu používání předpokládá výměna, což je například akumulátor.

6 Závěr

Cílem bakalářské práce bylo navrhnout, realizovat a experimentálně ověřit prototyp transiluminátoru pro detekci pneumotoraxu novorozenců, který má uživateli umožnit regulaci intenzity světelného záření a zároveň jako zdroj světla použít LED diody.

Z provedené rešerše byly získány klíčové vlastnosti pro návrh prototypu a to vhodný tvar zařízení z hlediska pohodlného ovládní jednou rukou a části s výstupní aperturou, která se přikládá na novorozenecký hrudník. Protože dostupná zařízení obsahují LED diody emitující studené bílé nebo červené světlo, bylo rozhodnuto o použití obou typů diod s možností přepínání mezi nimi. Pro analýzu výstupního svazku světla mi byly poskytnuty tři referenční přístroje Air-Shields LT90700, Neonatal transilluminator a Vein Finder a byla sestavena experimentální měřicí aparatura, pomocí které byla proměřena maximální intenzita světla referenčních přístrojů a podle ní vybrány vhodné LED diody.

Dále byl navrhnout, nasimulován, sestaven a ověřen obvod pro regulaci intenzity světla, který je založen na pulzně šířkové modulaci použitím integrovaného obvodu 555 ve vhodném zapojení jako astabilní klopný obvod, který změnou polohy jezdce potenciometru mění střihu obdélníkového signálu na výstupu, který napájí vždy jednu ze dvou dvojic LED diod. Obvod byl do výsledného prototypu realizován deskou plošných spojů, na které bylo umístěno i zapojení s komparátorem pro indikaci vybitého akumulátoru. Zdroj energie je řešen zabudovaným Li-ion akumulátorem s kapacitou 2,2 Ah, deskou plošných spojů, na které se nachází nabíjecí obvod s microUSB konektorem pro připojení napájecího adaptéru a zvyšujícím měničem napětí, který udržuje po dobu vybití akumulátoru stabilní napětí pro funkční část obvodu.

Návrh modelu jako celku se zasazením všech součástí byl proveden v programu Solidworks a podle tohoto návrhu byl pak sestaven výsledný prototyp, který naznačuje možnost provedení takového typu zařízení.

Důvodem pro vznik této bakalářské práce byla malá konkurence na trhu s novorozeneckými transiluminátory, kdy vysoká cena dostupných zařízení, nevhodný tvar nebo nedostatečné funkce většiny z nich vytváří prostor pro příchod zdravotnického prostředku, který by všechny tyto nedostatky vyřešil. Práce může sloužit jako ukázka možnosti řešení pro výrobce takovýchto zařízení, jak z hlediska potřebných vlastností novorozeneckých transiluminátorů, tak i například z hlediska požadavků technických norem, které byly zpracovány.

Seznam použité literatury

- [1] Pneumothorax (PNO). [online]. Chamanne s.r.o. [vid. 15.12.2016]. Dostupné z: <http://www.prvni-pomoc.com/pneumothorax-pno>
- [2] Schema pneumothoraxu [online]. [vid. 23. 12. 2016]. Dostupné z: http://www.wikiskripta.eu/index.php/Soubor:Pneumothorax_001_cs.jpg
- [3] MARITATO, Karl C.; COLON, Jose A.; KERGOSIEN, David H. Pneumothorax. Compendium (Yardley, PA), 2009, 31.5: 232-42; quiz 242.
- [4] ALY, Hany, et al. Pneumothorax in the newborn: clinical presentation, risk factors and outcomes. The Journal of Maternal-Fetal & Neonatal Medicine, 2014, 27.4: 402-406.
- [5] KUHNS, Lawrence R., et al. Diagnosis of pneumothorax or pneumomediastinum in the neonate by transillumination. Pediatrics, 1975, 56.3: 355-360.
- [6] WYMAN, Michael L.; KUHNS, Lawrence R. Accuracy of Transillumination in the Recognition of Pneumothorax and Pneumomediastinum in the Neonate. Pediatrics 1977.
- [7] DE RIESE, Johannes; PEREZ-BENAVIDES, Fortunato. New technical approach using light-emitting diodes (LED) in neonatal vascular transillumination. In: Biomedical Optics 2005. International Society for Optics and Photonics, 2005. p. 360-366.
- [8] UY, Joaquin, et al. Light filtration during transillumination of the neonate: a method to reduce heat buildup in the skin. Pediatrics, 1977, 60.3: 308-312.
- [9] KUHNS, Lawrence R., et al. A caution about using photoillumination devices. Pediatrics, 1976, 57.6: 975-976.
- [10] PERMAN, Marissa J.; KAULS, Lynda S. Transilluminator burns in the neonatal intensive care unit: a mimicker of more serious disease. Pediatric dermatology, 2007, 24.2: 168-171.
- [11] BUCK, James R., et al. Fiberoptic transillumination: A new tool for the pediatric surgeon Journal of pediatric surgery, 1977, 12.3: 451-463.
- [12] Used HILL-ROM Transilluminator [online]. [vid. 27. 12. 2016]. Dostupné z: <https://images.dotmed.com/images/listingpics/1251785.jpg>
- [13] Neonatal Transilluminator (NT01) [online]. [vid. 27. 12. 2016]. Dostupné z: <https://www.venoscope.com/product/neonatal-transilluminator/>
- [14] Transilluminator Vein Finder Venoscope II [online]. [vid. 27. 12. 2016]. Dostupné z: <https://www.venoscope.com/product/transilluminator-vein-finder-venoscope-ii/>

- [15] Astodia Diaphanoscope [online]. [vid. 27. 12. 2016]. Dostupné z: <http://www.stihlerelectronic.de/products-diaphanoscopy.html>
- [16] ČSN EN 60601-1. Všeobecné požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost zdravotnických elektrických přístrojů. 2. vyd. Praha: ČNI, srpen 2007.
- [17] ČSN EN 60601-2-57. Zvláštní požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost přístrojů obsahujících nelaserový světelný zdroj určených pro terapeutické, diagnostické, monitorovací a kosmetické/estetické použití. Praha: ÚNMZ, leden 2012.
- [18] ŠTĚPÁNEK, Jaroslav. Fotobiologická bezpečnost světelných zdrojů a osvětlovacích soustav [online]. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2014 [cit. 2017-05-09]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/11012/31744>. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav elektroenergetiky. Vedoucí práce Jan Škoda.
- [19] ČSN EN 60601-2-41. Zvláštní požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost operačních a vyšetřovacích svítidel. 2. vyd. Praha: ÚNMZ, září 2010.
- [20] Signetics NE555N [online]. [vid. 27. 12. 2016]. Dostupné z: https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Signetics_NE555N.JPG
- [21] Understanding 555 Timer IC [online]. [vid. 11. 1. 2016]. Dostupné z: <http://circuitdigest.com/article/555-timer-ic>

Příloha A: Obsah přiloženého CD

- Klíčová slova v čj i aj (klicova_slova.pdf)
- Abstrakt česky (abstrakt_cesky.pdf)
- Abstrakt anglicky (abstrakt_anglicky.pdf)
- Naskenované zadání bakalářské práce (zadani_bakalarske_prace.pdf)
- Bakalářská práce (17PBBBP_434172_Stanislav_Jiricek.pdf)
- Složka s modelem transiluminátoru (transiluminator_solidworks)
 - Spustit soubor Transilluminator.SLDASM (SolidWorks 2016)
- Video realizovaného prototypu (transiluminator_video.avi)