



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

ELEKTROLÉČBA

ELECTROTHERAPY

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Andrea Vodochodská

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. Milan Chmelař, CSc.

BRNO 2017



Bakalářská práce

bakalářský studijní obor **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Studentka: Andrea Vodochodská

ID: 173579

Ročník: 3

Akademický rok: 2016/17

NÁZEV TÉMATU:

Elektroléčba

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Prostudujte možnosti fyziotrické léčby. 2) Popište parametry některých proudů využívaných pro elektroléčbu. 3) Popište, k čemu jsou proudy využívány. 4) Navrhněte blokové schéma bateriově napájeného generátoru pro fyziotrickou léčbu umožňujícího vytvářet Trabertovy proudy. 5) Navrhněte bateriově napájený generátor pro fyziotrickou léčbu. Tento generátor musí splňovat požadavky příslušné normy. 6) Ověřte funkci hlavních částí takového generátoru.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1]CAPKO, Ján. Základy fyziotrické léčby. Praha: Grada, 1998. ISBN 8071693413.

[2] Electrotherapy- dostupné na: http://www.wikilectures.eu/index.php/ELECTRO_THERAPY

Termín zadání: 6.2.2017

Termín odevzdání: 2.6.2017

Vedoucí práce: doc. Ing. Milan Chmelař, CSc.

Konzultant:

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.
předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

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

ABSTRAKT

Tato práce se zabývá druhy fyziatrické léčby, jako je fototerapie, termoterapie, kryoterapie a mechanoterapie. Především však elektroléčbou, která je zde rozdělena na bezkontaktní a kontaktní. V této práci jsou popsány režimy a principy použití elektroterapie. Velká pozornost je zde věnována rozborům jednotlivých elektrických proudů, které jsou nejčastěji využívány při elektroterapii. Závěrečná část práce se zabývá návrhem bateriově napájeného generátoru pro elektroléčbu.

KLÍČOVÁ SLOVA

Elektrody, rozhraní elektroda-tkáň, elektroterapie, typy proudů, Träbertův proud, generátor

ABSTRACT

This thesis deals with types of psychiatric treatment as phototherapy, thermotherapy, cryotherapy and mechanotherapy. But primarily with electrotherapy, which is divided into two groups, distant and contact. In this thesis modes and principles of using electrotherapy are described. The main attention is paid to analysis of individual electrical currents which are mainly used in the process of electrotherapy. The final part of the thesis deals with design of battery powered generator for electrotherapy.

KEYWORDS

Electrodes, interface electrode-tissue, electrotherapy, types of currents, Träbert current, generator

VODOCHODSKÁ, A. *Elektroléčba*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav Biomedicínského inženýrství, 2017. 83 s. Bakalářská práce. Vedoucí práce: doc. Ing. Milan Chmelař, CSc.

PROHLÁŠENÍ

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

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

V Brně dne

.....

(podpis autora)

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji vedoucímu bakalářské práce doc. Ing. Milanu Chmelařovi, CSc. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne

.....

(podpis autora)

OBSAH

Seznam obrázků	vii
Seznam Tabulek	viii
Úvod	1
1 Fyziotrická léčba	2
1.1 Fototerapie	3
1.2 Termoterapie	4
1.3 Kryoterapie	5
1.4 Mechanoterapie.....	5
2 Účinky elektrických proudů	7
2.1 Účinky stejnosměrného proudu	7
2.2 Účinky střídavého proudu.....	7
2.3 Úrazy elektrickým proudem	8
2.4 Ochrana před nesprávným výstupem.....	8
3 Vedení elektrického proudu	10
3.1 Typy vodičů	10
3.2 Elektrody.....	10
3.2.1 Vlastnosti elektrod	10
3.2.2 Polarizace elektrod.....	11
3.2.3 Typy elektrod.....	11
3.3 Elektrické jevy na rozhraní elektroda-tkáň.....	12
4 Elektroterapie	14
4.1 Základní pojmy, jednotky a zákony.....	14
4.2 Režim elektroterapie	15
4.2.1 Konstantní proud.....	15
4.2.2 Konstantní napětí	16
4.2.3 Maximální proudová hustota	16
4.2.4 Intenzita elektroterapie	16

4.3	Principy použití.....	17
4.3.1	Pacient.....	17
4.3.2	Testování přístroje a vyšetření.....	18
4.3.3	Ukončení terapie.....	18
4.3.4	Kontraindikace a nebezpečí.....	18
4.4	Bezkontaktní elektroterapie.....	19
4.4.1	Bezkontaktní vysokofrekvenční terapie.....	19
4.4.2	Bezkontaktní nízkofrekvenční elektroterapie.....	20
4.5	Kontaktní elektroterapie.....	21
4.5.1	Galvanoterapie.....	21
4.5.2	Nízkofrekvenční kontaktní elektroterapie.....	22
4.5.3	Středofrekvenční terapie.....	22
5	Proudy používané při elektroterapii a jejich vlastnosti	23
5.1	Träbertův proud.....	25
5.2	Faradayův proud.....	25
5.3	Diadynamické proudy (DD proudy).....	26
5.4	Transkutánní elektrostimulace (TENS).....	28
5.5	Interferenční proudy.....	30
6	Generátor pro elektroterapii	33
7	Návrh přístroje pro elektroterapii	36
7.1	Akumulátor.....	37
7.2	Signalizace zapnutí.....	38
7.3	Signalizace vybití.....	39
7.4	Stabilizátor napětí.....	42
7.5	Plovoucí napájení pro měřidlo.....	42
7.6	DC/DC měnič.....	45
7.7	Regulace napětí.....	50
7.7.1	Nastavitelný stabilizátor.....	50
7.7.2	Blokování stimulace.....	51
7.8	Generátor impulzů.....	54
7.9	Generátor pro světelnou signalizaci terapie.....	61
7.10	Měření proudu procházejícího pacientem.....	63
7.10.1	Měřidlo.....	63

7.10.2 Pacient.....	67
7.11 Ochrana vstupu před zkratem mezi elektrodami	68
7.12 Odhad spotřeby proudu terapeutického zařízení	71
8 Závěr	73
Literatura	77
Seznam symbolů, veličin a zkratk	79
Seznam součástí	81

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 3.1: Samolepící elektrody využívané při TENS, převzato z [18].....	12
Obrázek 4.1: Kondenzátorová metoda KVD, převzato z [5].....	20
Obrázek 4.2: Indukční metoda KVD, převzato z [5]	20
Obrázek 5.1: Proud stejnosměrný (A), střídavý (B), pulsní (C), převzato z [13].....	24
Obrázek 5.2: Průběhy monofázického a bifázického proudu, převzato z [11].....	24
Obrázek 5.3: Träbertův proud, převzato z [1]	25
Obrázek 5.4: Průběh Faradayova proudu, převzato z [11]	26
Obrázek 5.5: Jednotlivé průběhy diadynamického proudu, převzato z [1]	27
Obrázek 5.6: Typy průběhů TENS, převzato z [13]	28
Obrázek 5.7: Typy TENS, převzato z [13]	29
Obrázek 5.8: A-AM, B-FM a C-AFM převzato z [1].....	31
Obrázek 5.9: Průběh interferenčního proudu, převzato z [16]	32
Obrázek 6.1: Ag/AgCl elektrody použité pro testování	34
Obrázek 6.2: Blokové schéma napájecího zdroje generátoru.....	35
Obrázek 6.3: Blokové schéma generátoru pro elektroléčbu	35
Obrázek 7.1: Schéma pro napájecí zdroj generátoru	36
Obrázek 7.2: Vybíjecí charakteristiky některých akumulátorů, převzato z [17]	38
Obrázek 7.3: Obvod pro signalizaci vybití akumulátoru	39
Obrázek 7.4: Schéma zapojení stabilizátoru napětí	42
Obrázek 7.5: Schéma plovoucího napájení měřidla	42
Obrázek 7.6: Schéma generátoru pro elektroléčbu	44
Obrázek 7.7: Schéma zapojení DC/DC měniče.....	45
Obrázek 7.8: Vnitřní zapojení MC34063A, převzato z [19]	46
Obrázek 7.9: Schéma zapojení obvodu pro regulaci napětí.....	50
Obrázek 7.10: Výpočet odporu R_{17}	52
Obrázek 7.11: Schéma zapojení generátoru Träbertova proudu.....	54
Obrázek 7.12: Nabíjení kondenzátoru při nenulových počátečních podmínkách	55
Obrázek 7.13: Komplementární spínací stupeň generátoru	58
Obrázek 7.14: Schéma generátoru pro světelnou signalizaci terapie	61

Obrázek 7.15: Schéma obvodu pro měření proudu procházejícího pacientem	63
Obrázek 7.16: Panelové digitální měřidlo WPB5035A.....	65
Obrázek 8.1: Návrh plošného spoje	73
Obrázek 8.2: Návrh plošného spoje ve 3D zobrazení.....	74
Obrázek 8.3: Zapojení měřidla proudu procházející pacientem”	74
Obrázek 8.4: Zapojení DC/DC měniče s LC filtrem”	74
Obrázek 8.5: Realizace návrhu plošného spoje	75
Obrázek 8.6: Přístroj pro elektroterapii	76

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1: Přípustné efektivní hodnoty proudů, převzato z [9]	9
Tabulka 2: Souhrn vypočítaných hodnot pro napájecí zdroj	43
Tabulka 3: Souhrn vypočtených hodnot pro obvod blokování stimulace	53
Tabulka 4: Rozdělené hodnoty odporů mezi odporový trimr a pevný rezistor	57
Tabulka 5: Souhrn vypočtených hodnot pro komplementární spínací stupeň.....	60
Tabulka 6: Souhrn vypočtených hodnot pro signalizaci stimulačních impulzů	63
Tabulka 7: Energetická spotřeba obvodů napájených ze stabilizovaného zdroje 5 V	72

ÚVOD

Elektroléčba je jednou z metod fyziatrické léčby, kdy je využíván léčebný účinek elektrické energie. Historie využití elektrického proudu pro jeho léčebné účinky se vztahuje až do starého Egypta, kdy se na postižená místa používaly výboje rejnoka elektrického. Elektroterapie je využívána pro zlepšení prokrvení tkání a uvolnění svalů, působí také proti bolesti a zánětu a má příznivý vliv na zmenšení otoků. Využití elektroterapie je tedy vhodné při léčbě onemocnění pohybového aparátu, pooperačních stavů, gynekologických a urologických zánětů a kožních onemocnění. V současné době je velmi rozšířenou metodou využívanou v rehabilitačních a lázeňských zařízeních.

Tato práce se zabývá jednotlivými druhy fyziatrické léčby, především je zaměřena na elektroléčbu. Dále jsou zde zmíněny účinky elektrického proudu, vedení elektrického proudu, typy vodičů a elektrod a jevy na rozhraní elektroda-tkáň.

Elektroléčba je v této práci rozdělena na kontaktní a bezkontaktní. Podrobněji je zde rozebrána elektroléčba kontaktní, která zahrnuje galvanoterapii, nízkofrekvenční a středofrekvenční terapii.

Další významnou kapitolou jsou druhy a vlastnosti proudů nejčastěji využívaných při elektroterapii. K těmto proudům patří například Träbertův proud, Faradayův proud, diadynamické proudy, transkutánní elektroneurostimulace a interferenční proudy.

Závěrečná část této práce se věnuje návrhu bateriově napájeného generátoru pro elektroléčbu, kdy je následně ověřena funkčnost hlavních částí tohoto generátoru.

1 FYZIATRICKÁ LÉČBA

Fyziatrickou léčbou rozumíme využívání některých druhů fyzikálních energií k léčebným účelům. Fyziatrická léčba je velmi často využívána k odstranění bolesti, prevenci chorob, k jejich diagnostice a terapii, a také k rehabilitaci. Reakce organismu na tyto fyzikální podněty jsou reakcemi obrannými, působící jako ochranný mechanismus před škodlivými vlivy zevního prostředí. Reaktivita organismu na fyzikální podněty je individuální a bývá často pozměněna chorobným procesem.

Fyzikální léčebné prostředky rozdělujeme na:

- uměle připravené, tím jsou myšleny zdroje různých energií, jako mechanické, akustické, elektrické, termické, zdroje magnetického a elektromagnetického záření a energie elementárních částic,
- přírodní zdroje zahrnující sluneční záření, atmosférický tlak, atmosférickou elektřinu, gravitační vlivy, tepelné klimatické vlivy a přírodní radioaktivní záření,
- manuální výkony, jako je masáž, pasivní pohyby, polohování, manipulace, akupunktura,
- aktivní pohybová cvičení, do kterých patří léčebný tělocvik zaměřený na reedukaci a rehabilitaci,
- komplex balneologie a balneoterapie, čímž rozumíme lázeňskou léčbu využívající minerálních vod, koupelí, pitných kúr, rehabilitační péči, vhodných diet a podobně.

Cílem fyziatrické léčby je zvyšování a mobilizace obranných sil organismu, které mají přemoci chorobný proces a jeho následky. Energie, která zde využívána, působí na lidský organismus především přes kůži a sliznice, čímž ovlivňuje vnitřní orgány.[1] Při hodnocení účinků fyzikální terapie se setkáváme s pojmem, placebo efekt. Jeho podstatou je psychika pacienta. Vysvětlen může být jednak autosugescí, kdy se pacient domnívá, že je účinně léčen a jeho zdravotní stav se má zlepšovat. Toto očekávání se promítne v potlačování negativních změn a zveličování těch pozitivních. Také vědomí, že je o pacienta dobře a odborně pečováno ho uklidní a může způsobit reálné zlepšení zdravotního stavu v důsledku zklidnění a zlepšení psychického stavu, což má za následek jistou odezvu i ve fyziologii organismu.[2]

Následně se budeme zabývat jednotlivými metodami fyziatrické léčby, jako jsou

fototerapie, termoterapie, kryoterapie, mechanoterapie elektroterapie, na kterou se dopodrobna zaměříme v dalších kapitolách.

1.1 Fototerapie

Pod pojmem fototerapie rozumíme aplikaci elektromagnetického záření v rozsahu vlnových délek od 280 do 3000 nm s cílem léčebného ovlivnění ozařovaných tkání nebo celého organismu. Toto spektrum zahrnuje dlouhovlnnou část ultrafialového záření, oblast viditelného záření a krátkovlnnou oblast infračerveného záření. Fyziologické a optické vlastnosti závisí na několika faktorech, jako je energie fotonu, intenzita záření, trvání ozáření, velikost ozařované plochy, absorpční schopnost tkání a reaktivita organismu.

Infračervené záření kvůli velké vlnové délce a malé energii fotonů vyvolává po absorpci ve tkáních jen tepelné účinky. Pronikavé IR-A se využívá terapeuticky, záření IR-B a IR-C je absorbováno v povrchové vrstvě kůže a je tudíž vhodné k ohřívání. IR-záření může způsobit přehřátí pokožky a při dosažení teploty 43,5 °C vyvolává pocit bolesti. Tepelná tolerance kůže je rozdílná. Intenzita záření, kterou pacient snese u běžně používaných zdrojů, je 270 mW/cm². Při ozáření vzniká reflexní vazodilatace se všemi průvodními jevy hyperemie. IR-záření má analgetický a spasmolytický účinek. U akutních procesů ozařujeme kratší dobu malou intenzitou, u chronických delší dobu, větší intenzitou a každý den. Využívá se při léčbě artrózy, chronické artritidy, zánětlivých kožních onemocněních, astma a další. Přírodním zdrojem infračerveného záření je Slunce, k umělým zdrojům řadíme akvasol, teplometry, žárovkové skříně a tunely, solux.

Viditelné světlo je lidskou pokožkou z 50 % odraženo a 5-20 % dosahuje podkožní tkáně. Stupeň reflexu závisí na pigmentaci kůže. Ozařování modrým světlem se osvědčilo při léčbě žloutenky u novorozenců.

UV záření se podle biologických účinků dělí na tři oblasti. Sluneční záření, které vyvolá erytém a pigmentaci lidské kůže, je přisuzováno složce UV-B (320-280 nm). UV- A (400-320 nm) oblast je chudší na energii, má však vyšší pronikavost, a tím je terapeuticky cenné. Pásmo UV-C (pod 280 nm) je absorbováno v horních vrstvách atmosféry, přičemž se tvoří ozon. Umělé UV-C záření má baktericidní účinek. Přírodním zdrojem UV záření je Slunce. Umělými zdroji jsou například rtuťová vysokotlaká výbojka, rtuťové nízkotlaké výbojky s baktericidním účinkem, Kromayerova lampa pro léčbu kožních chorob, rtuťové výbojky na ozařování laryngu a tělních dutin a solárium.

Bioptronová lampa generuje polarizované polychromatické záření svítící v široké

oblasti spektra. Z jejího světla je odfiltrována ultrafialová složka, čímž jsou vyloučeny negativní vedlejší účinky. Nejvýznamnější oblastí využití biostimulačního světla je dermatologie na ložiskové ekzémy, dětské atopické ekzémy, herpes simplex, dermatitidu a další. V chirurgii bylo dosaženo dobrých výsledků při aplikaci na pooperační jizvy a při léčbě popálenin. Dále nachází využití ve stomatologii, ortopedii a kosmetice.

Laser neboli Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation je světlo zesilované pomocí stimulované emise záření. Zařízení produkují koherentní monochromatické záření z oblasti mikrovln nebo viditelného světla. Neinvazivní laser je využíván pro svůj biostimulační, analgetický a protizánětlivý efekt. Dále jsou jeho účinky baktericidní, viricidní, antiedematózní a vazodilatační. [1]

1.2 Termoterapie

Termoterapií rozumíme dodávání nebo odebírání tepla neboli pozitivní či negativní termoterapii organismu. Oblastí termoterapie, kde k přenosu tepla slouží voda, nazýváme hydroterapie. Teplo může být na povrch organismu přiváděno několika způsoby, a to kondukcí-vedením (horké sáčky, peloidy, parafín), konvekcí-prouděním (parní lázně, fénování, pozitivní hydroterapie) a radiací-sáláním (IR-B záření). Naopak lze teplo odebírat kondukcí (kryosáčky, ledování), konvekcí (negativní hydroterapie, ofukování chladnými plyny), radiací (terapeuticky výjimečné) a evaporací (postřík vysoce těkavými plyny v kapalné formě).[5] Termoterapii využíváme pro léčbu a prevenci chorob a také pro rehabilitaci.

Při celkové aplikaci tepla na organismus se používají koupele, jejichž teploty se pohybují v rozmezí 36-43 °C. Dále se využívá vodoléčebných procedur, mezi něž patří izotermická lázeň, sedací lázeň, střídavé nožní koupele neboli šlapací, vířivá a perličková lázeň. V praxi se uplatňují i některé přísadové lázně jako je uhličitá, sírná a jodová.

Mezi další procedury patří sauna. Jedná se o koupel horkým vzduchem, jehož teplota se pohybuje v rozmezí 60-90 °C, při nízké vlhkosti 10-30 %. Neoddělitelnou součástí procedury je následné ochlazení organismu studenou vodou. Tento cyklus se opakuje 2-3x a je zakončen relaxací. Skotské stříky patří mezi nejradikálnější střídavé procedury představující aplikaci tepla a chladu.

Pro aplikaci lokálního tepla používáme různé zábaly například parafínové, obklady suché horké a vlhké horké, či termofor (gumová láhev naplněná horkou vodou obalená v ručníku, která je přikládána na postižená místa za účelem místního zahřívání).[1]

1.3 Kryoterapie

Kryoterapie neboli negativní termoterapie je definována jako odnímání tepla z povrchu organismu za léčebným účelem. Můžeme ji rozdělit na lokální nebo celkovou.

Při kryoterapeutických procedurách jsou využívány kryosáčky, kryokompresory, aplikace chladného vzduchu ofukem, kdy k ochlazení těla dochází prouděním vzduchu o vysoké rychlosti a kryokomory.[5] Kryokomora je využívána pro terapii celého těla, to znamená pro léčbu celého těla pacienta, včetně hlavy. Nejnižší teploty zde dosahují -160 °C, doporučené provozní teploty by neměly být nižší než -140 °C. Jako chladicí médium je v kryokomoře Arctica používán kapalný vzduch, který je do komory přiváděn pomocí kryogenního potrubí a je uložen v kryogenním zásobníku. Střecha této kryokomory umožňuje únik přebytečného vzduchu z komory. Únikový otvor je umístěn 2 m nad zemí, tudíž ztráty chladu nejsou nijak významné. Zamezení úniku chladu je zajištěno vzduchotěsným provedením zámku na dveřích. Vizuální kontakt s pacientem je umožněn přes dvě dvojitá okna. Nesprávně zavřené dveře umožňující únik chladu, jsou indikovány pomocí snímače.[8]

Kryoterapie má díky analgetickému, antiflogistickému (protizánětlivému) a myorelaxačnímu účinku mnohočetné využití při svalových křečích, otocích, v revmatologii, neurologii a v rehabilitačním lékařství. Lokální kryoterapie je vždy součástí kombinované léčby.

Priessnitzovy obklady jsou podle J. Cápky zapařovací obklady, které přikládáme lokálně na povrch těla s cílem dosažení lokálního prokrvení. V první hypotermické fázi vzniká vazokonstrikce, po ní nastupuje druhá izotermická fáze, kdy se vazokonstrikce mění na vazodilataci a v poslední hypertermické fázi vzniká v místě obkladu lokální vazodilatace neboli aktivní hyperemie. Priessnitzův obklad je používán při angíně, suchém dráždivém kašli, revmatických obtížích a k relaxaci kosterního svalstva. Pokud je pro zvýšení účinku zapařovacího obkladu místo vody použit nálev z bylinek, hovoříme pak o Tripesovu obkladu.[1]

1.4 Mechanoterapie

Podle J. Cápky mechanoterapie znamená využití statických a dynamických sil k léčebným účelům. Radíme sem aktivní a pasivní pohyby těla, trakce, extenze, prostředky manuální medicíny, masáže a použití ultrazvuku.

Trakce a extenze spadají do pasivních procedur, u kterých síla působí na centrifugální tah v ose končetiny (extenze) nebo páteře či kořenového kloubu (trakce).

Podle zdroje síly je dělíme na přístrojové a ruční. Přístrojové trakce i extenze se provádějí pomocí různých závaží, lanek, kladek a zařízení k fixaci tahu za tělový segment. Ruční trakce se uplatňuje u krční páteře.

Manuální medicína využívá k léčbě poruch pohybového aparátu zásahy terapeutovy ruky. Jedná se o poruchy reverzibilní, které nemají morfologický či biochemický podklad.[1]

Podle K. Žaloudka, J. Kolesára a J. Hupky je cílem masáže příznivě ovlivňovat chorobný proces a změny jím vyvolané. Podle způsobu aplikace mechanických podnětů rozdělujeme masáž na ruční, přístrojovou a kombinovanou. Při ruční masáži vykonává mechanické podněty masér svou rukou. Řadíme sem klasickou, reflexní, sportovní, kosmetickou masáž a masáž vnitřních orgánů. Masáž vyvolává v těle místní, vzdálenou a celkovou reakci. Místní účinek se projevuje na kůži odstraněním zrohovatělých buněk, zvýšením sekrece potních žláz a normalizací tonu kůže. V masírovaných tkáních se zvyšuje prokrvení, zvyšuje se tok mízy, zlepšuje se svalová činnost. Působením těchto účinků se snižuje bolestivost a zlepšuje se činnost tkání. Vzdálené účinky jsou zprostředkovány reflexně. Projevují se změnou prokrvení a zlepšením činnosti hluboko uložených orgánů a tkání. Masáž má celkový, uklidňující nebo povzbuzující účinek na tělesnou výkonnost a má vliv na stav centrálního nervového systému ovlivňující periferní orgány a jejich funkci. Kromě pro uklidnění a povzbuzení je masáž indikována při nemoci pohybového nebo podpurného aparátu, pooperačních a poúrazových stavech, zánětech kloubů a měkkých tkání či akutních zánětech nervů.[6]

Léčebné využití ultrazvuku je využití elektrické energie vysokofrekvenčních proudů konvertované na energii mechanickou a teplo. K léčebným procesům je využívána frekvence ultrazvuku 0,75-3 MHz a intenzita do 3 W/m². Ultrazvuk aplikovaný na tkáň se v terapeutických dávkách v celkovém účinku projevuje jako mikromasáž tkání se současným prohříváním. Mezi indikace ultrazvuku patří akutní artritidy, ischias, neuritidy, artrózy a další.[1]

2 ÚČINKY ELEKTRICKÝCH PROUDŮ

Z elektrického hlediska se lidské tělo jeví jako heterogenní vodivý systém. Nositeli proudu v biologickém prostředí jsou výhradně ionty, elektronová vodivost se zde neuplatňuje. Kationty jsou poháněny metabolismem (aktivní transport). Anionty jsou jednak vázány v buněčných strukturách, jednak pasivně sledují pohyb kationtů, s nimiž jsou vázány elektrickým polem.

Membránové struktury mají z elektrického hlediska kapacitní vlastnosti, z tohoto důvodu je průchod proudu těmito strukturami frekvenčně závislý. Biofyzikální účinky závisí na druhu elektrického proudu. Stejnosměrný proud vykazuje polární účinky. Přerušovaný proud stejnosměrný a nízkofrekvenční proud střídavý mají účinky dráždivé. Vysokofrekvenční proud střídavý má účinky tepelné.[3]

2.1 Účinky stejnosměrného proudu

Jak již bylo řečeno, k polárním účinkům dochází při léčbě stejnosměrným proudem. Léčebná aplikace stejnosměrného proudu je nazývána galvanoterapie a dělí se na dvě skupiny metod.

První z nich je iontoforéza, která je využívána ke vpravování léků s elektrickým nábojem do tkání působením stejnosměrného proudu. Aplikace se provádí pomocí diferentní elektrody, pod kterou se klade roztok léčiva, a která je spojena se stejným pólem stejnosměrného zdroje jako je náboj vpravovaného iontu. Indiferentní elektroda se spojuje s pólem opačným.

U galvanizace je proud přiváděn povrchovými elektrodami nebo pomocí elektrod, které jsou umístěné v galvanické lázni. Mezi indikace hloubkové galvanizace patří pouřazové stavy, degenerativní procesy pohybového ústrojí, záněty periferních nervů a žil. Mezi léčebné mechanismy patří zvýšení místního metabolismu, urychlení tkáňové difuze, zvýšení prokrvení tkání, urychlení resorpce zánětlivých infiltrátů, snížení bolestivosti a jiné.[4]

2.2 Účinky střídavého proudu

Dráždivé účinky střídavého proudu jsou velmi frekvenčně závislé. U velmi nízkých frekvencí do 100 Hz se dráždivý účinek zvyšuje lineárně se zvyšující se

frekvencí. U vyšších frekvencí dochází k zpomalení nárůstu dráždivého účinku a nastává pokles. V rozmezí frekvencí 500-3000 Hz závisí prahová hodnota dráždivého proudu na druhé odmocnině frekvence, při vyšších frekvencích dráždivý účinek rychle klesá a při 10 kHz zcela ustává.

Vysokofrekvenční proudy (vyšší než 100 kHz) nemají žádné dráždivé účinky, mechanismus jejich účinku spočívá v přeměně absorbované elektrické energie v teplo.[3]

2.3 Úrazy elektrickým proudem

Negativní účinky elektrického proudu závisí na jeho kmitočtu a intenzitě. Obecně můžeme říci, že účinky střídavého proudu jsou závažnější než účinky stejnosměrného proudu. U vysokofrekvenčních proudů se projeví účinky tepelné a destrukce organismu závisí na velikosti daného proudu. Dále účinek proudu závisí na impedanci lidského těla, dráze proudu, době průchodu proudu, velikosti dotykového napětí. Nejcitlivějšími orgány na účinek elektrického proudu jsou mozek, dýchací ústrojí a srdce. Velice nebezpečný stav nastává, když je v cestě proudu srdce.

Hodnota bezpečného proudu je u střídavého proudu do frekvence 1 kHz a proudu 10 mA, pro proud stejnosměrný asi do 20 mA. Mezní hodnota střídavého proudu, kdy je možné odtrhnout sevřenou ruku od vodiče je 20 mA. Stejnosměrný proud způsobuje především rozklad krve a proud střídavý svalové křeče, vedoucí k zástavě dýchání. Střídavý proud navíc v určitém rozmezí (100-200 mA) způsobuje fibrilaci srdce. Srdce se snaží přizpůsobit frekvenci procházejícího proudu, ztrácí schopnost pracovat jako krevní pumpa a dochází pouze k jeho chvění. Při ještě větším proudu vedoucím přes srdce nastává okamžitá smrt.

Při zasažení bleskem bývá proudová hodnota extrémně vysoká 10^4 - 10^6 A. Na příčinách smrti se podílí též nervový šok a těžká popálení.[3]

2.4 Ochrana před nesprávným výstupem

Pro přístroje určené k terapeutickým aplikacím platí, že pro zatěžovací impedanci 500 Ω nesmí výstupní proud přesahovat přípustné hodnoty uvedené v tabulce:

Kmitočet	Přípustná efektivní hodnota proudu
stejnoseměrná složka	80 mA
≤ 400 Hz	50 mA
≤ 1500 Hz	80 mA
> 1500 Hz	100 mA

Tabulka 1: Přípustné efektivní hodnoty proudů, převzato z [9]

V případě, že výstup obsahuje střídavou a stejnosměrnou složku, jsou tyto složky měřeny samostatně a porovnány s přípustnými hodnotami. Je-li délka trvání impulzu menší než 0,1 s, nesmí energie jednoho impulzu při této zatěžovací impedanci přesahovat 300 mJ. Vrcholová hodnota výstupního napětí měřena v rozpojeném stavu obvodu nesmí přesahovat 500 V. Pokud jsou příložené části (elektrody stimulatorů a všechny části k nim vodivě připojené) aktivovány současně více výstupními obvody, platí uvedené přípustné hodnoty pro každý z těchto výstupních obvodů.[9]

3 VEDENÍ ELEKTRICKÉHO PROUDU

Elektrický proud můžeme definovat jako pohyb nabitých částic.

Látky obecně dělíme podle způsobu, jakým se v nich pohybuje náboj. Vodiče jsou charakteristické tím, že se v nich náboj pohybuje poměrně volně. Patří mezi ně kovy, lidské tělo a voda z kohoutku. Nevodiče též izolátory, dielektrika jsou látky, ve kterých se náboj volně nepohybuje. Je to například pryž, plasty, sklo a destilovaná voda. Polovodiče mají vlastnosti mezi vodiči a izolátory, takovými příklady jsou například křemík nebo germanium. Supravodiči označujeme dokonalé vodiče, kdy v těchto látkách nebrání pohybu náboje žádný elektrický odpor.[7]

3.1 Typy vodičů

Při elektrolýbě budeme rozlišovat jen dva typy vodičů.

Jednak vodič první třídy. Jedná se o kovy nebo elektricky vodivé modifikace uhlíku, ve kterých je vedení elektrického proudu zprostředkováno volnými elektrony. Měrná vodivost těchto látek dosahuje vysokých hodnot, a to 10^6 - 10^7 S.m⁻¹.

Vodiče druhé třídy (elektrolyty) zastupují tělní tekutiny, tkáň, roztoky kyselin a zásad ve vodě. V těchto vodičích je vedení elektrického proudu zprostředkováno kladnými a zápornými ionty. Vodivost těchto vodičů je rozdílná podle stupně disociace a koncentrace dané látky.[1][10]

3.2 Elektrody

Elektrody jsou vodivé plochy vytvořené z vodičů první třídy.

Elektrické impulzy jsou z generátoru vedeny kovovými vodiči (vodiči první třídy) k elektrodám, které jsou ve styku s tkání. Místo styku elektrody s tkání je místem, kde dochází ke změně typu elektrické vodivosti z elektronové na iontovou.[10]

3.2.1 Vlastnosti elektrod

Pokud ponoříme kovovou elektrodu do nádoby s elektrolytem, mohou nastat dva případy. V prvním případě kov vysílá kationty do roztoku nebo v opačném případě kationty z roztoku přijímá. Kationty kovu v roztoku jeví snahu se při styku s elektrodou na jejím povrchu usadit a začlenit se do krystalové mřížky kovu. Tento přechod kationtů

je brzděn elektrostatickými silami, jimiž na ně působí anionty zbývající v roztoku. Na rozhraní elektroda-elektrolyt se tedy vytvoří elektrická dvojvrstva a mezi roztokem a elektrodou vznikne rozdíl potenciálů. Tento rozdíl potenciálů je nazýván puňčlánkovým napětím.[10]

3.2.2 Polarizace elektrod

Pokud máme dvě elektrody ze stejného kovu ponořené do elektrolytu (např. KCl nebo NaCl), vznikne v okolí elektrod rozdílná koncentrace iontů a vytvoří se koncentrační článek. Jeho napětí má opačnou polaritu než napětí zdroje, protože se soustava snaží vrátit do výchozího stavu. Tento jev se nazývá koncentrační polarizace. Pokud dojde k zamíchání elektrolytu, změní se koncentrace iontů v okolí elektrod. Tím se změní napětí koncentračního článku.

Pokud se kvalita elektrod nemění, hovoříme o nepolarizovatelných elektrodách, ve druhém případě o elektrodách polarizovatelných.[10]

3.2.3 Typy elektrod

Podle velikosti dělíme elektrody na:

- velké, které mají velikost plochy nad 100 cm^2 a jsou používány především pro aplikaci Träbertových proudů, pro podélnou klidovou galvanizaci a pro většinu aplikací iontoforézy,
- středně velké elektrody, s velikostí plochy $10\text{-}100 \text{ cm}^2$, které jsou nejčastěji používány pro diadynamické a středofrekvenční proudy,
- kuličkové elektrody do 1 cm^2 jsou využívány při vysokonapěťové terapii a
- hrotové, které mají plochu kolem $0,25 \text{ cm}^2$ a používáme je pro neurální aplikace TENS burst.

Podle konstrukčního materiálu můžeme elektrody rozdělit na:

- Kovové, které byly používány především v dřívějších dobách. Jejich výhodou byla možnost volby tvaru, velikosti a dlouhá životnost.
- Silikonkaučukové elektrody se vyznačují též dlouhou životností, jsou ovšem dost drahé.
- Gumové elektrody s vrstvou grafitu jsou levnější, ale při běžném používání se vrstvička grafitu postupně odírá, a tím se zmenšuje aktivní plocha elektrody. V extrémním případě může zůstat pouze několik malých ostrůvků

s tak velkou proudovou hustotou, že dochází k propálení viskózní elektrodové podložky a možnému poškození pacienta.

Podle způsobu připevnění rozlišujeme elektrody fixované. Příkladem fixovaných elektrod jsou připevněné popruhem, samolepící a vakuové.

Elektrodová podložka (v případě použití kapalného elektrolytu) je porézní látka sloužící k přenosu elektrického proudu a zvlhčení pokožky. Standardní elektrodová podložka napuštěna ochrannými roztoky musí být použita při aplikaci stejnosměrného (galvanického) proudu a proudů s výraznou stejnosměrnou složkou. Pro ostatní druhy kontaktní elektroterapie se využívají návleky z froté látky nebo syntetické houby, navlhčené fyziologickým roztokem.[5]

Vhodný výběr elektrod je důležitý. První věcí, na kterou bereme ohled, je typ elektrody dále pak velikost a umístění elektrody na těle.[11]



Obrázek 3.1: Samolepící elektrody využívané při TENS, převzato z [18]

3.3 Elektrické jevy na rozhraní elektroda-tkáň

Při průchodu elektrického proudu mezi párem elektrod a tkání, dochází k elektrochemickým dějům, kdy se mění elektronová vodivost elektrického proudu na iontovou. Množství proudu, které projde tkání, závisí na použitém napětí a odporu podle

Ohmova zákona:

$$U = I \cdot R$$

kde U je použité napětí, R je odpor a I je výsledný protékající proud. Výsledný odpor je součtem odporů v každé části dráhy protékajícího proudu. Pro průchod proudu z elektrody do tkáně je potřeba vrstvička tekutiny obsahující ionty. To může být buď voda, nebo vodivostní gel. Gely používané k tomuto účelu jsou složeny převážně z vody a iontových solí (NaCl nebo KCl). Gel slouží jako vyplň pórů a nerovností pokožky pod elektrodou, a tím umožňuje rovnoměrný tok proudu mezi nimi.

Vrchní vrstvu kůže tvoří odumřelé zrohovatělé buňky. A právě tato vrstva má vysoký elektrický odpor. I množství kožního mazu na povrchu kůže ovlivňuje přechodový odpor mezi elektrodou a kůží. Tento elektrický odpor můžeme snížit zvlhčením povrchu pokožky nebo jejím odmaštěním. Někdy se také využívá zahřívání kůže horkými sáčky nebo infračervenými lampami před zahájením léčby, aby se zvýšila vodivost v důsledku zvýšené lokální tvorby potu.

Při výskytu jizev a ran na pokožce se musí dávat pozor, aby při aplikaci elektrického proudu nedošlo k poškození kůže.[11]

Při průchodu elektrického proudu přes tkáň dochází k několika jevům. Mezi tyto jevy patří, zahřívání tkáně při průchodu proudu, elektrolyza tkáně v důsledku průchodu stejnosměrného proudu tkání a podráždění tkáně.[10]

4 ELEKTROTERAPIE

Elektroterapie je běžně užívanou formou fyzikální terapie, a pokud je správně použita, je též velmi efektivní. Využívá elektrických impulzů, které jsou přivedeny ke svalovým a nervovým zakončením pacienta. Tento elektrický proud způsobí stažení svalů a následnou relaxaci. Opakované stimulační mají za následek zesílení svalů, relaxaci a utlumení bolesti.

Základní model elektroterapie představuje zavedení fyzikální energie do biologického systému. Tato energie způsobí jednu nebo více psychologických změn, které jsou v praxi použity k vytvoření léčebného efektu.[11][13]

Elektroterapii dělíme na kontaktní a bezkontaktní.

4.1 Základní pojmy, jednotky a zákony

Nejprve si uvedeme základní pojmy, jednotky a zákony, které mohou souviset s elektroléčbou.

- **Elektrický náboj.** Jednotkou elektrického náboje je coulomb C. Coulomb definujeme, jako elektrický náboj, který proteče vodičem při stálém proudu 1 ampér v době 1 sekundy.
- **Elektrický proud,** jehož jednotkou je ampér A. Elektrický proud, jak byl již dříve definován, je pohyb nabitých částic.
- **Elektrické napětí** s jednotkou volt V. Volt představuje napětí mezi konci vodiče, do kterého stálý proud 1 ampéru dodává výkon 1 wattu.
- **Elektrický odpor,** který je specifickou vlastností vodiče má jednotku ohm Ω . Vyjadřuje schopnost vodičů vést elektrický proud a jeho hodnota závisí na materiálu.
- **Ohmův zákon** představuje matematicky vyjádřený vzájemný vztah mezi intenzitou proudu, napětím a odporem:

$$I = \frac{U}{R}$$

Z tohoto vztahu vyplývá, že velikost proudu I , který protéká vodičem, je tím větší, čím je odpor obvodu R menší a čím je napětí zdroje U vyšší. V praxi je tento princip využíván v elektroléčebných přístrojích k regulaci intenzity elektrického proudu, který protéká pacientem a uplatňuje se při průtoku proudu tkáněmi s různým odporem.

- **Elektrické pole** vzniká v okolí každého elektrického náboje. Je znázorňováno elektrickými siločarami. Na náboje stejného znaménka působí silové pole odpudivě, náboje opačného znaménka přitahuje.
- **Intenzita elektrického pole.** Jednotkou je volt na metr $V \cdot m^{-1}$, což je intenzita elektrického pole v takovém místě, kde na bodový náboj 1 coulombu působí síla 1 newtonu.
- **Elektrická vodivost** popisuje schopnost vodiče dobře vést elektrický proud. Jednotkou je siemens S. Siemens je vodivost elektrického vodiče s odporem 1 ohm.
- **Elektrická kapacita.** Jednotka elektrické kapacity farad F je kapacita kondenzátoru, který při napětí 1 voltu pojme náboj 1 coulombu. V praxi jsou především využívané menší jednotky jako mikro-, nano- a pikofarad.
- **Hustota proudu.** Hustotu proudu charakterizujeme, jako intenzitu proudu protékající určitým průřezem vodiče nebo tkáně. Jednotkou je ampér na metr čtvereční $A \cdot m^{-2}$. Hustota proudu hraje významnou roli ve tkáni, protože na ní závisí léčebný účinek (elektrochemické změny, podráždění, teplo) a při nadměrné hustotě proudu dochází k elektrochemickému nebo tepelnému poškození tkání. Při podélném průtoku proudu tkáněmi majícími různý odpor je největší intenzita proudu soustředěna do dobře vodivých tkání, kde jsou i jeho účinky největší. U příčného průchodu je intenzita proudu protékajícího všemi tkáněmi stejná. Tepelné účinky jsou pak největší ve tkáni s největším odporem.[1]

4.2 Režim elektroterapie

4.2.1 Konstantní proud

Konstantní proud je využíván pro aplikaci galvanických, nízkofrekvenčních a středofrekvenčních proudů pomocí fixovaných elektrod. Přístroj udržuje nastavenou hodnotu proudu a při poklesu kožního odporu se během aplikace nezmění proudová hustota (konst. $I=U/R$). Při vyschnutí roztoku nebo při uvolnění elektrody (dojde ke zmenšení aktivní plochy elektrody) hrozí riziko poškození pokožky pacienta. Pokud oddálíme jednu z elektrod z povrchu kůže pacienta, přeruší se elektrický obvod a proud pacientem přestane procházet. Přiložíme-li nyní elektrodu zpět (při stejném nastavení přístroje) ucítí pacient ranku- „kopnutí“. Aby tento jev nenastal, ukládá příslušná norma odpovídající konstrukční úpravu přístroje.[5]

4.2.2 Konstantní napětí

Konstantní napětí je využíváno pro dynamické aplikace kuličkovou nebo hrotovou elektrodou. Tyto elektrody jsou přikládány na povrch kůže pacienta ručně (nejsou nijak přilepeny). Pokud je tlak na elektrodu snížen, může se pořád ještě dotýkat povrchu kůže. Vlivem nižšího tlaku na elektrodu může být elektroda sice ještě v kontaktu s povrchem kůže, ale může se zvýšit přechodový odpor elektroda-kůže. Při zvýšení elektrického odporu dojde ke snížení intenzity proudu (konst. $U=R \cdot I$). Pokud se elektroda přestane dotýkat povrchu kůže, elektrický obvod se přeručí a proud přes pacienta přestane procházet. Při následném přiložení elektrody ucítí pacient ranku (je-li proud nad hranicí vnímání). Pokud by byl v tomto režimu aplikován galvanický proud, došlo by při poklesu kožního odporu ke zvýšení intenzity proudu, zvýšila by se i proudová hustota, což by při překročení určité meze mohlo vést k následnému popálení pacienta. Na ohřátí kůže má vliv jak proudová hustota, tak i doba působení elektrického proudu.[5]

4.2.3 Maximální proudová hustota

Tímto termínem je označována hodnota proudu, kterou lze zatížit jednotkový průřez elektrody. Pro galvanický proud je stanovena $0,1 \text{ mA/cm}^2$, pro nízkofrekvenční proud $1,0 \text{ mA/cm}^2$ a pro TENS a středofrekvenční proudy 10 mA/cm^2 .

Vlastní maximální použitelná intenzita I_{\max} se vypočte podle vzorce:

$I_{\max} = \text{plocha elektrody} \times \text{maximální proudová hustota pro příslušný typ proudu.}$

Při aplikaci galvanického proudu:

$I_{\max} = \text{plocha elektrody} / 10.$ [5]

4.2.4 Intenzita elektroterapie

Absolutní intenzitou elektroterapie je v režimu konstantního proudu brána hodnota intenzity proudu v miliampérech, v režimu konstantního napětí zase hodnota napětí ve voltech. Kvůli kolísání kožního odporu během aplikace se při předepisování elektroterapie absolutní intenzita nepoužívá.

Subjektivní intenzita elektroterapie je nejdůležitější faktor, který určuje účinek elektroterapie. Je nezbytnou součástí lege artis.

Podle J.Poděbradského a R.Poděbradské rozlišujeme následující intenzity:

- **Prahově senzitivní intenzita (PS)** nám udává okamžik, kdy pacient poprvé ucítí vjem při postupném zvyšování intenzity elektrického proudu. Na přístroji je poté možné odečíst odpovídající absolutní intenzitu.
- **Prahově motorická intenzita (PM).** Jedná se o první svalový záškub, přičemž je možné jí přiřadit hodnotu intenzity absolutní.
Můžeme tedy říci, že subjektivní intenzita prahově senzitivní a motorická jsou kvantifikovatelné pomocí absolutní intenzity, jedná se o určité hodnoty.
- **Podprahově senzitivní intenzita (PPS).** Nejprve pomalu zvyšujeme intenzitu až do doby, kdy pacient poprvé ucítí vjem (PS) a pak ji trochu asi o 1,0 mA snížíme.
- **Nadprahově senzitivní intenzita (NPS).** Nastavíme prahově senzitivní intenzitu (PS) a následně trochu zvýšíme.
- **Podprahově motorická intenzita (PPM).** Prvně nastavíme intenzitu prahově motorickou, kdy dochází ke svalovému záškubu a následně ji trochu snížíme.
- **Nadprahově motorická intenzita (NPM),** kdy nastavíme prahově motorickou intenzitu (PM) a pak ji trochu zvýšíme.
- **Podprahově algická intenzita (PPA).** Nejprve nastavíme intenzitu prahově motorickou (PM) a zvyšujeme ji až do prvních pocitů bolesti, pak o trochu snížíme.

Všechny intenzity podprahové a nadprahové jsou tedy určité intervaly.[5]

4.3 Principy použití

Mnohé problémy mohou být účinně léčeny elektroterapií. Výběr metod vyžaduje znalost jejich základních principů.

4.3.1 Pacient

Lékař musí navrhnout léčebný postup, tj. aplikaci příslušného druhu elektroléčby. Musí také vzít v úvahu některá omezení, která nedovolují elektroléčbu použít. Do toho patří pacienti s implantovaným kardiostimulátorem, pacienti s implantovaným defibrilátorem, těhotné ženy apod.

Pacient by měl být podrobně seznámen s průběhem elektroléčby. Sem patří umístění elektrod, jevy související s vnímáním stimulačního proudu a reakce pacienta. Pacient musí být poučen v tom smyslu, že musí okamžitě obsluhu přístroje upozornit na případnou nevolnost, nebo jiné nepříznivé okolnosti, které mohou ovlivňovat jeho stav. V řadě případů se pro elektroléčbu používají elektrody pro jedno použití. Pro jejich

správnou aplikaci je nutné např. odmaštění pokožky. Zde je namísto dotaz na případné alergie, a naopak při jejich odstraňování z povrchu končetiny je nutné upozornění, že to nemusí být zrovna příjemná procedura. Pokud je pacient seznámen se vším, co se příslušné léčebné procedury týká a souhlasí s ní, pak to odstraní řadu problémů, které by mohly při elektroléčbě nastat.[11]

4.3.2 Testování přístroje a vyšetření

Především je nutno vzít v úvahu, že pro elektroléčbu je možno použít pouze ty přístroje, ke kterým je platné prohlášení o shodě, tj. je zajištěna jejich elektrická bezpečnost a funkčnost v souladu s příslušnými normami.

Z hlediska obsluhy přístroje je nutné, aby zkontrolovala stav elektrod a připojovacích kablíků. Vhodná je i vizuální kontrola síťového přívodu. Před připojením pacienta k přístroji, je vhodné zkontrolovat i chování přístroje po jeho zapnutí (např. zda svítí všechny potřebné kontrolky na přístroji, které signalizují jeho stav). Výstup stimulatorů pro elektroléčbu je plovoucí. Proto by měl být pacient umístěn tak, jak je definováno v návodu pro použití přístroje. [11]

4.3.3 Ukončení terapie

Po ukončení terapie by mělo být místo pod elektrodami zkontrolováno. Pacient by měl být upozorněn na to, jak dlouho by měla elektroléčba prokazovat výsledky a co se ještě po ukončení elektroléčby může projevit. Pak se stanoví datum další terapie. Pacient je také vždy upozorněn (výslovně se to píše v nález), že v případě potíží se má dostavit ihned. Pokud si pacient generátor pro stimulaci odnáší domů (to bývá například v případě léčby trvalé bolesti, kdy před vlastní implantací probíhá testovací období), měl by dostat pokyny písemně.[11]

4.3.4 Kontraindikace a nebezpečí

Při použití elektroléčby je nutno dbát na to, aby při jejím použití nevzniklo pro pacienta jakékoliv nebezpečí.

To by mohlo vzniknout například tím, že by elektroléčba nevhodně ovlivnila funkci organismu, Týká se to především pacientů, kteří v sobě mají implantované nějaké zařízení, jehož funkci mohou elektrické impulzy ovlivnit (např. kardiostimulátor on demand). Týká se to i těhotných žen v případech, kdy by elektrická energie procházela přes plod (např. při použití diatermie).

Existuje i možnost použití více druhů diatermie současně. Příkladem je použití

magnetoterapie a impulzní terapie. Zde případná rizika musí zvážit lékař a je jeho povinností na případná rizika pacienta upozornit.[11]

4.4 Bezkontaktní elektroterapie

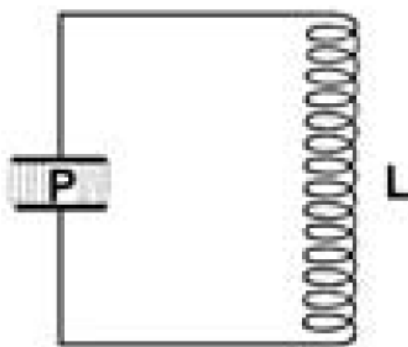
4.4.1 Bezkontaktní vysokofrekvenční terapie

Tento druh terapie využívá frekvence elektromagnetického pole nad 100 kHz. Z důvodu překrývání frekvenčních pásem terapie a rozhlasového nebo televizního vysílání jsou pro terapeutické účely vyhrazeny jen určité frekvence, které nenarušují telekomunikaci. Pro krátkovlnnou diatermii to jsou frekvence 13,56, 27,12 a 40,63 MHz, pro ultrakrátkovlnnou diatermii 433,92 MHz (není povolena v USA) a 915 MHz (používána v USA) a pro mikrovlnnou diatermii 2450 MHz. Pojem diatermie je zde využíván jako synonymum termického účinku vysokofrekvenční terapie, pro který je tato terapie převážně využívána.

Při metodě d'Arsonvalizace vytváří elektromagnetické pole ve skleněných aplikátorech výboje, které po přiblížení aplikátoru přeskakují v podobě jiskrových výbojů do kůže. Při nadprahově senzitivní intenzitě dochází k dráždění kožních receptorů, které mohou tlumit bolest.

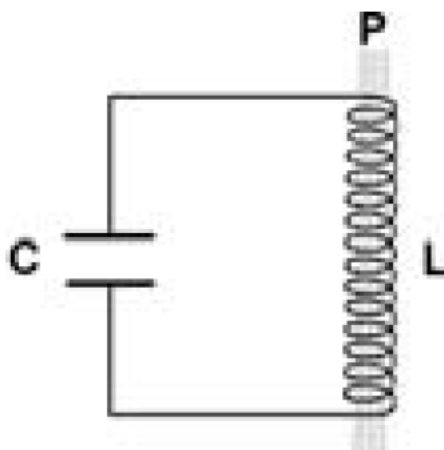
Diatermie je používána k bezkontaktnímu prohřívání hlouběji uložených tkání, kdy dochází k absorpci vysokofrekvenčního pole tkáněmi, jehož energie je následně přeměněna na energii tepelnou uvnitř organismu, tudíž nedochází k tepelnému zatížení kůže.

Krátkovlnná diatermie (KVD) využívá dvou metod. První z nich je kapacitní metoda, kdy jsou používány dvě kondenzátorové elektrody a tkáň mezi nimi představuje dielektrikum. Vzhledem k dielektrické konstantě a bližší vzdálenosti k elektrodám vzniká více tepla v tukové tkáni nežli svalové. Na Obrázku 4.2 je tato metoda zobrazena, kdy písmeno P představuje pacienta a L cívku.



Obrázek 4.1: Kondenzátorová metoda KVD, převzato z [5]

Druhá metoda je metoda indukční, která využívá cívkového aplikátoru nebo indukčního kabelu k vytvoření vířivých proudů ve tkáních prostřednictvím elektromagnetické indukce. Ohřev tkáně je zde způsoben vzniklými vířivými proudy. Obrázek 4.3 zobrazuje indukční metodu, kdy je přidán kondenzátor C.



Obrázek 4.2: Indukční metoda KVD, převzato z [5]

Ultrarátkovlnná diatermie využívá k prohřátí hluboko ležících struktur radiačního pole zářiče, které je využíváno i u mikrovlnné diatermie.[5]

4.4.2 Bezkontaktní nízkofrekvenční elektroterapie

Tato terapeutická metoda využívá elektromagnetické pole s frekvencí do 1000 Hz. Na principu potlačení magnetické složky elektromagnetické síly je založena distanční elektroterapie (DET). Aplikátor se přikládá těsně nad kůži. Elektrická složka má hodnoty 10x menší než u klasické kontaktní elektroterapie, což je v tomto případě dostačující pro požadovaný účinek. Při vyšších hodnotách by docházelo k trvalým

svalovým kontrakcím v místě aplikace, ale i v distálně vzdálených místech. Největší výhodou DET je možnost aplikace přes oděv či sádku.

Při potlačení elektrické složky elektromagnetické síly se jedná o pulzní nízkofrekvenční magnetoterapii. Elektrická složka elektromagnetického pole ve tkáních je 100x menší než u kontaktní elektroterapie.[5]

4.5 Kontaktní elektroterapie

V této práci se bude kontaktní elektroterapie rozdělovat podle J. Poděbradského a R. Poděbradské. Rozděluje se na galvanoterapii, nízkofrekvenční terapii a středofrekvenční terapii. Kontaktní elektroterapie je definována jako přívod elektrického proudu do organismu přes kůži prostřednictvím elektrod.[5]

4.5.1 Galvanoterapie

Při galvanoterapii se využívá k terapeutickým účelům průchodu stejnosměrného proudu.

Oblast mezi elektrodami je nazývána proudovou dráhou, ve které postupně dochází k polarizaci tkáně, tedy vzniku napětí opačné polarity. To se projeví zvýšením kapilárního prokrvení.

Změnou polarity se mění i dráždivost nervových vláken a kožních receptorů. Anelektrotonus znamená snížení dráždivosti pod anodou následkem zvýšení klidového membránového potenciálu. Anionty jsou přitahovány anodou z povrchu membrány nervového vlákna, v důsledku toho dojde ke zvýšení membránového potenciálu. Nastane hyperpolarizace, která má za následek snížení dráždivosti. Katelektrotonus je zvýšení dráždivosti pod katodou následkem snížení klidového membránového potenciálu. Zápornou katodou jsou přitahovány kationty z povrchu membrány nervového vlákna, čímž se sníží membránový potenciál a vzniká částečná depolarizace. Tak dojde ke zvýšení dráždivosti.

Při klidové galvanizaci protéká stejnosměrný proud po celou dobu aplikace beze změn polarity v nastavené intenzitě. Využití nachází u posttraumatických stavů, kdy dochází k urychlení novotvorby kapilár. Dále se indikuje při poruchách periferního krevního oběhu a neuropatiích.

Dalším typem galvanoterapie je čtyřkomorová lázeň-hydrogalvan, kdy je elektrický proud přiváděn vodou do ponořených částí končetin. Indikace jsou stejné jako pro klidovou galvanoterapii. Výhodou je oproti klidové galvanizaci rovnoměrnější

průchod proudy, a tím snazší zacílení na jednu končetinu při neuropatiích.

Iontoforéza neboli vpravování elektricky nabitých částic z elektrodového roztoku elektrody se stejnou polaritou do kůže a podkoží. Jedním z účinků iontoforézy je zvýšení koncentrace iontů a molekul se stejným nábojem v kůži a žilní krvi. Nežádoucím účinkem může být alergie na vpravenou látku. Jak již bylo zmíněno v dřívější kapitole, může být iontoforéza využívána pro vpravování léku do tkáně.[5]

4.5.2 Nízkofrekvenční kontaktní elektroterapie

Tento druh terapie využívá střídavé nebo pulzní proudy s frekvencí do 1000 Hz. Účinek nízkofrekvenční terapie je cílen výhradně na dráždivé buňky, především nervové a je dán hlavně subjektivní intenzitou, dále pak frekvencí a parametry impulzů nebo proudů a způsobem aplikace. K těmto proudům patří Träbertův proud, Faradayův proud, diadynamické proudy a transkutánní elektroneurostimulace (TENS).[5] Tyto proudy budou podrobněji rozebrány v následující kapitole.

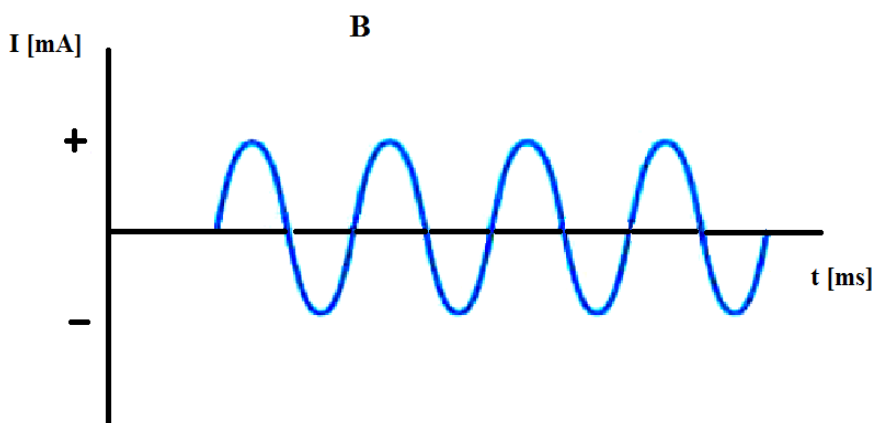
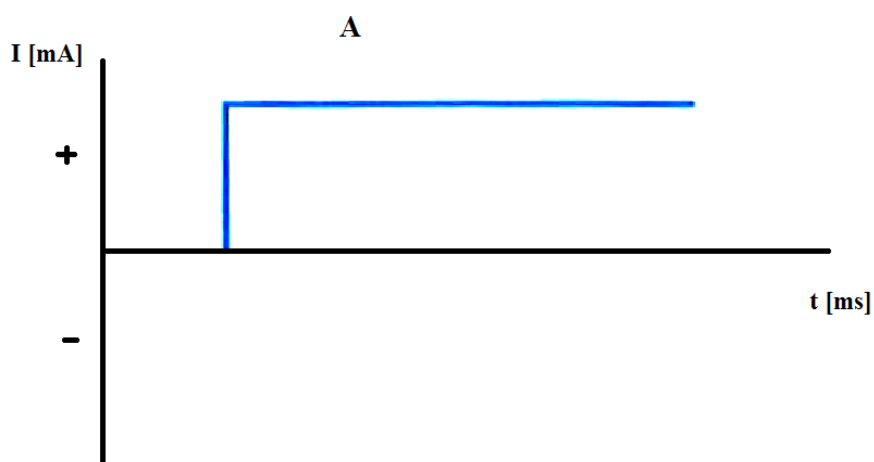
4.5.3 Středofrekvenční terapie

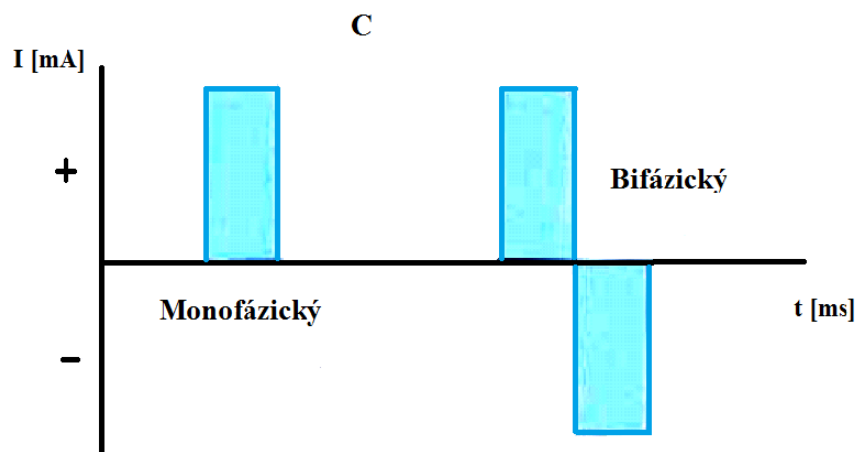
Proudy pro středofrekvenční terapii mají frekvenci 1000 – 100 000 Hz. V praxi se využívají především frekvence 2500 – 12 000 Hz. Konfigurace skupin impulzů je často bifázická, což je důvod, proč nemají galvanické účinky (elektrolýza tkáně). Vážný nedostatek představují proudy s frekvencí nad 250 Hz, které nemají téměř žádné dráždivé účinky. Je proto nutná konverze středofrekvenčních proudů na proudy nízkofrekvenční, buďto bipolární nebo tetrapolární aplikací. Tetrapolární aplikace představuje klasickou interferenci a její varianty.[5] Interferenčními proudy se podrobněji zabývá pátá kapitola.

5 PROUDY POUŽÍVANÉ PŘI ELEKTROTHERAPII A JEJICH VLASTNOSTI

Tato kapitola se zabývá jednotlivými proudy využívanými v elektroterapii. Nejprve si uvedeme tři základní druhy elektrického proudu.

Prvním z nich je proud stejnosměrný, protékající nepřetržitě v jednom směru. Proud střídavý, který souvisle protéká oběma směry. Pulsní proud je charakterizován dobou trvání jednotlivých impulzů a mezerami mezi nimi.

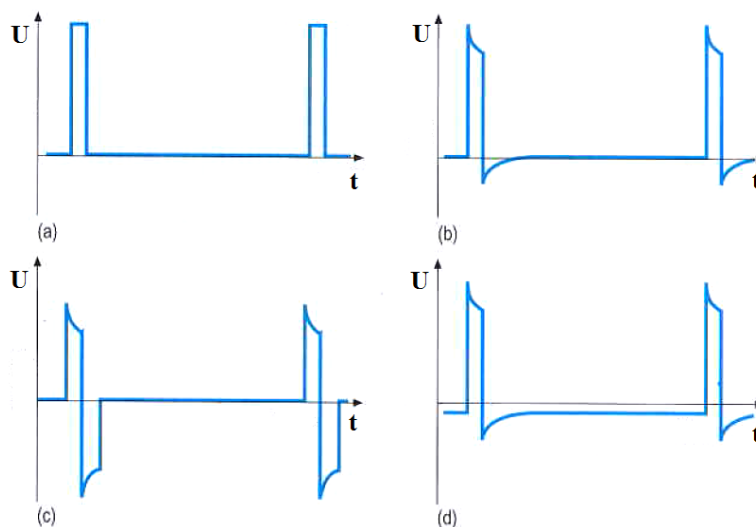




Obrázek 5.1: Proud stejnosměrný (A), střídavý (B), pulsní (C), převzato z [13]

Běžné tvary vln jsou jedno nebo dvoucestně usměrněná sinusovka, obdélníkové a trojúhelníkové tvary. Monofázická křivka představuje průběh proudu pouze v jednom směru, bifázická v obou směrech. Bifázická křivka má dvě části (fáze)-kladnou a zápornou. Bifázickou křivku nazýváme symetrickou, pokud je druhá část křivky v obráceném směru přesným obrazem části první (proud protéká ve stejné velikosti a po stejnou dobu v obou směrech). Asymetrická bifázická křivka má dvě fáze, které nemají stejný tvar. Dále je rozlišována na vyváženou a nevyváženou (tj. proud protékající v obou směrech není vyvážený). U nevyváženého protékajícího proudu pouze jeden směr způsobuje depolarizaci, a proto se tento druh proudu chová jako monofázický.[13]

Na Obrázku 5.2 je znázorněn průběh monofázického proudu (a), asymetrického nevyváženého bifázického proudu (b), symetrického vyváženého bifázického proudu (c) a asymetrického vyváženého bifázického proudu (d).



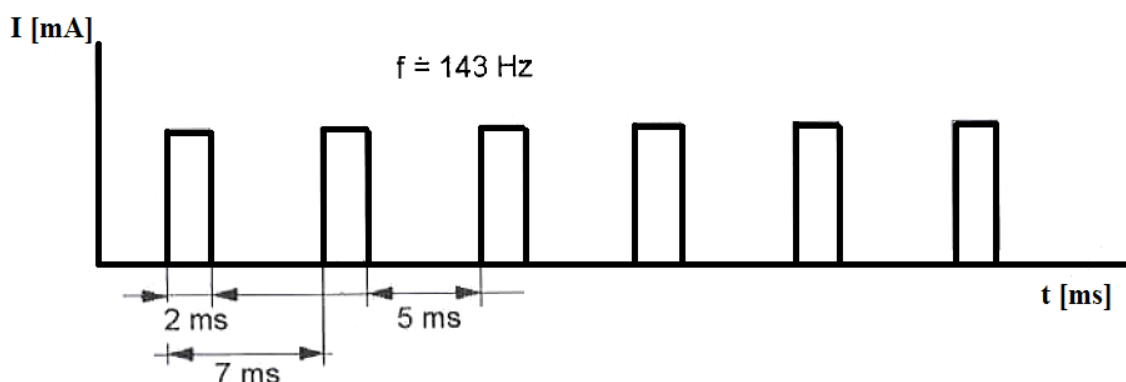
Obrázek 5.2: Průběhy monofázického a bifázického proudu, převzato z [11]

Nejčastěji používané jsou Träbertův proud, Faradayův proud, diadynamické proudy, transkutánní elektrostimulace (TENS) a interferenční proudy.

5.1 Träbertův proud

Jedná se o monofázický, pravoúhlý, pulzní proud. Délka impulzu je 2 ms, délka pauzy 5 ms a perioda 7 ms. Doba aplikace se pohybuje mezi 10-15 minutami. Má výrazně analgetický účinek tzv. časný účinek. To znamená, že při správné indikaci a provedení se dostaví úleva již během aplikace nebo bezprostředně po ní. Intenzita proudu musí být na hranici tolerance pacienta. Träbertův proud je aplikován při bolestech hlavy, šije, bolestech a poruchách prokrvení horních a dolních končetin.[14] Modifikovaný Träbertův proud s délkou impulzu 0,5 ms a mezerou 5 ms dráždí úzkými impulsy jen nepatrně kožní nervy, proto působí jako svalová detonizace.[15]

Na Obrázku 5.3 je zobrazen Träbertův proud s délkou impulzu 2 ms a délkou pauzy 5 ms. Doba jednoho opakování je tedy 7 ms a frekvence přibližně 143 Hz.



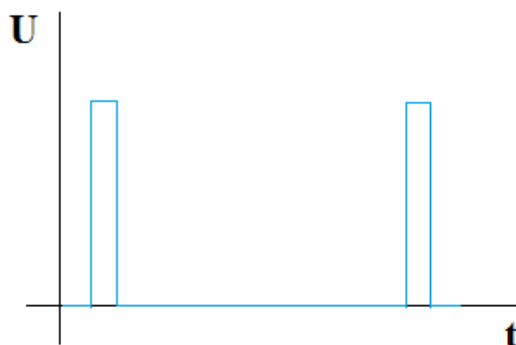
Obrázek 5.3: Träbertův proud, převzato z [1]

5.2 Faradayův proud

Faradayův neboli také faradický je nízkofrekvenční pulzní proud. Impulzy byly původně asymetrické bifázické s frekvencí mezi 30 až 70 Hz a trvání impulzu bylo okolo 1 ms a méně (obvykle byla délka impulzu větší než 300 μs). Tyto parametry jsou používány pro stimulaci inervovaných svalů, proto bývá proud určený k této stimulaci označován jako faradický. V současné době se využívá pravoúhlý monofázický

proud.[11]

Na Obrázku 5.4 je zobrazen monofázický průběh Faradayova proudu využívaný v současnosti.



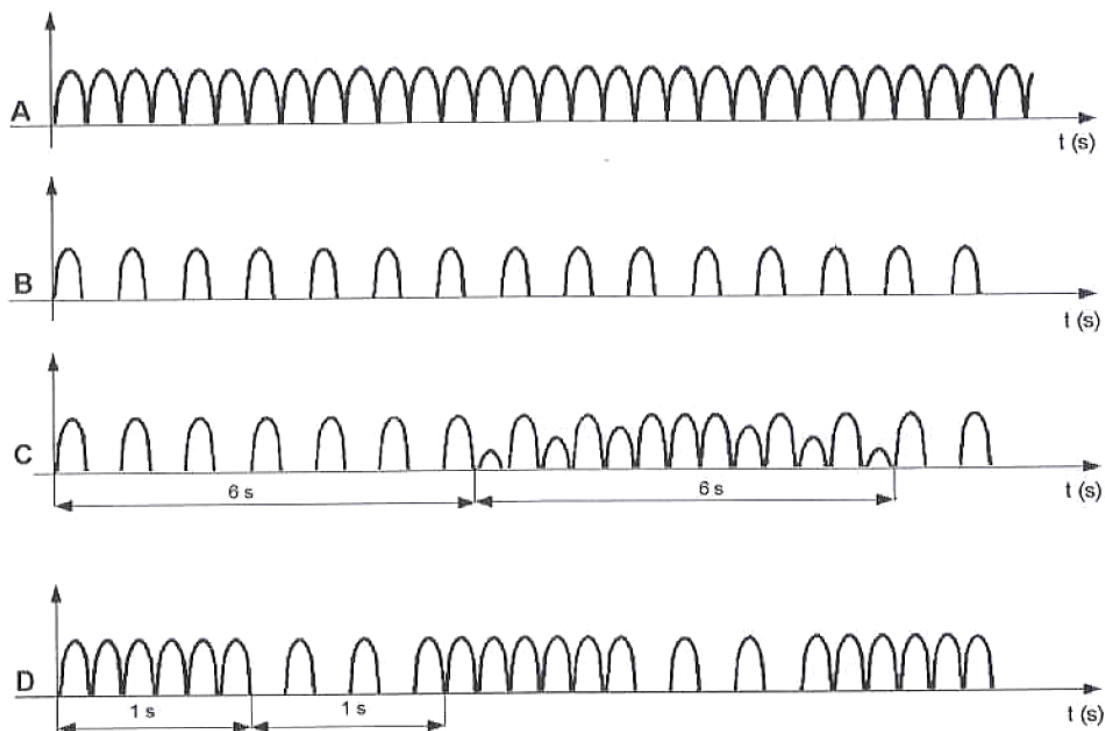
Obrázek 5.4: Průběh Faradayova proudu, převzato z [11]

5.3 Diadynamické proudy (DD proudy)

Byly objeveny francouzským stomatologem Bernardem, proto též označovány jako Bernardovy proudy. U klasické aplikace mají proudy dvě složky, a to galvanickou a impulzní odvozenou od síťového harmonického proudu o frekvenci 50 Hz (nízkofrekvenční sinusový monofázický proud). Podle tvaru rozlišujeme dvojitý impulzní proud (DF), jednoduchý impulzní proud (MF), proudy střídající se v dlouhé periodě (LP), proudy střídající se v krátké periodě (CP) a synkopový rytmický proud (RS).

MF proud je jednocestně usměrněný síťový proud o frekvenci 50 Hz se sinusovým průběhem. Impulz trvá 10 ms a přestávka 10 ms. DF proud je dvoucestně usměrněný síťový proud o frekvenci 100 Hz. Přestávka mezi půlvlnami o stejné polaritě není. Od těchto dvou proudů se odvozují další formy proudů vznikající jejich různou kombinací. CP proud vzniká rytmickým střídáním jednoduchého a dvojitého impulzního proudu v pravidelných jednosekundových intervalech. LP proud představuje rytmický přechod typu MF a DF. RS proud je rytmicky přerušovaný MF proud.[1]

Na obrázku 5.5 můžeme pozorovat tvary jednotlivých výše uvedených DD proudů. Průběh A představuje dvojitý impulzní proud DF, B jednoduchý impulzní proud MF, C proudy střídající se v dlouhé periodě LP a D proudy střídající se v krátké periodě CP, kdy na ose y je napětí U [V].



Obrázek 5.5: Jednotlivé průběhy diadynamického proudu, převzato z [1]

Účinky MF proudu jsou převážně dráždivé v intenzitě nadprahově motorické naopak proud DF má převážně analgetické účinky v intenzitě nadprahově senzitivní. Na oba proudy vzniká do dvou minut výrazná adaptace, která je spojená se snížením nebo až ztrátou účinku. Proud MF se samostatně prakticky nepoužívá, neboť způsobuje nepříjemné senzitivní pocity.

DD proudy se bezpečně aplikují po dobu šesti minut kvůli nezanedbatelné galvanické složce způsobující elektrolyzu tkáně. Pokud je délka aplikace mezi 6 až 12 minutami musíme provést přepólování, tzn. změnu polaritu elektrod. Aplikace delší než 12 minut vyžaduje použití ochranných roztoků.

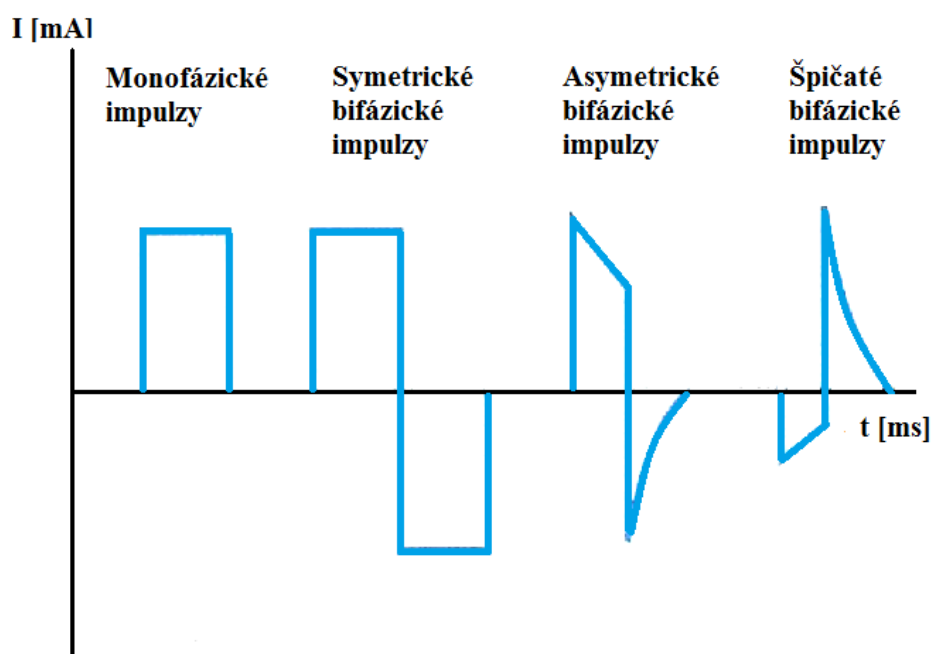
Při správně indikované, předepsané a provedené proceduře může dojít po první aplikaci ke zhoršení potíží. Tento stav by měl vymizet kolem třetího sezení, pokud tomu tak není, je pokračování v této terapii postupem non lege artis.[14]

Těchto proudů se využívá při léčbě spastických (křečových) bolestí, posttraumatické bolesti, ztuhlosti kloubů, ischemické chorobě dolních končetin a při neuralgiích a poruchách pohybového aparátu.[1]

5.4 Transkutánní elektrostimulace (TENS)

Podle T. Watsona se jedná o jednoduchou, neinvazivní a analgetickou techniku používanou pro symptomatickou léčbu akutních a nemaligních chronických bolestí. TENS je také využívána při paliativní léčbě ke zmírnění bolesti způsobené metastazujícím onemocněním kostí a nádory.[13]

Využívá se impulzů kratších než 1 ms, obvykle v rozsahu 10 až 750 μ s, pro dráždění nervových kmenů, popřípadě i vláken.[14] Nejčastějšími průběhy pulzů jsou u transkutánní elektrostimulace jsou monofázické impulzy, symetrické bifázické impulzy, asymetrické bifázické impulzy a špičaté bifázické impulzy.[13]



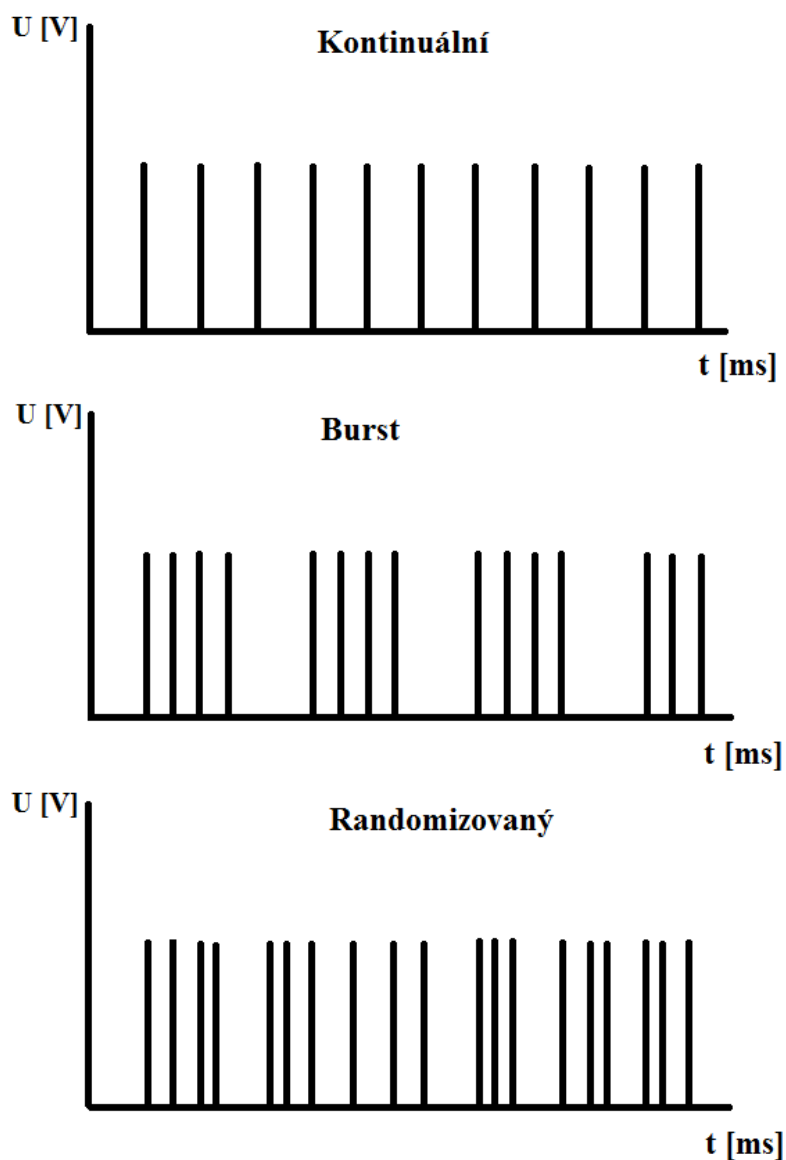
Obrázek 5.6: Typy průběhů TENS, převzato z [13]

Nejúčinnější jsou impulzy asymetrické bifázické, které mají rozdílnou plochu i tvar kladné i záporné půlvlny. Při delší aplikaci mají galvanické účinky, proto by doba působení neměla přesáhnout 20 minut.[14]

Analgetický účinek TENS se využívá při akutních bolestech, na pooperační bolesti, angínu pectoris, bolesti po námaze, dále na bolesti obličeje po stomatologických zákrocích a bolesti po fyzickém traumatu. Chronická bolest je pomocí TENS léčena při bolestech zad, bolestech kloubů a svalů, neuropatické bolesti včetně bolesti po amputaci, při nádorových bolestech. Neanalgetické účinky TENS se používají pro snížení

symptomů Alzheimerovy choroby. TENS také vykazuje účinky při pocitech zvracení při těhotenství, cestování nebo chemoterapie, zlepšuje krevní průtok a hojí rány.[13]

TENS rozlišujeme na jednotlivé typy, a to kontinuální, randomizovaný, burst, surge a nízkofrekvenční, některé z nich jsou zobrazeny na Obrázku 5.7.



Obrázek 5.7: Typy TENS, převzato z [13]

TENS kontinuální nebo také konvenční je pulzní proud s frekvencí 50-200 Hz s konstantní délkou impulzu 70 až 300 μ s. Doba aplikace bývá 20 až 60 minut s intenzitou nadprahově senzitivní. Má dobrou snášenlivost pacienty a při vhodném tvaru impulzu nemá leptavé účinky. Další výhodou je dostupnost i z nejlevnějších přístrojů. Nevýhodou

je rychlá adaptace tkání, což vyžaduje zvyšování intenzity proudu.

TENS randomizovaný je pulzní proud, jehož frekvence náhodně kolísá kolem nastavené hodnoty, obvykle v rozmezí $\pm 30\%$. Délka impulzu je stejná jako u TENS kontinuálního, a to 70 až 300 μs . Intenzita je opět nadprahově senzitivní a doba aplikace je 20 minut až několik hodin. Výhodou je, že se pacient neadaptuje na zvolenou intenzitu proudu, a tudíž jí není potřeba zvyšovat.

TENS burst je nejmodernější forma TENS, kdy se jedná o rytmicky přerušovaný pulzní proud se základní frekvencí 100 Hz. Jednotlivé impulzy jsou seskupeny do salv (burst) obvykle po pěti. Délka impulzu je 10 až 100 μs . Počet salv, tzv. burst frekvence je 1 až 10 za sekundu. Délka salvy bývá obvykle 40 ms. Výhodou této metody je největší analgetický účinek s téměř žádnou adaptací tkání. Nevýhodami jsou špatná tolerance pacientem, tlumení bolesti jakékoliv etiologie, což může znemožnit stanovení správné diagnózy při nesprávné aplikaci.

Pokud hovoříme o TENS surge (vlny), jedná se o amplitudově modulovaný konvenční TENS. Můžeme nastavit délku skupiny impulzů (vlny) od 1 do 60 sekund, délku pauzy mezi vlnami od 1 do 99 sekund. Délka impulzu musí být dostatečná k vyvolání svalové kontrakce, tudíž 100-300 μs . Konstantní frekvence je 50 Hz. Tento druh bývá pacienty nejlépe tolerován, intenzita může být až prahově motorická, takže může být používán pro myostimulaci nebo elektrogymnastiku.

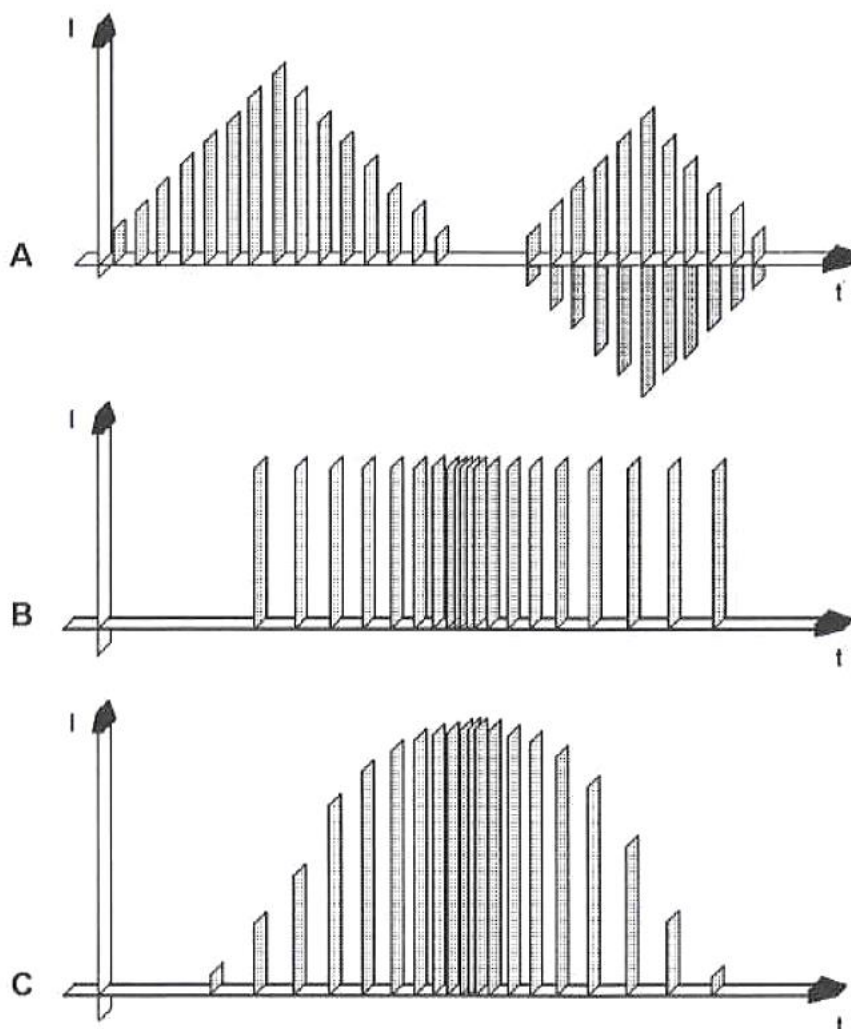
TENS nízkofrekvenční je pulzní proud s výrazně prodlouženou délkou pauzy. Délka impulzu je 100–300 μs , frekvence 1 až 10 Hz a doba aplikace 20 až 45 minut. Tento typ se rozděluje na AKU-TENS využívaný pro dráždění zavedených akupunkturálních jehel a APL-TENS, který se používá pro dráždění akupunkturálních bodů. Vždy se používá intenzita na hranici tolerance.

Při špatné toleranci průchodu proudu se zkracuje délka impulzu nebo se přechází na metodu TENS surge, při rozvoji adaptace přecházíme na proud randomizovaný.[1][14]

5.5 Interferenční proudy

Jak už je z názvu patrné tato metoda je založena na interferenci dvou středněfrekvenčních proudů přímo ve tkáni. Přičemž jeden proudový okruh přivádí do tkáně konstantní frekvenci 5000 Hz, druhý má kolísavou frekvenci v rozsahu od 5000 do 5100 Hz. V místě, kde dochází ke zkřížení obou proudových okruhů, se díky interferenci uplatňuje diferenční nízká frekvence dána rozdílem frekvencí obou střídavých proudů. Pohybuje se v rozmezí 0 až 100 Hz.

Při amplitudové modulaci (AM), což je postupné zvyšování intenzity jednotlivých impulzů do maxima a následné klesání k nule nebo do záporného maxima, se využívá frekvence obalové křivky. Frekvenční modulace (FM) je postupná nebo náhlá změna frekvence. Obě tyto modulace se mohou kombinovat (AFM)-Obrázek 5.8.



Obrázek 5.8: A-AM, B-FM a C-AFM převzato z [1]

Mezi výhody interferenčních proudů patří snadné překonání kožního odporu, tolerance tkáně pro malé senzitivní a motorické dráždění. Dále vhodným rozmístěním elektrody dosáhneme nízké frekvence ve tkáni.

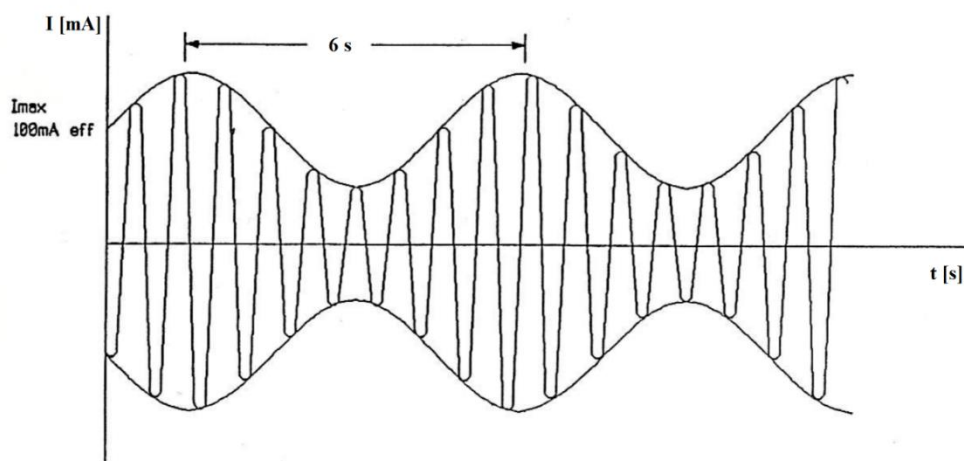
Účinky těchto proudů jsou prakticky totožné s účinky středofrekvenčních proudů, působí přímo na svaly a nervy, ovlivňují látkovou výměnu buněk. Dále způsobují vazodilataci a zlepšují trofiku tkáně.

Interferenční proudy se uplatňují spíše při chronických procesech. Nejčastěji se

aplikují po dobu 15 minut, u akutnějších stavů je doba aplikace kratší, u chronických a na proud méně citlivých pacientů je aplikace delší. Průduy s frekvencí kolem 100 Hz mají spíše analgetický účinek, průduy s frekvencí kolem 50 Hz mají účinek dráždivý, hyperemický a antiedematózní.

Tyto průduy se používají při onemocnění šlach a svalů, kostí, při chorobách kloubů, cév, orgánů dutiny břišní. Dále při neuralgiích, astmatu, hematomech a omrzlinách. Kontraindikacemi mohou být hnisavá onemocnění kůže, záněty žil a lymfatických cest, aktivní tuberkulóza, krvácivé stavy, roztroušená skleróza a Parkinsonova choroba.[1]

Na Obrázku 5.9 je uveden příklad středněfrekvenčního průdu s bifázickým průběhem a frekvencí 8000 Hz při amplitudové modulaci.



Obrázek 5.9: Průběh interferenčního průdu, převzato z [16]

6 GENERÁTOR PRO ELEKTROTHERAPII

Generátor pro elektroterapii je zařízení vytvářející příslušné elektrické impulzy, jejichž velikost lze přiměřeně řídit. Musí splňovat celou řadu požadavků. Jednak jsou to požadavky na elektrickou bezpečnost. Ty základní stanoví norma CSN EN 60 601-1 2. vydání. Zde jde především o ochranu před úrazem elektrickým proudem. Obzvláště přísné jsou tyto požadavky v případě, kdy se jedná o přístroj napájený z elektrické sítě. Z hlediska návrhu zařízení je jednodušší použít napájení z vestavěné baterie s indikací stavu vybití baterie. Zjednoduší se tím problémy s výstupním obvodem, který by musel být podle příslušných norem plovoucí.

Dalším požadavkem je schopnost přístroje vytvářet vhodné elektrické impulzy. Jejich tvar vznikl na základě dlouhodobých zkušeností s elektroléčbou. Podle doporučení vedoucího bakalářské práce vyrábí generátor Träbertovy impulzy.

Pro tento přístroj na elektroléčbu jsou použity velkoplošné Ag/AgCl elektrody pro opakované použití, které jsou někdy využívány pro snímání EKG signálu (v současné době se častěji využívají elektrody pro jedno použití, ty se ovšem v tomto případě nehodí, s ohledem na jejich malou plochu).

Přechodový odpor těchto elektrod byl testován na dvou subjektech (s využitím jednoduchého měřicího obvodu, který byl pro tento účel sestaven). Při kmitočtu 400 Hz byla naměřena hodnota přibližně 1,7 k Ω . Měření bylo provedeno s použitím běžného EKG gelu.

Předpokládaný proud pacientem by neměl přesáhnout 15 mA. Zde se také musí uvážit, že u některých subjektů může být přechodový odpor i o něco vyšší (to záleží na stavu povrchu kůže a přípravě tohoto povrchu před přiložením elektrod, např. odmaštění lihem). Z toho pak vychází, že by amplituda impulzů Träbertova proudu měla být do 35 V a následné základní požadavky na technické parametry DC/DC měniče. Výstup přístroje pracuje jako zdroj napětí.



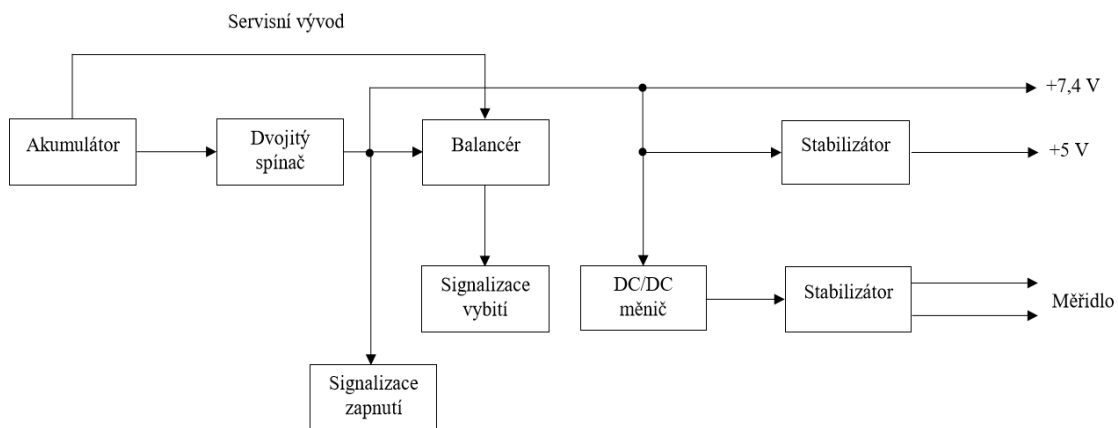
Obrázek 6.1: Ag/AgCl elektrody použité pro testování

Blokové schéma napájecí zařízení obsahuje:

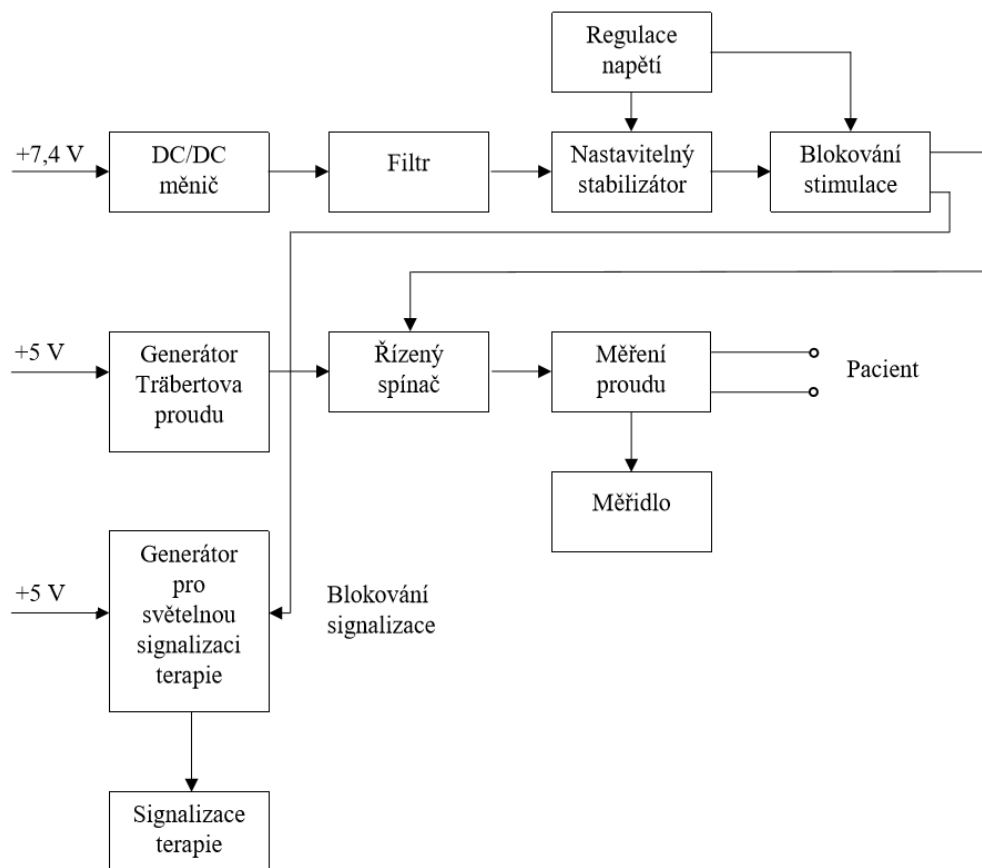
1. Akumulátor
2. Balancér pro dvoučlánkový Li-Ion akumulátor se signalizací
3. Signalizace zapnutí
4. Stabilizátor napětí
5. DC/DC měnič pro měřidlo
6. Stabilizátor napětí

Blokové schéma generátoru obsahuje:

1. DC/DC měnič (až 38 V)
2. Stabilizátor napětí (pro nastavení amplitudy impulzu)
3. Generátor impulzů Träbertova proudu
4. Generátor pro signalizaci terapie
5. Řízený spínač
6. Blokování výstupu při výpadku napájení
7. Blokování signalizace terapie při výpadku napájení
8. Obvod pro měření špičkové hodnoty proudu pacientem
9. Měřidlo

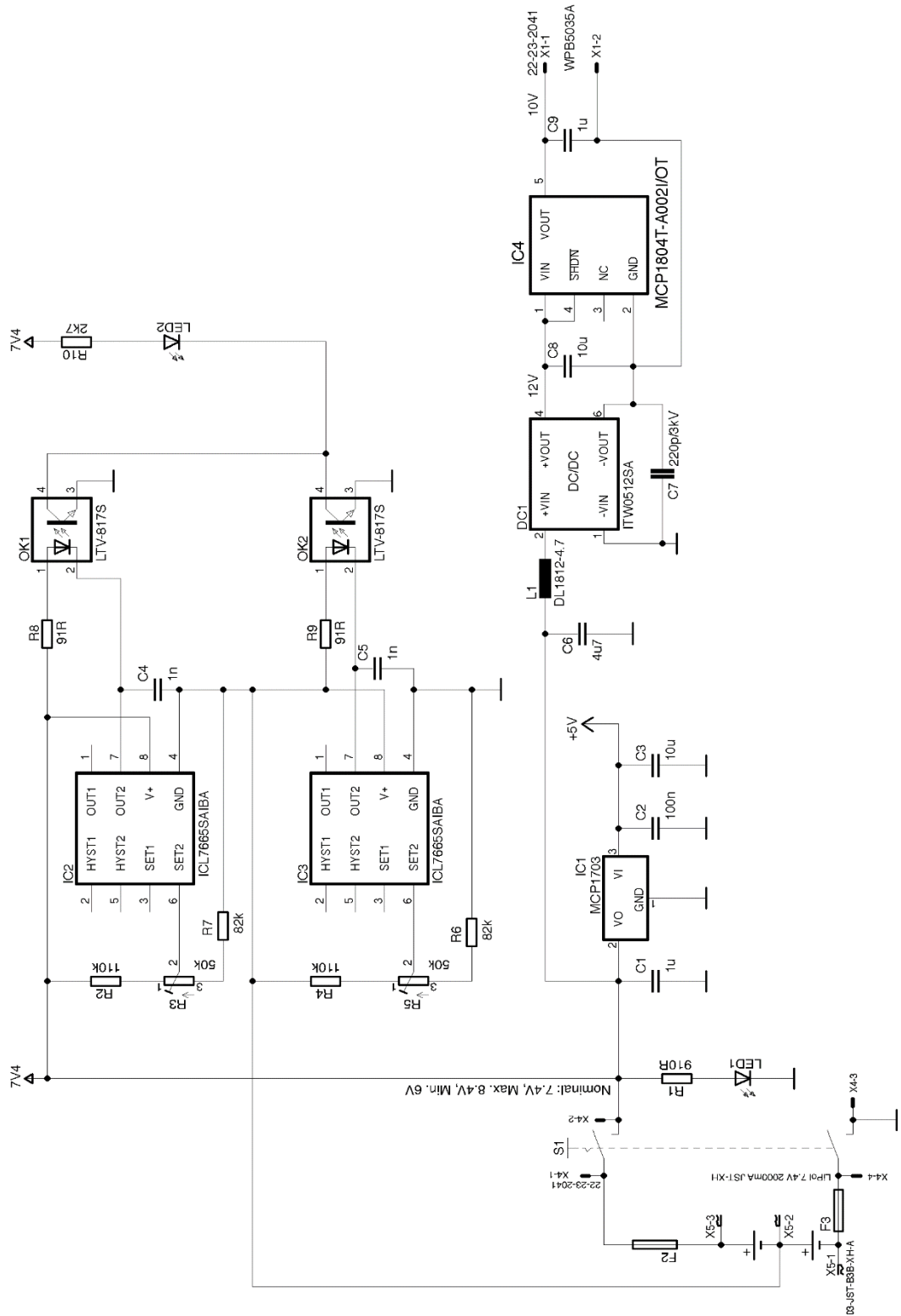


Obrázek 6.2: Blokové schéma napájecího zdroje generátoru



Obrázek 6.3: Blokové schéma generátoru pro elektroléčbu

7 NÁVRH PŘÍSTROJE PRO ELEKTROTHERAPII



Obrázek 7.1: Schéma pro napájecí zdroj generátoru

7.1 Akumulátor

Napájení je zprostředkováno dvoučlánkovým lithiovým akumulátorem s nominálním výstupním napětím 7,4 V, tedy 3,7 V na článek. Maximální výstupní napětí tohoto akumulátoru je 8,4 V a minimální 6 V.

Základní charakteristiky lithiových akumulátorů

Hlavními přednostmi lithiových akumulátorů jsou:

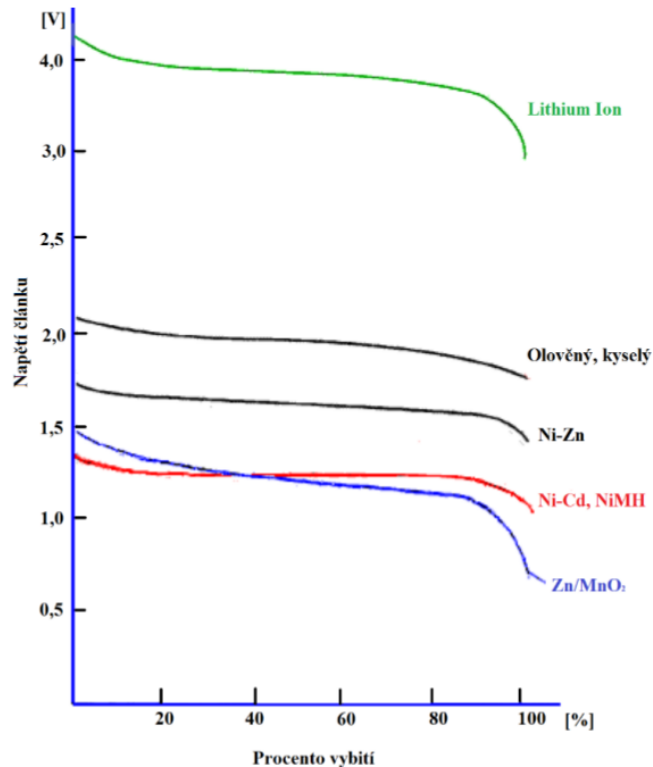
- vysoké napětí – typické jmenovité napětí je 3,6 V (oproti NiCd a NiMH akumulátorů, které mají 1,2 V)
- vysoká energie 12 330 mWh (NiMH 5400 mWh)
- nízká hmotnost 40 g (NiMH 60 g)
- dlouhá životnost, kdy při správném zacházení lze dosahovat 500-1500 cyklů
- nízké samovybití – okolo 8 % za měsíc při +20 °C (NiCd a NiMH 25 %)
- nemají paměťový efekt, kdy projevem tohoto efektu je vznik druhého vybíjecího stupně
- nezávadné pro životní prostředí (neobsahují olovo, rtuť ani kadmium).

Nevýhody lithiových akumulátorů:

- plně lze akumulátor nabít za 2-3 hodiny (oproti NiCd akumulátoru, který lze dobít i během 15 minut)
- velký vnitřní odpor – až 10x větší než u NiCd nebo NiMH
- pracovní teplota maximálně do -30 °C (NiCd až do -40 °C)
- náchylné na přebíjení a podvybití, proto většina baterií musí obsahovat řídicí elektronické obvody -> při poklesu napětí při vybití pod povolenou mez dochází k trvalému zničení akumulátorové baterie
- vysoká prodejní cena

Optimální podmínky pro skladování lithiových akumulátorů jsou při teplotě 0 až +25 °C a 65 ± 20 % relativní vlhkosti. Lithiové akumulátory se skladují vždy v nabitěm stavu odpojené od spotřebiče. Důvodem je, že i spotřebič, který se jeví jako nezapnutý,

může odebírat minimální proud z baterie. I přesto, že mají malé samovybíjení, doporučuje se každých 6 měsíců je nabít asi polovinou jmenovité kapacity. Toto opatření je z důvodu elektroniky, která je součástí Li-Ionových akumulátorů a má neustálý odběr energie.[20]



Obrázek 7.2: Vybíjecí charakteristiky některých akumulátorů, převzato z [17]

7.2 Signalizace zapnutí

Signalizace zapnutí je provedena pomocí zelené LED BL-B2134-L-AT. Vzhledem ke skutečnosti, že zařízení je bateriově napájeno, byla zvolena LED s nízkou spotřebou.

Při výpočtu odporu R_1 pro zelenou diodu LED1 signalizující zapnutí přístroje počítáme s maximálním napětím $U_{MAX} = 8,4$ V, které odebíráme přímo z akumulátoru. Z katalogového listu výrobce bylo zjištěno úbytkové napětí na diodě U_{LED} a proud, který dioda odebírá I_{LED} . Tyto hodnoty mají velikost:

$$I_{LED} = 7 \text{ mA}$$

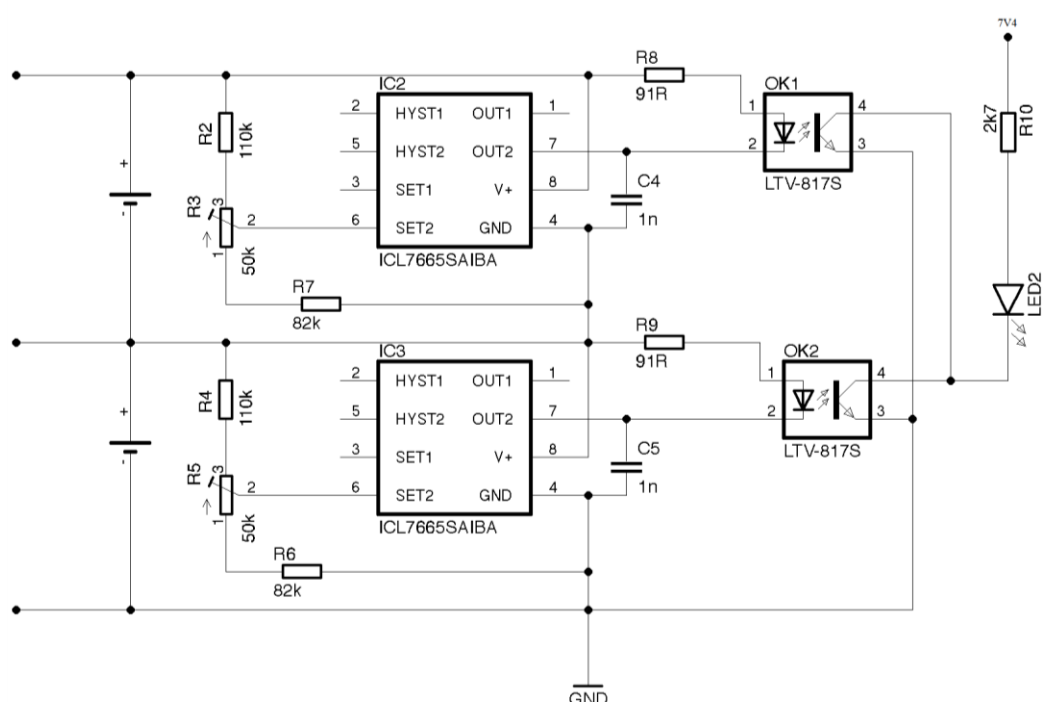
$$U_{LED} = 2 \text{ V}$$

Pro výpočet odporu R_1 platí následující vztah:

$$R_1 = \frac{U_{MAX} - U_{LED}}{I_{LED}} = \frac{8,4 - 2}{7 \cdot 10^{-3}} = 914,857 \Omega \quad (1)$$

Nejbližší hodnotou v řadě E24 pro odpor R_1 je 910Ω , tuto hodnotu můžeme použít. Malý rozdíl mezi hodnotou rezistoru vypočtenou a použitou není na závadu. Změna proudu LED je zanedbatelná.

7.3 Signalizace vybití



Obrázek 7.3: Obvod pro signalizaci vybití akumulátoru

Signalizace vybití jednotlivých článků akumulátoru je zajištěno pomocí monitoru napětí (balancéru) realizovaného dvěma obvody ICL7665, které v tomto zapojení detekují nízké napětí na každém článku. Tyto dva komparátory napětí mají hodnotu reference 1,3 V. Proto je zde použit dělič napětí, který nám přizpůsobí napětí jednotlivých článků baterie na tuto hodnotu. Fototranzistor optočlenu sepne, pokud na vstupu tohoto obvodu bude napětí 1,3 V a nižší. Tímto se rozsvítí dioda LED2 L-934LID, která signalizuje vybití baterie. Dioda se rozsvítí, pokud je jeden a více článků vybitých. Toto zapojení je stejné pro oba články, z tohoto důvodu je spínání diody řešeno optočlenu, aby bylo zajištěno galvanické oddělení napětí (vstup do optočlenu a výstup není elektricky spojen, je spojen pouze světlem).

Pokud by byl servisní výstup akumulátoru připojen trvale na vstup monitoru napětí, mohlo by dojít v případě poklesu napětí na nějakém článku akumulátoru pod hodnotu 3 V k trvalému vybíjení akumulátoru přes balancér. Proto aby tento stav nemohl nastat, je pro zapínání přístroje použit dvojitý spínač S1, který možnost tohoto stavu vyloučí (viz schéma zapojení napájecího zdroje).

Pro výpočet odporu R_{10} pro červenou diodu LED2 signalizující vybití akumulátoru je použit stejný vztah jako v předchozím případě. Pouze se liší hodnoty proudu odebíraného diodou, úbytek napětí na ní a maximální napětí vybitého akumulátoru.

$$I_{LED} = 2 \text{ mA}$$

$$U_{LED} = 1,75 \text{ V}$$

$$U_{MIN} = 6 \text{ V}$$

$$R_{10} = \frac{U_{MIN} - U_{LED}}{I_{LED}} = \frac{6 - 1,75}{2 \cdot 10^{-3}} = 2125 \Omega \quad (2)$$

Z řady E24 je pro odpor R_{10} zvolena hodnota 2,7 k Ω .

Optočlen LTV-817

Při výpočtu odporu R_8 je počítáno s napětím z akumulátoru, které hlídáme při vybití, tudíž U_{MIN} bude rovno 3 V. Tato hodnota byla odečtena z vybíjecí křivky Li-Ion akumulátoru. Z katalogového listu výrobce byla odečtena hodnota napětí a proudu na diodě. Výpočet odporu je stejný jako v předchozích případech, vycházející z Ohmova zákona.

$$U_{MIN} = 3 \text{ V}$$

$$I_{LED} = 20 \text{ mA}$$

$$U_{LED} = 1,2 \text{ V}$$

$$R_8 = \frac{U_{MIN} - U_{LED}}{I_{LED}} = \frac{3 - 1,2}{2 \cdot 10^{-2}} = 90 \Omega \quad (3)$$

V řadě E24 je nejbližší hodnota tohoto odporu 91 Ω .

Pro výpočet odporů R_2 , R_3 a R_7 si nejprve vezme zapojení odporů R_2 a R_7 , pro které si zvolíme společnou velikost $R_d = R_2 + R_7 = 200 \text{ k}\Omega$. Vstupní napětí má velikost 3 V, což je velikost napětí na článek v akumulátoru při vybitém stavu. Výstupní napětí je

požadováno 1,3 V, kterého je dosaženo vhodnými rezistory. Toto napětí je porovnáváno s referencí komparátoru.

$$U_{IN} = 3 \text{ V}$$

$$U_{OUT} = 1,3 \text{ V}$$

$$U_{OUT} = \frac{R_7}{R_2 + R_7} \cdot U_{IN} \quad (4)$$

$$R_7 = \frac{U_{OUT} \cdot (R_2 + R_7)}{U_{IN}} = \frac{1,3 \cdot 2 \cdot 10^5}{3} = 86,667 \text{ k}\Omega \quad (5)$$

$$R_2 = R_d - R_7 = 2 \cdot 10^5 - 86,667 \cdot 10^3 = 113,333 \text{ k}\Omega \quad (6)$$

$$I_d = \frac{U_{IN}}{R_d} = \frac{3}{2 \cdot 10^5} = 15 \mu\text{A}, \quad (7)$$

kde je I_d proud procházející přes rezistory R_2 a R_7 .

Z řady E24 těmto hodnotám odporů odpovídají pro R_7 hodnota 82 k Ω a pro R_2 110 k Ω . Aby bylo možno prahové napětí nastavit přesně, je do obvodu zapojen odporový trimr o velikosti $R_3 = 50 \text{ k}\Omega$. Díky takovému odporovému děliči je získán rozsah hodnot pro vstupní napětí z akumulátoru.

$$U_{IN} = U_{OUT_{MAX}} \cdot \frac{R_2 + R_3 + R_7}{(R_3 + R_7)} = 1,3 \cdot \frac{242 \cdot 10^3}{132 \cdot 10^3} = 2,38 \text{ V} \quad (8)$$

$$U_{IN} = U_{OUT_{MIN}} \cdot \frac{R_2 + R_3 + R_7}{R_7} = 1,3 \cdot \frac{242 \cdot 10^3}{82 \cdot 10^3} = 3,84 \text{ V} \quad (9)$$

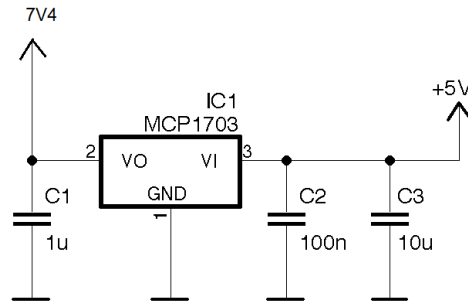
$$I_d = \frac{U_{IN}}{R_d} = \frac{3}{242 \cdot 10^3} = 12 \mu\text{A} \quad (10)$$

Připojený odporový trimr umožňuje zvolit i nastavit hodnoty prahového napětí akumulátoru od 2,38 V do 3,84 V, při kterém signalizace upozorňuje na skutečnost, že je akumulátor nutno dobít.

Vzhledem k použití dvou stejných obvodů ICL7665 a optočlenů LTV-817 se bude

hodnota pro odpor R_9 rovnat odporu R_8 a hodnoty odporů R_4 , R_5 a R_6 budou odpovídat hodnotám R_2 , R_3 a R_7 .

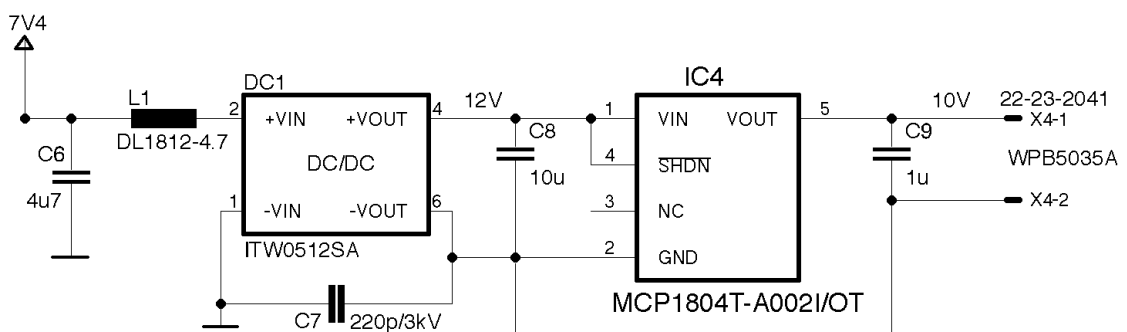
7.4 Stabilizátor napětí



Obrázek 7.4: Schéma zapojení stabilizátoru napětí

Pro tento přístroj je použit lineární třibodový stabilizátor MCP1703 s pevným výstupním napětím 5 V. Vzhledem k tomu, že se jedná o bateriově napájené zařízení, je použit stabilizátor s nízkým úbytkem napětí LDO. Tyto stabilizátory mají úbytek napětí řádově desítky voltu, což se příznivě projevilo na počtu článků akumulátoru. Takto zvolený stabilizátor stabilizuje napětí na hodnotu 5 V z důvodu zajištění stabilního napájení dalších obvodů. Jeho maximální dovolený výstupní proud je 250 mA.

7.5 Plovoucí napájení pro měřidlo



Obrázek 7.5: Schéma plovoucího napájení měřidla

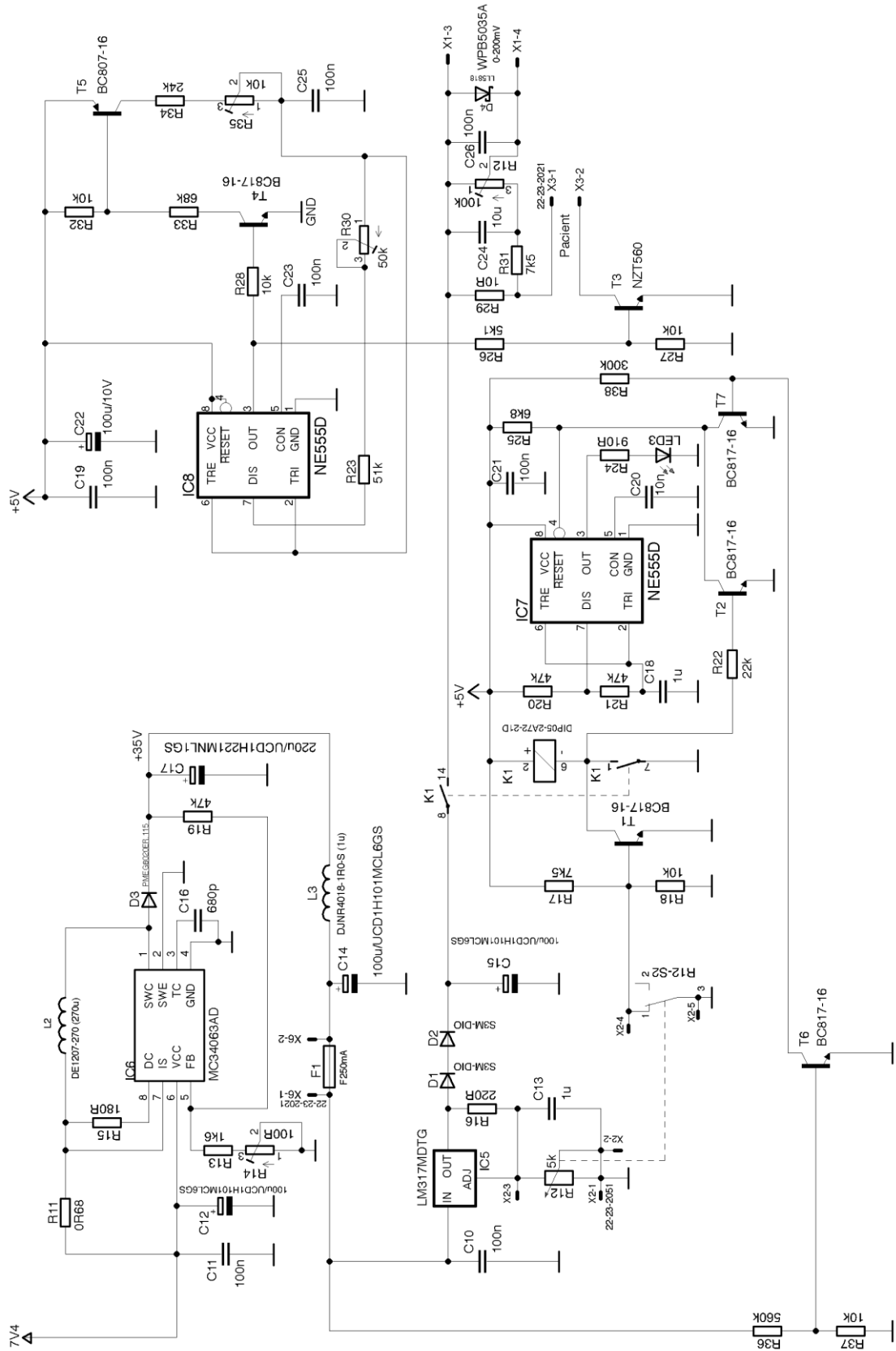
Pro napájení digitálního měřidla sledujícího proud pacientem je zapotřebí galvanicky oddělený zdroj, protože napájení měřidla a napětí, které měřidlo měří, musí být od sebe navzájem odděleny. Pro vytvoření plovoucího napětí je použit DC/DC spínaný měnič

typu ITW0512SA, který má vstupní napájecí napětí 4,5 – 9 V a maximální výstupní proud 83 mA. Hodnoty kondenzátorů C₆ a C₇ a cívky L1 jsou doporučené výrobcem. Vzhledem k tomu, že tento měnič má na výstupu 12 V je za něj připojen stabilizátor MCP1804 snižující výstupní napětí tohoto měniče na potřebných 10 V. Maximální výstupní proud tohoto stabilizátoru je 150 mA, přičemž měřidlo WPB5035A potřebuje 15 mA. Kondenzátory C₈ a C₉ mají hodnoty podle doporučení výrobce.

V následující tabulce jsou shrnuty vypočítané hodnoty odporů pro jednotlivé rezistory pro obvod napájecího zařízení.

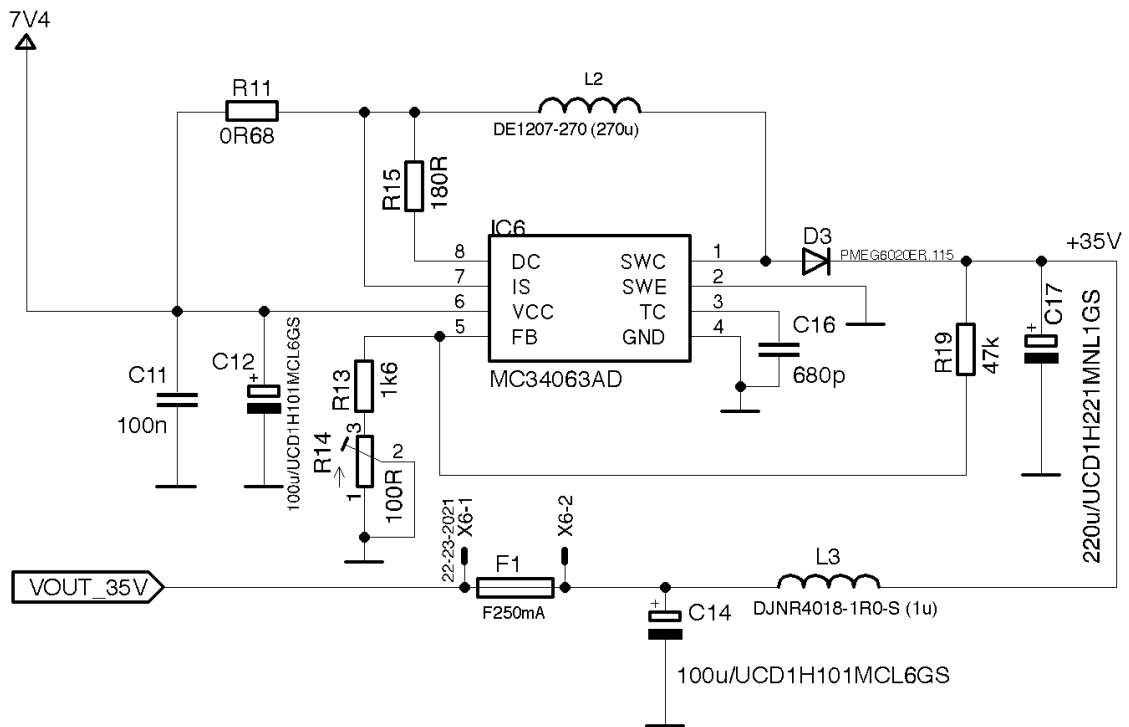
Označení	Vypočítaná hodnota [Ω]	Zaokrouhloeno do E24
R ₁	914,857	910 Ω
R ₂	$113,333 \cdot 10^3$	110 k Ω
R ₃	$50 \cdot 10^3$	50 k Ω
R ₄	$113,333 \cdot 10^3$	110 k Ω
R ₅	$50 \cdot 10^3$	50 k Ω
R ₆	$86,667 \cdot 10^3$	82 k Ω
R ₇	$86,667 \cdot 10^3$	82 k Ω
R ₈	90	91 Ω
R ₉	90	91 Ω
R ₁₀	2725	2,7 k Ω

Tabulka 2: Souhrn vypočítaných hodnot pro napájecí zdroj



Obrázek 7.6: Schéma generátoru pro elektrolýzu

7.6 DC/DC měnič

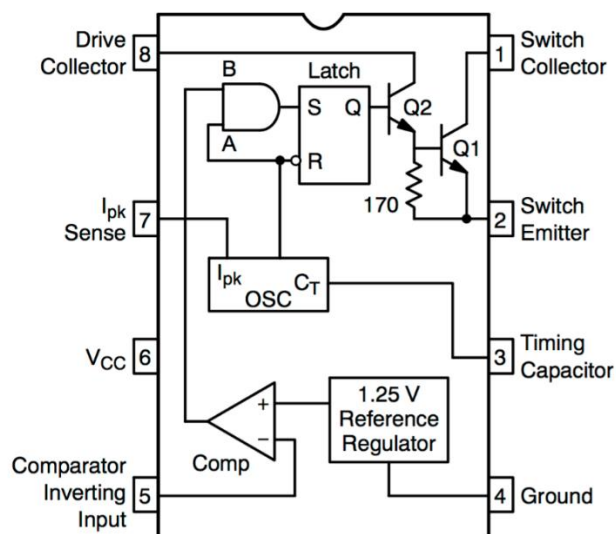


Obrázek 7.7: Schéma zapojení DC/DC měniče

Pro napájení obvodu pacienta je nutno použít zvyšující měnič, který z napětí akumulátoru (cca 7 V) vytvoří napětí potřebné pro vytvoření stimulačních impulzů s dostatečnou amplitudou. Jako zdroj je použit zvyšující spínací měnič. Jedním z řídicích obvodů, který lze pro tento účel použít je obvod MC34063A. Tento obvod obsahuje všechny funkční bloky potřebné pro vytvoření spínacího DC/DC měniče.

Mezi ně patří:

- Interní teplotně kompenzovaný stabilní zdroj referenčního napětí 1,25 V
- Komparátor
- Oscilátor s řízenou střídou včetně obvodu s aktivním omezením špičkového proudu
- Řídicí obvod proudového spínače.



Obrázek 7.8: Vnitřní zapojení MC34063A, převzato z [19]

Na obrázku 7.8 je zobrazeno vnitřní zapojení obvodu MC34063A, kde je: Latch – klopný obvod, OSC – oscilátor, Comp – komparátor, 1,25 V Reference Regulator – zdroj referenčního napětí 1,25 V, Switch Collector – kolektor spínače, Switch Emitter – emitor spínače, Timing Capacitor – časovací kondenzátor, Ground – zem, Comparator Inverting Input – invertující vstup komparátoru, Vcc – napájení, I_{pk} Sense – snímání nadproudu, Drive Collector – řízení kolektoru.

Oscilátor je složen ze zdroje proudu a zátěže, která nabíjí a vybíjí externí časovací kondenzátor mezi horní a dolní prahovou hodnotou. Typický nabíjecí proud je $35 \mu\text{A}$ a vybíjecí proud je $200 \mu\text{A}$. Poměr nabíjecího a vybíjecího proudu je tedy zhruba $1/6$. Horní práh je roven referenčnímu napětí 1,25 V a spodní hodnotě přibližně rovné 0,75 V. Oscilátor běží nepřetržitě a jeho kmitočet závisí na hodnotě externího kondenzátoru. Signál z oscilátoru je přiváděn na SR klopný obvod ovládající spínání výstupního spínacího tranzistoru (Q1 – viz vnitřní blokové schéma obvodu MC34063A). Činnost oscilátoru ovlivňuje změna napětí na vstupu I_{pk} . Jestliže je zapojen mezi pin 7 a pin 6 malý rezistor, přes který protéká proud tlumivkou měniče, pak v případě, že mezi těmito piny vznikne úbytek napětí 330 mV, změní se činnost oscilátoru při nabíjení externího kondenzátoru nastavujícího kmitočet oscilátoru řídicího obvodu, a tím se zmenší množství energie uložené do tlumivky měniče.

Nastavení výstupního napětí měniče se děje pomocí odporového děliče, jehož vstup je připojen na výstupní kondenzátor měniče a výstup tohoto děliče je připojen na pin 5 (vstup komparátoru). Takto se vytváří smyčka zpětné vazby, která stabilizuje výstupní napětí.

Při výpočtu odporového děliče je počítáno s hodnotou vstupního napětí $U_{IN} = 35 \text{ V}$ a výstupním napětím $U_{OUT} = 1,25 \text{ V}$, hodnota odporu R_{19} je zvolena $47 \text{ k}\Omega$. Pro odpory R_{13} a R_{14} si zvolím společnou velikost $R_N = R_{13} + R_{14}$.

Platí:

$$U_{OUT} = U_{IN} \cdot \frac{R_N}{R_N + R_{19}} \quad (11)$$

Vyjádřím si z tohoto vztahu R_N :

$$U_{OUT} \cdot (R_N + R_{19}) = U_{IN} \cdot R_N \quad (12)$$

$$U_{OUT} \cdot R_{19} = R_N \cdot (U_{IN} - U_{OUT}) \quad (13)$$

$$R_N = \frac{U_{OUT} \cdot R_{19}}{U_{IN} - U_{OUT}} = \frac{1,25 \cdot 47 \cdot 10^3}{35 - 1,25} = 1,740 \text{ k}\Omega \quad (14)$$

Tato hodnota je rozdělena mezi odporový trimr R_{14} $100 \text{ }\Omega$ a rezistor R_{13} $1,6 \text{ k}\Omega$ podle řady E24. Vhodné rozdělení odporů je ověřeno podle následujícího výpočtu, kdy hodnota výstupního napětí při zapojení bez odporového trimru musí být menší než 40 V , jinak by došlo ke zničení spínače.

$$U_{IN} = \frac{U_{OUT} \cdot (R_{13} + R_{19})}{R_{13}} \quad (15)$$

$$U_{IN} = \frac{1,25 \cdot (1,6 \cdot 10^3 + 47 \cdot 10^3)}{1,6 \cdot 10^3} = 37,96 \text{ V} \quad (16)$$

Hodnota vypočítaného vstupního napětí odpovídá předchozímu předpokladu.

Pro bezchybnou funkci měniče je také nutný správný výběr prvků, které spolu s řídicím obvodem tento spínaný měnič vytváří. Mezi ně patří:

- a) Tlumivka
- b) Spínací dioda
- c) Výstupní kondenzátor
- d) Vstupní kondenzátor.

Pro výpočet hodnoty indukčnosti tlumivky měniče existují výpočtové vztahy, Některé jsou uvedené v aplikační poznámce AN920/D [19]. Je důležité si uvědomit,

že hodnota vypočítaná podle těchto vztahů je minimální hodnota indukčnosti, která by měla být do obvodu zapojena. Je nutno také vypočítat, jaký proud tlumivkou poteče. Ten musí být vždy menší než maximální dovolený proud (je vždy uveden v katalogových listech tlumivek). Při činnosti měniče totiž nikdy nesmí dojít k přesycení jádra tlumivky.

Z hlediska výběru spínací diody by měla být dodržena tato pravidla:

- a) Dioda musí být dimenzována na nabíjecí proud výstupního kondenzátoru měniče
- b) Je výhodné, aby úbytek napětí v propustném směru diody byl co nejmenší
- c) Dioda by měla dostatečně rychle spínat.

Z tohoto pohledu je nejvýhodnější použít Schottkyho diodu. Ta také byla pro měnič v tomto přístroji zvolena.

Výstupní kondenzátor by měl mít malý sériový odpor. Zde, s ohledem na jeho předpokládanou kapacitu je volba jednoznačná. Je použit kondenzátor elektrolytický.

Blokování napájecího napětí měniče je také důležité. Zabráni se nežádoucímu šíření rušivého napětí v obvodech přístroje. Je tvořen paralelní kombinací kondenzátoru fóliového a elektrolytického.

Výpočet prvků zvyšujícího DC/DC měniče

Jako řídicí obvod pro tento měnič byl vybrán obvod MC34063A, který svými parametry splňuje všechny požadavky na tento měnič. Od něj je požadováno následující:

$$U_{OUT} = 35 \text{ V}$$

$$I_{OUT} = 30 \text{ mA}$$

$$U_{IN(\min)} = 6 \text{ V}$$

$$U_{\text{ripple}} = 0,1 \text{ V}$$

$$U_{SAT} = 0,3 \text{ V (saturační napětí tranzistoru Q1 – viz katalogový list)}$$

$$f_{\min} = 50 \text{ kHz (minimální opakovací kmitočet měniče – zvoleno)}$$

Především je nutno určit poměr doby sepnutí spínače Q1 obvodu MC34063A (tranzistor Q1 – viz katalogový list obvodu) t_{on} k času sepnutí Schottkyho diody měniče t_{off} .

$$\frac{t_{on}}{t_{off}} = \frac{U_{OUT} + U_F - U_{IN(\min)}}{U_{IN(\min)} - U_{SAT}}, \quad (17)$$

kde je:

U_F – úbytek napětí na Schottkyho diodě v propustném směru.

Dosažením do předchozí rovnice dostaneme:

$$\frac{t_{on}}{t_{off}} = \frac{35 + 0,4 - 6}{6 - 0,3} = 5,15 \quad (18)$$

Časový cyklus LC obvodu tvořeného indukčností tlumivky a kapacity výstupního kondenzátoru je $T = t_{on} + t_{off}$.

Délku této periody lze vyjádřit jako:

$$t_{on} + t_{off} = \frac{1}{f_{min}} = \frac{1}{5 \cdot 10^4} = 20 \mu s \quad (19)$$

Nyní lze již vypočítat s využitím předchozích výsledků doby t_{on} a t_{off} .

$$t_{on} + t_{off} = 20 \cdot 10^{-6} \mu s, \quad t_{on} = t_{off} \cdot 5,15$$

A tedy dostaneme, že:

$$t_{off} = \frac{20 \cdot 10^{-6}}{5,15+1} = 3,25 \mu s \quad \longrightarrow \quad t_{on} = 20 \mu s - 3,25 \mu s = 16,75 \mu s .$$

Nyní je potřeba určit hodnotu kondenzátoru C_{16} , který je připojen mezi zem a pin 3 obvodu MC34063A (je určující pro činnost bloku oscilátor tohoto integrovaného obvodu).

Pro hodnotu C_{16} platí:

$$C_{16} = 4 \cdot 10^{-5} \cdot t_{on} = 4 \cdot 10^{-5} \cdot 16,75 \cdot 10^{-6} = 6,7 \cdot 10^{-10} = 670 pF \quad (20)$$

Dále se stanoví špičkový proud protékající spínacím tranzistorem Q1 (v okamžiku sepnutí Q1 teče stejný proud tlumivkou, protože oba prvky jsou nyní zapojeny v sérii):

$$I_{pk(switch)} = 2 \cdot I_{OUT} \cdot \left(\frac{t_{on}}{t_{off}} + 1 \right) = 2 \cdot 30 \cdot 10^{-3} \cdot (5,15 + 1) = 369 mA \quad (21)$$

Nyní již lze vypočítat minimální hodnotu indukčnosti tlumivky, která bude v obvodu použita. Platí:

$$L_{min} = \left(\frac{U_{IN(min)} - U_{SAT}}{I_{pk(switch)}} \right) \cdot t_{on} = \left(\frac{6 - 0,3}{0,369} \right) \cdot 16,75 \cdot 10^{-6} = 259 \mu H \quad (22)$$

Na konec je stanovena velikost rezistoru R_{11} pro omezení proudu spínače, a to s použitím špičkové hodnoty proudu, když je napětí akumulátoru rovno hodnotě 7,4 V.

$$I'_{pk(switch)} = \left(\frac{U_{IN} - U_{SAT}}{L_{min}} \right) \cdot t_{on} = \left(\frac{7,4 - 0,3}{269 \cdot 10^{-6}} \right) \cdot 16,75 \cdot 10^{-6} = 429 \text{ mA} \quad (23)$$

$$R_{11} = \frac{U_{ub}}{I'_{pk(switch)}} = \frac{0,33}{0,429} = 0,769 \, \Omega, \quad (24)$$

kde je:

U_{ub} – je úbytek napětí mezi 6 a 7 pinem.

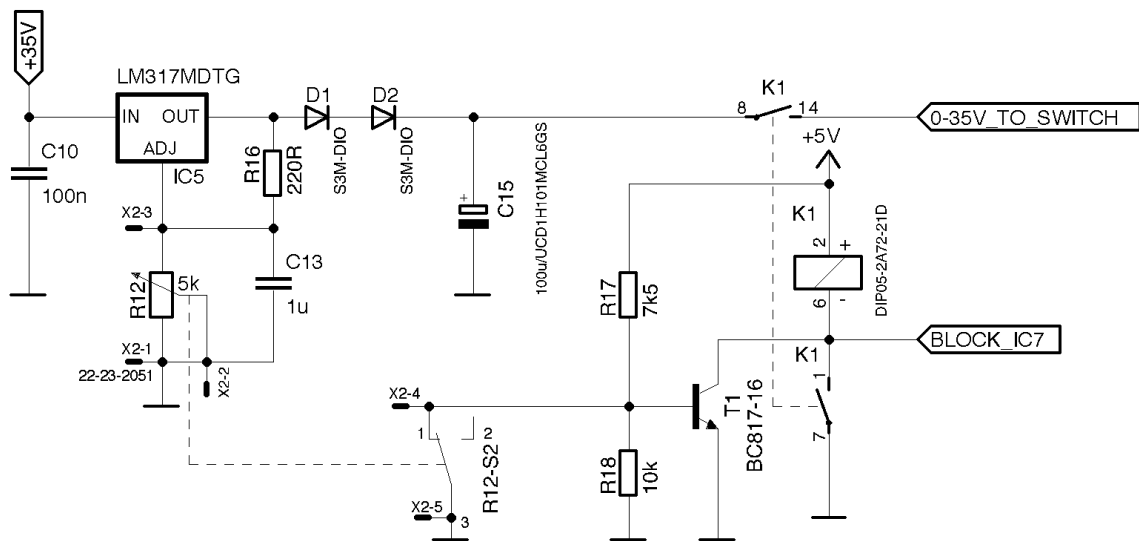
Vypočítané hodnoty:

$$L_{min} = 259 \, \mu\text{H}$$

$$C_{16} = 670 \text{ pF}$$

$R_{11} = 0,769 \, \Omega$, kdy je z řady E24 zvolena nejbližší hodnota 0,68 Ω .

7.7 Regulace napětí



Obrázek 7.9: Schéma zapojení obvodu pro regulaci napětí

7.7.1 Nastavitelný stabilizátor

Pomocí tohoto stabilizátoru je nastavována amplituda impulzů Trábertova proudu. Pro tento obvod byl zvolen třibodový nastavitelný stabilizátor napětí LM317. Tyto stabilizátory jsou jednoduché na použití a vyžadují pouze dva externí rezistory k nastavení výstupního napětí v rozsahu od 1,2 do 40 V. Kondenzátory na vstupu

a výstupu stabilizátoru mají zaručit jeho stabilitu. Jejich minimální hodnoty jsou určeny výrobcem, viz katalogový list.

Pro výpočet výstupního napětí je použita rovnice z katalogového listu výrobce. Výstupní napětí stabilizátoru by mělo být co nejbližší 35 V, proto jsou odpory vhodně zvoleny a hodnota nastavovacího proudu I_{ADJ} pro pokojovou teplotu je podle katalogového listu $5,2 \cdot 10^{-5}$ A.

$$U_{OUT} = 1,25V \left(1 + \frac{R_{12}}{R_{16}} \right) + I_{ADJ} R_{12} \quad (25)$$

$$U_{OUT} = 1,25 \left(1 + \frac{5 \cdot 10^3}{2 \cdot 10^2} \right) + 5,2 \cdot 10^{-5} \cdot 5 \cdot 10^3 = 32,76 V \quad (26)$$

Použití dvou diod na výstupu stabilizátoru potlačuje minimální napětí 1,25 V na výstupu stabilizátoru. Výstupní napětí se objeví, až výstupní napětí stabilizátoru překročí prahové napětí diod.

7.7.2 Blokování stimulace

Z hlediska norem je nutno zajistit, aby při zapnutí přístroje byl regulátor nastaven vždy na nulové úrovni. Pokud by tomu tak nebylo, pacient by v případě nezměněného nastavení po opětovném přiložení elektrod dostal slabý úder elektrickým proudem. Důvodem je skutečnost, že proudy bývají nastaveny tak, že pacient průchod proudu vnímá. Tento jev by poté vyvolal velmi nepříjemný pocit.

Pokud je napětí na potenciometru R_{12} nastaveno na nulovou hodnotu spínač potenciometru R12-S2 sepne do pozice 2-3, přičemž tranzistor T1 sepne. Cívkou relé K1 začne protékat proud a kontakty K1 sepnou. Dále již nezáleží na poloze potenciometru a poloha spínače R12-S2 nemá vliv na další funkci obvodu až do vypnutí zařízení. Po zapnutí, pokud není potenciometr R_{12} v minimu, spínač R12-S2 je v pozici 1-3, tranzistor T1 je uzavřený, a tudíž nebudou sepnuty ani kontakty K1 a do pacienta nebude přiváděn žádný proud.

Pro výpočet maximálního dosažitelného proudu kolektorem tranzistoru T1 je počítáno s hodnotami napětí napájecího zdroje U_b 5 V, odpor cívky K1 140 Ω a hodnotu saturačního napětí kolektor-emitor 0,035 V, která jsou získány z katalogového listu výrobce.

$$U_b = 5 \text{ V}$$

$$R_{civky} = 140 \text{ } \Omega$$

$$U_{kes} = 0,035 \text{ V}$$

$$I_{kmax} = \frac{U_b - U_{kes}}{R_{civky}} = \frac{5 - 0,035}{140} = 0,035 \text{ A} = 35 \text{ mA} \quad (27)$$

Aby se pracovní bod spínacího stupně (tj. průsečík zatěžovací přímky s příslušnou charakteristikou) dostal na mezní přímku, musí platit:

$$I_{bn} = \frac{I_{kmax}}{\beta} \cdot s = \frac{0,035}{100} \cdot 1,5 = 5,25 \cdot 10^{-4} \text{ A}, \quad (28)$$

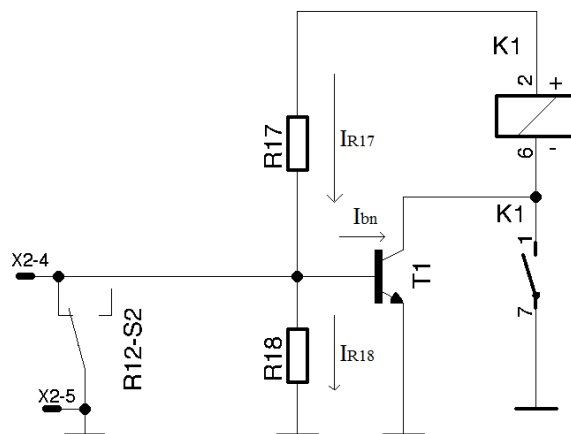
kde je:

I_{bn} – proud báze

s – činitel nasycení, představující kolikrát je proud báze větší než proud, který jsme potřebovali abychom se dostali na pracovní bod mezní přímky, volí se v rozmezí 1,5-2

β – proudový zesilovací činitel tranzistoru pro zapojení se společným emitorem, jehož hodnota je uvedena v katalogovém listu výrobce.

Pro výpočet celkového proudu I_{R17} tekoucího přes odpor R_{17} je dán následující vztah:



Obrázek 7.10: Výpočet odporu R_{17}

$$I_{R17} = I_{bn} + I_{R18}, \quad (29)$$

kdy je proud I_{R18} tekoucí přes odpor R_{18} dán vztahem:

$$I_{R18} = \frac{U_{bes}}{R_{18}} = \frac{0,6}{10^4} = 6 \cdot 10^{-5} \text{ A}, \quad (30)$$

kde je:

U_{bes} – saturační napětí báze-emitor, získané z katalogového listu

R_{18} – z praxe zvolený odpor s hodnotou 10 k Ω .

Proud I_{R17} je tedy následně po dosazení roven hodnotě:

$$I_{R17} = 5,25 \cdot 10^{-4} + 6 \cdot 10^{-5} = 5,8 \cdot 10^{-4} \text{ A}$$

Odpor R_{17} , přes který tento proud protéká je vypočítán pomocí rovnice vyjadřující Ohmův vztah:

$$R_{17} = \frac{U_b - U_{bes}}{I_{R17}} = \frac{5 - 0,6}{5,8 \cdot 10^{-4}} = 7,586 \text{ k}\Omega \quad (31)$$

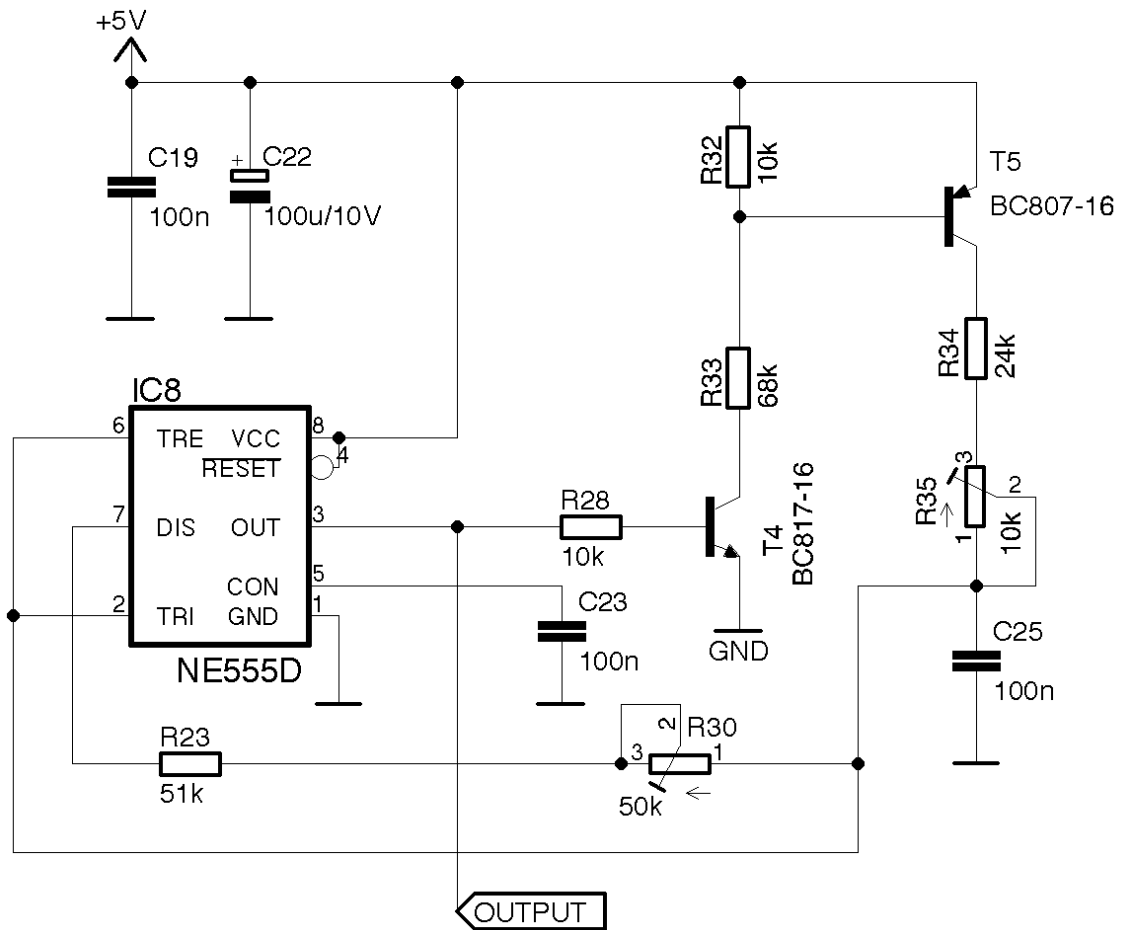
Z řady E24 je následně zvolena hodnota odporu R_{17} o velikosti 7,5 k Ω .

V následující tabulce jsou shrnuty velikosti odporů pro jednotlivé rezistory v obvodu pro blokování stimulace.

Označení	Vypočítaná hodnota [Ω]	Zaokrouhleno do E24
R_{12}	$5 \cdot 10^3$	5 k Ω
R_{16}	220	220
R_{17}	$7,586 \cdot 10^3$	7,5 k Ω
R_{18}	10^4	10 k Ω
K1	140	-

Tabulka 3: Souhrn vypočtených hodnot pro obvod blokování stimulace

7.8 Generátor impulzů



Obrázek 7.11: Schéma zapojení generátoru Träbertova proudu

Výhodou takového zapojení generátoru impulzů s časovačem NE555 je, že generátor impulzů je možné navrhnout s libovolnou střídou. To znamená, že můžeme nezávisle na sobě nastavit dobu trvání impulzů a dobu trvání mezery mezi nimi.

Časovač je složen ze dvou komparátorů, a to komparátoru vysoké a nízké úrovně, klopného obvodu, výkonového koncového stupně a vybíjecího tranzistoru. Komparátory jsou připojeny k děliči, který se skládá ze tří stejných rezistorů. Porovnávací úrovně jsou tedy $1/3$ napětí zdroje, to platí pro komparátor nízké úrovně a $2/3$ napětí zdroje, to platí pro komparátor vysoké úrovně. Když vstup komparátoru vysoké úrovně (pin 6) dosáhne $2/3$ napětí zdroje, vybíjecí tranzistor sepne. Naopak pokud napětí na vstupu komparátoru pro nízkou úroveň (pin 2) poklesne pod $1/3$ napětí zdroje, vybíjecí tranzistor rozezne.

Kondenzátor C_{23} je pouze blokový a snižuje citlivost obvodu na vnější rušení. Jeho doporučená hodnota je $0,1 \mu\text{F}$. Kondenzátor C_{25} je nejprve zcela vybit, tudíž je na komparátoru nízké úrovně napětí menší než $1/3 U_b$ a vybíjecí tranzistor je rozpojen.

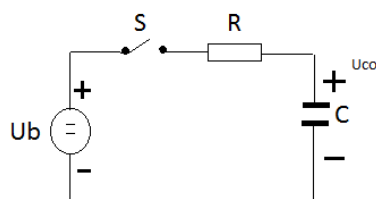
Kondenzátor C_{25} se začne nabíjet přes odpory R_{34} a R_{35} ze zdroje napětí U_b . Na výstupu je napětí blízké napětí zdroje. Když napětí na kondenzátoru C_{25} dosáhne napětí $2/3 U_b$, vybíjecí tranzistor sepne a kondenzátor se vybíjí přes odpory R_{23} a R_{30} (mezi zemí a pinem 7 je U_{kes} , což je nejmenší možné napětí mezi kolektorem a emitorem tranzistoru, když je nasycený – cca 80 mV). Tento děj se opakuje pouze s tím rozdílem, že počáteční napětí na kondenzátoru C_{25} není nula, ale $1/3 U_b$. Rychlost nabíjení a vybíjení tohoto kondenzátoru určuje opakovací frekvenci obdélníkových impulzů na výstupu generátoru, ale i poměr doby trvání impulzu a mezery.

Nabíjecí časová konstanta je dána vztahem:

$$\tau_{nab} = C_{25} \cdot (R_{34} + R_{35}) \quad (32)$$

Vybíjecí časová konstanta:

$$\tau_{vyb} = C_{25} \cdot (R_{23} + R_{30}) \quad (33)$$



Obrázek 7.12: Nabíjení kondenzátoru při nenulových počátečních podmínkách

Nyní odvodíme vztahy pro dobu trvání mezery a impulzu tohoto generátoru. Nejprve uvedeme vztah, který bude platit pro nabíjení kondenzátoru pro nenulovou počáteční podmínku. Před tím, než sepne spínač S je na kondenzátoru počáteční napětí U_{C0} ($U_{C0} = 1/3 U_b$). Pro tento stav platí následující rovnice:

$$U_C = U_b \cdot \left(1 - e^{-\frac{t}{RC}}\right) + U_{C0} \cdot e^{-\frac{t}{RC}} \quad (34)$$

Rozepnutí vybíjecího tranzistoru v obvodu časovače je v náhradním obvodu totožné se sepnutím spínače S. Nabíjení končí v momentě, kdy napětí na kondenzátoru C_{25} dosáhne hodnoty $2/3 U_b$. Pak platí:

$$\frac{2}{3} U_b = U_b \cdot \left(1 - e^{-\frac{t_i}{RC}}\right) + \frac{1}{3} U_b \cdot e^{-\frac{t_i}{RC}}, \quad (35)$$

kde je:

$$R = R_{34} + R_{35}$$

t_i – doba trvání impulzu.

Z následujících úprav získáme vztah pro dobu trvání impulzu t_i .

$$\frac{2}{3} = 1 - e^{-\frac{t_i}{RC}} + \frac{1}{3} \cdot e^{-\frac{t_i}{RC}} \quad (36)$$

$$1 - \frac{2}{3} = e^{-\frac{t_i}{RC}} - \frac{1}{3} e^{-\frac{t_i}{RC}}$$

$$\frac{1}{3} = e^{-\frac{t_i}{RC}} \cdot \left(1 - \frac{1}{3}\right)$$

$$\frac{1}{3} = e^{-\frac{t_i}{RC}} \cdot \left(\frac{2}{3}\right)$$

$$e^{\frac{t_i}{RC}} = 2$$

$$t_i = RC \cdot \ln 2 = 0,69RC = 0,69C_{25} \cdot (R_{34} + R_{35}) \quad (37)$$

Na hranici napětí $\frac{2}{3} U_b$ ($U_{Cmax} = \frac{2}{3} U_b$) se sepne vybíjecí tranzistor a pin 7 je v podstatě uzemněn (zanedbá-li se saturační napětí U_{kes}). Ke kondenzátoru C_{25} jsou paralelně připojeny odpory R_{23} a R_{30} , a proto lze napsat vztah pro vybíjení kondenzátoru C_{25} takto:

$$U_C = U_{Cmax} \cdot e^{-\frac{t}{R_2C}}, \quad (38)$$

kde je:

U_{Cmax} – napětí, na které byl kondenzátor nabit při začátku vybíjení

U_C – hodnota napětí na kondenzátoru v čase t .

Vybíjení končí, když napětí na kondenzátoru C_{25} klesne na hodnotu $\frac{1}{3} U_b$.

$$\frac{1}{3} U_b = \frac{2}{3} U_b \cdot e^{-\frac{t_m}{R_2C}}, \quad (39)$$

kde t_m je doba trvání mezery a R_2 je součet odporů R_{23} a R_{30} .

Po úpravách vyjde:

$$e^{\frac{t_m}{R_2C}} = 2$$

$$t_m = R_2C \cdot \ln 2 = 0,69R_2C = 0,69C_{25} \cdot (R_{23} + R_{30}) \quad (40)$$

Vzhledem k tomu, že úbytky napětí na spínacích prvcích v nabíjecím a vybíjecím obvodu C_{25} jsou velmi malé v porovnání s napětím zdroje, bude vliv změn napájecího napětí na opakovací kmitočet generátoru malý. Jsou-li zanedbané úbytky napětí na spínacích tranzistorech, jsou považovány za ideální spínače, pak lze vztahy pro výpočet doby trvání impulsu a mezery upravit tak, že jsou do nich napsány odpovídající časové konstanty.

Perioda:

$$T = t_i + t_m$$

$$t_i = 2 \text{ ms}, t_m = 5 \text{ ms}$$

Frekvence impulsů:

$$f = \frac{1}{T} = \frac{1}{t_i + t_m} = \frac{1}{7 \cdot 10^{-3}} = 143 \text{ Hz} \quad (41)$$

Dále je zapotřebí vypočítat hodnotu nabíjecích a vybíjecích odporů, kdy $C_{25} = 100 \text{ nF}$.

$$t_i = 0,69C_{25} \cdot R_{nab} \quad (42)$$

$$R_{nab} = \frac{t_i}{0,69C_{25}} = \frac{2 \cdot 10^{-3}}{0,69 \cdot 100 \cdot 10^{-9}} = 28,985 \text{ k}\Omega \quad (43)$$

$$t_m = 0,69C_{25} \cdot R_{vyb} \quad (44)$$

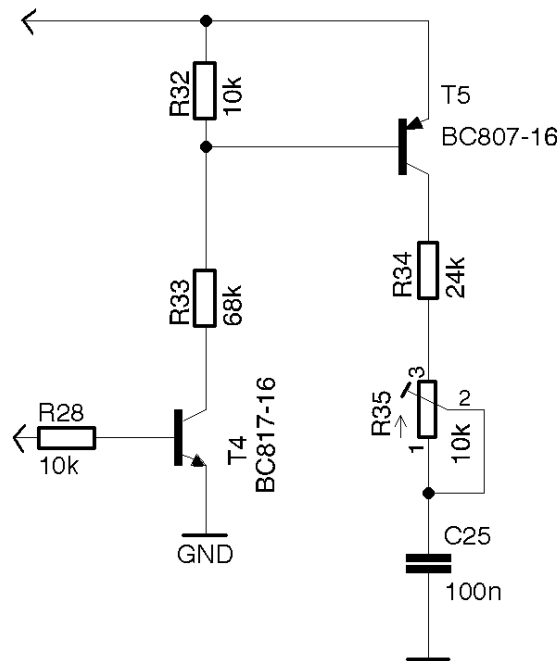
$$R_{vyb} = \frac{t_m}{0,69C_{25}} = \frac{5 \cdot 10^{-3}}{0,69 \cdot 100 \cdot 10^{-9}} = 72,463 \text{ k}\Omega \quad (45)$$

Pro přesné hodnoty bylo nutné použít kombinaci pevný rezistor a malou proměnnou část odporový trimr. Hodnoty pevných rezistorů jsou zvoleny z řady E24.

	Odporový trimr	Pevný rezistor
R_{nab}	$R_{35} = 10 \text{ k}\Omega$	$R_{34} = 24 \text{ k}\Omega$
R_{vyb}	$R_{30} = 50 \text{ k}\Omega$	$R_{23} = 51 \text{ k}\Omega$

Tabulka 4: Rozdělené hodnoty odporů mezi odporový trimr a pevný rezistor

Výpočet prvků komplementárního spínacího stupně



Obrázek 7.13: Komplementární spínací stupeň generátoru

Aby byly zajištěny následující podmínky, je použit tento stupeň pro připojení C_{25} přes R_{34} a R_{35} ke zdroji.

- Dosáhnout toho, aby se C_{25} začal nabíjet v okamžiku, kdy se na výstupu generátoru (pin 3 oproti zemi) objeví kladné napětí.
- Dosáhnout toho, aby byl na spínači minimální úbytek napětí.

Při práci tranzistoru v zapojení se společným emitorem je nejmenší možný úbytek napětí mezi kolektorem a emitorem za předpokladu, že tranzistor je v nasyceném stavu. Ten je charakterizován tím, že se pracovní bod nachází na mezní přímce. V závislosti na proudu procházejícím tranzistorem bývá toto napětí kolem 80 mV a značí se U_{kes} . Další saturační napětí se nachází mezi bází a emitorem. Jeho hodnota bývá kolem 0,6 V a je označováno jako U_{bes} . Vzhledem k tomu, že jsou rezistory R_{34} a R_{35} připojeny ke kladnému pólu napájecího zdroje, je nutno pro jejich spínání ke zdroji použít tranzistor PNP (T5) a pro řízení tohoto tranzistoru je použit NPN tranzistor (T4). Tato dvojice invertuje výstupní napětí časovače, takže podmínky pro správné řízení nabíjení kondenzátoru C_{25} jsou splněny.

Maximální proud, který projde nabíjecími odpory, bude při přechodném ději, který nastane při prvním zapnutí generátoru ke zdroji napětí, a to pro případ, kdy napětí zdroje

bude 5 V. V následujícím průběhu, kdy generátor bude normálně pracovat, se hodnota tohoto proudu sníží, protože se uplatní zbytkové napětí na kondenzátoru, jehož minimální hodnota neklesne pod $1/3 U_b$. Při zahrnutí tohoto přechodného děje do výpočtů se ovlivní jen činitel nasycení tranzistoru T5, ale na funkci generátoru se to neprojeví.

Z následujícího vztahu je vypočítán proud, který prochází nabíjecími rezistory, při napájecím napětí 5 V a $U_{kes} 0,08$ V. Je zachována podmínka, že $U_b \gg U_{kes}$.

$$U_b = 5 \text{ V}$$

$$U_{kes} = 0,08 \text{ V}$$

$$R_{nab} = 28,99 \cdot 10^3 \text{ } \Omega$$

$$I_{Rnab} = \frac{U_b - U_{kes} - \frac{1}{3} U_b}{R_{nab}} = \frac{5 - 0,08 - \frac{1}{3} 5}{28,99 \cdot 10^3} = 112,22 \text{ } \mu A \quad (46)$$

Proud I_{Rnab} je maximálním kolektorovým proudem tranzistoru T5 (po odeznění přechodného děje po zapnutí), a proto můžeme napsat, že pro proud báze tranzistoru T5 platí:

$$I_{bn} = \frac{I_{Rnab}}{\beta} \cdot s = \frac{1,12 \cdot 10^{-4}}{100} \cdot 1,5 = 1,68 \text{ } \mu A, \quad (47)$$

kde je:

β – proudový zesilovací činitel tranzistoru pro zapojení se společným emitorem, jehož hodnota je uvedena v katalogovém listu výrobce

s – činitel nasycení, představující kolikrát je proud báze větší než proud, který jsme potřebovali abychom se dostali na pracovní bod mezní přímky, volí se v rozmezí 1,5-2

Pro výpočet proudu, který poteče přes rezistor R_{32} , je zapotřebí znát hodnotu U_{bes} . Ta je podle katalogového listu výrobce rovna 0,6 V. Dále je zapotřebí znát hodnotu R_{32} , která je v tomto případě doporučena z praxe 10 k Ω .

$$I_{R32} = \frac{U_{bes}}{R_{32}} = \frac{0,6}{10 \cdot 10^3} = 60 \text{ } \mu A \quad (48)$$

Proud přes rezistor R_{33} je tedy následující:

$$I_{R33} = I_{R32} + I_{bn} = 1,68 \cdot 10^{-6} + 60 \cdot 10^{-6} = 61,68 \text{ } \mu A \quad (49)$$

I_{R33} protéká rezistorem od okamžiku, kdy tranzistor T5 sepne. Jedním koncem je rezistor

R_{33} připojen na kolektor T4 a druhým koncem na bázi T5, na které je při sepnutí tranzistoru T5 napětí oproti napětí zdroje 0,6 V (U_{bes} tranzistoru T5). Při sepnutí tohoto komplementárního stupně platí, že U_{kes} T4 je rovno 0,08 V. Pro výpočet odporu na rezistoru R_{33} platí:

$$R_{33} = \frac{U_b - U_{besT5} - U_{kesT4}}{I_{R33}} = \frac{5 - 0,6 - 0,08}{61,68 \cdot 10^{-6}} = 70,1 \text{ k}\Omega \quad (50)$$

Pro rezistor R_{33} volím z řady E24 rezistor s hodnotou 68 k Ω . To způsobí nepatrné zvýšení činitele nasycení, avšak funkci obvodu to neovlivní.

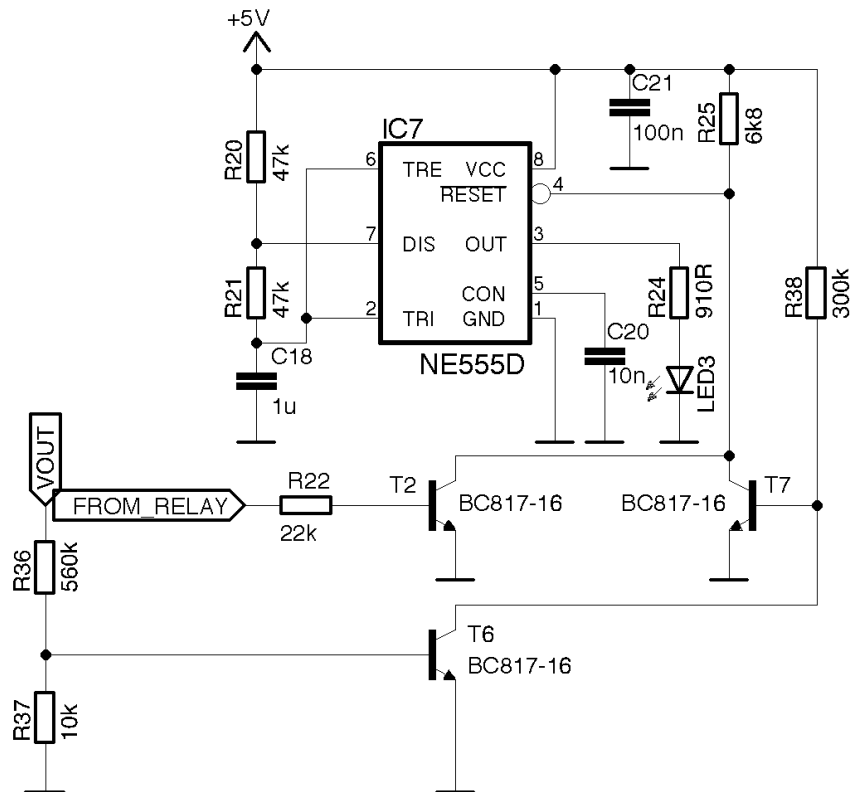
Tranzistor T4 pracuje jako spínací prvek, tudíž nesmí být zanedbána jeho vstupní kapacita, která musí být nabita a vybita dostatečně rychle. Dále nesmí být překročen maximální dovolený proud báze $I_{bT4} = 100 \text{ mA}$, který rozhodně překročen nebude. Rezistor R_{28} připojený mezi jeho bázi a emitorem má vliv na jeho zbytkový proud. Při zmenšování velikosti tohoto rezistoru zbytkový proud tranzistoru klesá. Tento rezistor však ovlivňuje i velikost proudu, který po sepnutí tohoto tranzistoru potřebujeme. V praxi se volí kompromis a hodnota tohoto rezistoru okolo 10 k Ω bývá ve většině případů vyhovující.

Vypočítané hodnoty odporů jsou shrnuty v následující tabulce.

Označení	Vypočítaná hodnota [Ω]	Zaokrouhleno do E24
R_{28}	10^4	$10^3 \text{ k}\Omega$
R_{33}	$70,1 \cdot 10^3$	68 k Ω
R_{32}	10^4	$10^3 \text{ k}\Omega$

Tabulka 5: Souhrn vypočtených hodnot pro komplementární spínací stupeň

7.9 Generátor pro světelnou signalizaci terapie



Obrázek 7.14: Schéma generátoru pro světelnou signalizaci terapie

Frekvenci blikání diody LED3 pro signalizace vysílání impulzů je nutno nastavit pod hranici splývání 50 Hz, tudíž můžeme zvolit frekvenci například 10 Hz. Při této frekvenci bude blikání výrazně patrné. Nabíjecí časová konstanta kondenzátoru C_{18} je dána vztahem $\tau_{\text{nab}} = C_{18} \cdot (R_{21} + R_{20})$, kdy se kondenzátor C_{18} přes tyto dva rezistory nabíjí. Vybíjení tohoto kondenzátoru probíhá přes rezistor R_{21} a jeho vybíjecí časová konstanta je $\tau_{\text{vyb}} = C_{18} \cdot R_{21}$.

Zvolíme si trvání impulzu $2/3$ periody a trvání mezery $1/3$ periody, pak platí:

$$f = 10 \text{ Hz}$$

$$T = 0,1 \text{ s}$$

$$t_i = 2/3 \cdot 0,1 = 0,0666 \text{ s}$$

$$t_m = 1/3 \cdot 0,1 = 0,0333 \text{ s}$$

$$t_m = 0,693 \cdot R_{21} \cdot C_{18} \tag{51}$$

$$0,033 = 0,693 \cdot R_{21} \cdot 1 \cdot 10^{-6}$$

$$R_{21} = \frac{0,033}{0,693 \cdot 1 \cdot 10^{-6}} = 47,619 \text{ k}\Omega \quad (52)$$

$$t_i = 0,693 \cdot (R_{21} + R_{20}) \cdot C_{18} \quad (53)$$

$$0,066 = 0,693(R_{21} + R_{20}) \cdot 1 \cdot 10^{-6}$$

$$R_{20} = \frac{0,066}{0,693 \cdot 1 \cdot 10^{-6}} - 47,619 \cdot 10^3 = 47,619 \text{ k}\Omega \quad (54)$$

Z řady E24 jsou hodnoty rezistorů R_{20} a R_{21} zaokrouhleny na hodnotu 47 k Ω . Kondenzátor C_{18} byl zvolen keramický s kapacitou na 1 μF .

Jako LED3 L-934LYD byla vybrána dioda s malým proudem (proud do 2 mA). Byla vybrána žlutá barva, proto že se pro tento účel (upozornění) jeví jako výhodná.

Pro výpočet odporu R_{24} , je zapotřebí z katalogového listu výrobce zjistit hodnotu úbytku napětí v propustném směru na diodě U_{LED} , proud odebíraný diodou I_{LED} a celkové výstupní napětí U_{OUT} , které je dáno jako stabilizované napětí zdroje U_b zmenšené o napětí 1,4 V (hodnota 1,4 V byla odečtena z katalogového listu obvodu NE555 pro proud zátěží 2 mA a teplotu okolí 25 °C).

$$U_{LED} = 1,8 \text{ V}$$

$$I_{LED} = 2 \text{ mA}$$

$$U_{OUT} = U_b - 1,4 = 5 - 1,4 = 3,6 \text{ V}$$

$$R_{24} = \frac{U_{OUT} - U_{LED}}{I_{LED}} = \frac{3,6 - 1,8}{2 \cdot 10^{-3}} = 900 \Omega \quad (55)$$

Z řady E24 odpovídá vypočtené hodnotě nejbližší hodnot 910 Ω , světelný tok této LED se proto o něco sníží, ale jen nepatrně.

Vstupní proud resetovaného vstupu při napětí blízkému napětí zdroje výrobce neuvádí, v tabulkách je uveden jen proud při provedení resetu. Je zde uvedena maximální úroveň napětí, které reset vyvolá tak i proud, který obvodem protéká. Hodnota odporu R_{25} je zvolena 6,8 k Ω (hodnota vyzkoušena testováním). Je-li T2 sepnut potom přes něj protéká kolektorový proud:

$$I_c = \frac{5}{6,8 \cdot 10^3} = 7,35 \cdot 10^{-4} + 1 \cdot 10^{-4} (\text{z data sheetu}) = 8,35 \cdot 10^{-4} \text{ A}$$

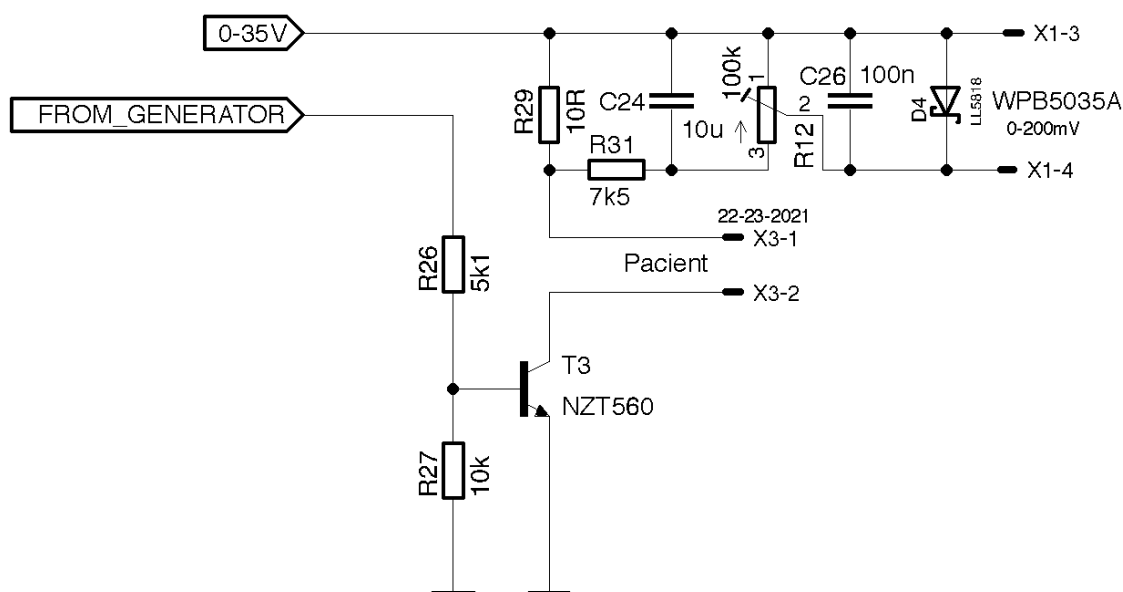
Při hodnotě odporu rezistoru $R_{22} = 22 \text{ k}\Omega$, tranzistor T2 bude bezpečně spínat, a tato hodnota zajistí malý zbytkový proud (zhruba 0,25 mA). Pokud bude T2 zavřený, poteče jím zbytkový proud 100 nA (viz katalogový list), který vyvolá na rezistoru R_{25} 6,8 k Ω úbytek napětí $U_{R_{25}} = 6,8 \cdot 10^3 \cdot 10^{-7} = 0,68 \text{ mV}$, což je zcela zanedbatelné.

V tabulce jsou zaznamenány hodnoty velikostí odporů pro tento obvod.

Označení	Vypočítaná hodnota [Ω]	Zaokrouhleno do E24
R ₂₁	$47,619 \cdot 10^3$	47 k Ω
R ₂₀	$47,619 \cdot 10^3$	47 k Ω
R ₂₄	900	910 Ω
R ₂₅	$6,8 \cdot 10^3$	6,8 k Ω
R ₂₂	$22 \cdot 10^3$	22 k Ω

Tabulka 6: Souhrn vypočtených hodnot pro signalizaci stimulačních impulsů

7.10 Měření proudu procházejícího pacientem



Obrázek 7.15: Schéma obvodu pro měření proudu procházejícího pacientem

7.10.1 Měřidlo

Pro měření proudu procházejícího pacientem je použit měřící obvod, který je tvořen rezistorem 10 Ω , který je zapojen v sérii s odporem pacienta. Na tomto rezistoru vzniká úbytek napětí odpovídající proudu, který pacientem prochází.

V podstatě lze vyhodnocovat špičkovou, efektivní a střední hodnotu proudu. V tomto případě bylo zvoleno vyhodnocování špičkové hodnoty proudu procházejícího pacientem. Pro řešení tohoto problému mohou být v podstatě zvoleny dvě možnosti. První je, zapojit výstup z měřícího rezistoru na špičkový detektor a měřit napětí na jeho výstupu. Toto řešení má tu výhodu, že funguje bez ohledu na změnu parametrů impulzů (změnu doby trvání impulzu a mezer mezi nimi). Špičkový detektor je sice relativně jednoduchý obvod, ale vyžaduje napájení. Další možností je, využít toho, že použitý generátor pro elektroléčbu počítá s jednou variantou Träbertova proudu. V tomto případě se nabízí jednodušší varianta, kde měřící obvod nepotřebuje žádné napájení. Pokud je mezi měřidlo (digitální milivoltmetr) a měřící rezistor zařazen filtr dolní propust, tak stačí jen velikost výstupního napětí z tohoto filtru upravit pomocí odporového trimru a dostaneme odpovídající číselné zobrazení naměřeného výsledku.

Střední hodnota (stejnoseměrná složka) sledu obdélníkových impulzů jedné polarizace je definována na základě rovnosti plochy, která vymezuje signál v rámci jedné periody a stejnosměrný signál za stejnou dobu.

U sledu obdélníkových impulzů nás zajímá amplituda impulzů, doba jejich trvání t_i , doba mezery mezi nimi t_m a perioda $T = t_i + t_m$. Zde se zavádí pojem střída, což je:

$$\delta = \frac{t_i}{T},$$

tj. poměr mezi dobou trvání impulzu a periodou. Pro střední hodnotu napětí na měřícím rezistoru platí:

$$U_S = \frac{1}{T} \int_0^{t_i} U_i dt = U_i \frac{t_i}{T} = U_i \cdot \delta, \quad (56)$$

kde je:

U_S – střední hodnota napětí periodického sledu monopolárních impulzů

U_i – amplituda impulzů

t_i – doba trvání impulzu

T – perioda sledu impulzů

δ – střída.

V tomto případě bude δ konstanta a jedinou proměnnou, která způsobí změnu střední hodnoty, bude úbytek napětí na měřícím rezistoru způsobený proudem, který protéká přes pacienta. Proto lze stupnici měřidla ukazujícího proud protékající obvodem pacienta snadno nastavit tak, aby údaj měřidla odpovídal špičkové hodnotě proudu pacientem.

Jako měřidlo indikující proud pacientem byl zvolen digitální milivoltmetr WPB5035A s rozsahem do 199,9 mV. Má rozlišení 0,1 mV a vstupní odpor větší než 5 MΩ. Údaje se zobrazují na LCD displeji, který je podsvícen. Podmínkou pro funkci tohoto měřidla je, že jeho napájecí zdroj musí být plovoucí ve vztahu k měřenému napětí (údaje byly převzaty z katalogového listu výrobce).



Obrázek 7.16: Panelové digitální měřidlo WPB5035A

Uvážíme-li odpor pacienta 1,6 kΩ (pro použité elektrody – měřeno na dvou subjektech). Pak při maximálním zvoleném napětí ze spínaného zdroje 35 V může být špičkový proud pacientem roven (odpor měřicího rezistoru zanedbáváme, protože je velmi malý ve srovnání s odporem pacienta):

$$I_p = \frac{U_i}{R_p} = \frac{35}{1,6 \cdot 10^3} = 21,8 \text{ mA} , \quad (57)$$

kde je:

U_i – amplituda impulzů Träbertova proudu

R_p – odpor mezi elektrodami pacienta.

Zde je ovšem nutno vzít v úvahu, že odpor mezi patientskými elektrodami byl změřen pouze u dvou subjektů a může se stát, že tento odpor dosáhne i vyšších hodnot. Pak by se při tomto napětí impulzů hodnota proudu protékajícího pacientem snížila. Vzhledem k tomu, že se při volbě parametrů spínaného zdroje předpokládal proud pacientem do 10 mA, bude zařízení fungovat i pro dvojnásobnou hodnotu odporu mezi elektrodami, tj. do 3,2 kΩ. Vyšší hodnoty amplitudy Träbertova proudu by bylo možné dosáhnout úpravou spínaného zdroje. V použitém zapojení je limitováno hodnotou maximálního dovoleného napětí na tranzistoru Q1 obvodu MC34063A (40 V). Řešením by bylo použití externího spínacího tranzistoru řízeného tímto obvodem.

Hodnotu odporu R_{29} , na kterém je snímáno napětí úměrné proudu procházejícího

pacientem, zvolíme 10Ω .

Špičková hodnota napětí při proudu 21,8 mA na tomto rezistoru bude:

$$U_{\xi} = 21,8 \cdot 10^{-3} \cdot 10 = 0,218 \text{ V.}$$

Na výstupu dolní propusti RC je střední hodnota napětí:

$$U_s = U_{\xi} \cdot \frac{2}{7} = 62,28 \text{ mV} \quad (58)$$

Aby údaj souhlasil se špičkovou hodnotou proudu protékajícího pacientem, musí se velikost napětí pro digitální milivoltmetr upravit (snížení jeho hodnoty) pomocí odporového trimru. Toto nastavení bude platit pouze pro použité parametry Träbertova proudu. Pokud by došlo ke změně doby trvání těchto impulzů nebo ke změně mezery mezi nimi, pak toto nastavení nebude platit. Závislost na změně doby trvání impulzů nebo mezery mezi nimi by šla odstranit jenom použitím špičkového detektoru. To by při použitím zapojení výstupního obvodu tohoto přístroje bylo dost komplikované.

Stanovení horního mezního kmitočtu RC filtru

Pro horní mezní kmitočet tohoto filtru platí:

$$f_{mh} = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R_{31} \cdot C_{24}} \quad (59)$$

Časová konstanta tohoto filtru je $\tau = R_{31}C_{24}$. V závislosti na tom, v jakém vztahu bude velikost této časové konstanty k periodě kmitů T Träbertova proudu, bude kolísat napětí na výstupu filtru. Bude-li platit, že $\tau \gg T$, bude kolísání napětí na výstupu filtru minimální. Zvolíme $\tau = 10T$ (tato hodnota je z hlediska změn výstupního napětí zcela vyhovující).

V tomto případě platí, že $T = 7\text{ms}$, z toho pak plyne, že $\tau = 70 \text{ ms}$. Horní mezní kmitočet této dolní propusti bude tedy:

$$f_{mh} = \frac{1}{6,28 \cdot 7 \cdot 10^{-2}} = 2,27 \text{ Hz} \quad (60)$$

Nyní je zapotřebí určit hodnoty součástek této RC dolní propusti. S ohledem na nízký kmitočet zvolme hodnotu $C_{24} = 10 \mu\text{F}$. Nyní lze stanovit velikost rezistoru R_{31} . Platí:

$$R_{31} = \frac{1}{6,28 \cdot 2,27 \cdot 10 \cdot 10^{-6}} = 7,014 \text{ k}\Omega \quad (61)$$

Kondenzátor C_{24} volíme tantalový na napětí 10 V, rezistor R_{31} vybereme z řady E24. Nejbližší hodnota je 7,5 k Ω . Je sice o něco vyšší, to však nevádí. Časová konstanta filtru se o něco prodlouží, což funkci obvodu ještě o něco zlepší (ještě více se zmenší kolísání napětí na výstupu filtru).

Na výstup filtru je připojen odporový trimr sloužící k nastavení napětí pro měřidlo. Jeho hodnota by měla být o hodně větší, než je hodnota rezistoru R_{31} . Jeho maximální hodnota je pak omezena velikostí vstupního odporu měřidla ($R_{vst} > 5 \text{ M}\Omega$).

Zvolme odpor odporového trimru $R_{12} = 100 \text{ k}\Omega$. Napětí na výstupu filtru se sníží na:

$$\frac{U_{vyst}}{U_{vst}} = \frac{R_{12}}{R_{12} + R_{31}} = \frac{10^5}{10^5 + 7,5 \cdot 10^3} = 0,934 \quad (62)$$

Toto zmenšení napětí na výstupu filtru je v tomto případě přípustné a neohrozí činnost obvodu. Zároveň zde platí, že odpor tohoto trimru je o mnoho menší (více než o řád), než je vstupní odpor použitého digitálního měřidla. Proto je tato hodnota použitelná.

U použitého digitálního měřidla není uvedeno maximální dovolené vstupní napětí, pouze jeho napěťový rozsah. Použitím filtru mezi měřidlem a měřícím rezistorem dosáhneme toho, že měřidlo nebude v žádném případě přetíženo.

7.10.2 Pacient

Proud pacientem prochází přes tranzistor T3, který pracuje jako spínač ovládaný generátorem Träbertova proudu. S ohledem na nízký kmitočet Träbertova proudu nejsou z hlediska rychlosti spínání tohoto tranzistoru na něj kladeny extrémní požadavky. Na straně druhé musíme vybrat takový spínací tranzistor, který bezpečně vydrží maximální velikost napájecího zdroje pro maximální amplitudu impulzu Träbertova proudu. Vzhledem k tomu, že při poruše tohoto spínacího prvku by pacientem trvale protékal stejnosměrný proud, je nutno maximální přípustné napětí kolektor-emitor tohoto tranzistoru volit s dostatečnou rezervou. Má-li být spínání dostatečně spolehlivé i při mezních nastavených hodnotách nesmíme nikdy využít maximální dovolené mezní napětí kolektor-emitor. S ohledem na maximální proud pacientem protékající není se spínáním žádný problém. Ochrana proti náhodnému zkratu na výstupu našeho přístroje je řešena tavnou pojistkou. Při jejím přerušení se vyřadí z činnosti signalizace průchodu proudu pacientem.

Velikost odporu rezistoru R_{27} je z praxe zvolena 10 k Ω . Velikost proudu protékajícího bázi tranzistoru T3 je dána vztahem:

$$I_{bn} = \frac{I_{kmax}}{\beta} \cdot s = \frac{25 \cdot 10^{-3}}{63} \cdot 1,5 = 5,95 \cdot 10^{-4} A \quad (63)$$

Pro velikost proudu protékajícím rezistorem R_{26} , proto platí:

$$I_{R26} = I_{bn} + I_{R27} = 5,95 \cdot 10^{-4} + 0,6 \cdot 10^{-4} = 6,55 \cdot 10^{-4} A, \quad (64)$$

z čehož poté plyne:

$$R_{26} = \frac{U_{IN}}{I_{R26}} = \frac{3,6}{6,55 \cdot 10^{-4}} = 5,496 k\Omega \quad (65)$$

Z řady E24 je pro rezistor R_{26} zvolena hodnota 5,1 k Ω , čímž se nepatrně zvýší činitel nasycení, což nevadí. Je zaručeno, že tranzistor bude spolehlivě spínat.

7.11 Ochrana vstupu před zkratem mezi elektrodami

Ochranu výstupu před zkratem mezi elektrodami lze rozdělit na dvě části:

1. Je to ochrana měniče
2. Ochrana měřidla indikujícího proud pacientem

Signalizace Träbertova proudu na výstupu je realizována pomocí časovače NE555 (IC7). Tento obvod řídí světelné záblesky LED3 s tím, že blokování činnosti tohoto obvodu je řízeno logickým součinem vytvářeným pomocí tranzistoru T2 a T7.

Pokud je kterýkoli z těchto tranzistorů sepnutý je v podstatě uzemněn i pin 4 (reset) obvodu IC7 a LED3 neblinká. K tomu, aby tento signalizační obvod fungoval je nutné, aby tranzistory T2 a T7 byly uzavřeny. Uzavření tranzistoru T2 je řízeno spínačem na potenciometru R_{12} , kterým ovládáme napětí Träbertových impulzů na výstupu přístroje. Proto, aby se tento tranzistor uzavřel, musíme po zapnutí přístroje potenciometr (který je s vypínačem) vždy nastavit do levé krajní polohy.

Uzavření nebo otevření tranzistoru T7 řídí napětí na výstupu DC/DC měniče (IC6). Pokud se přeruší ochranná tavná pojistka F1, pomocí které je hlídán zkratový proud na výstupu přístroje. Uzavře se tranzistor T6, což způsobí sepnutí tranzistoru T7 a vyřazení IC7 z činnosti a LED3 přestane blikat. Pak i při nastavení ovládacího prvku řídicího proud pacientem do levé krajní polohy k připojení obvodu pacienta k přístroji nedojde. Je nutno tuto pojistku vyměnit. Tavná pojistka byla zvolena z důvodu kratší doby reakce na zkrat než pojistka vratná.

Pro výpočet maximálního kolektorového proudu na tranzistoru T7 platí následující vztah:

$$I_{k_{max}} = \frac{U_b - U_{kes}}{R_{25}} = \frac{5 - 0,08}{6,8 \cdot 10^3} = 0,724 \text{ mA}, \quad (66)$$

kde je:

U_b – napětí zdroje

U_{kes} – saturační napětí kolektor-emitor

Poté pro proud báze tranzistoru T7 pro činitel nasycení s roven 2 platí:

$$I_{bn} = \frac{I_{k_{max}}}{\beta} \cdot s = \frac{0,724 \cdot 10^{-3}}{100} \cdot 2 = 1,448 \cdot 10^{-5} \text{ A}, \quad (67)$$

kde je:

β – proudový zesilovační činitel tranzistoru (hodnota uvedena v data sheetu)

Následně pro R_{38} platí:

$$R_{38} = \frac{U_b - U_{bes}}{I_{bn}} = \frac{5 - 0,6}{1,448 \cdot 10^{-5}} = 303,867 \text{ k}\Omega, \quad (68)$$

kde je:

U_{bes} – saturační napětí báze-emitor

Nejbližší hodnota rezistoru R_{38} je z řady E24 rovna 300 k Ω .

Vztah pro výpočet maximálního kolektorového proudu tranzistoru T6 je následující:

$$I_{k_{max}} = \frac{U_b - U_{bes}}{R_{38}} = \frac{5 - 0,6}{3 \cdot 10^5} = 1,47 \cdot 10^{-5} \text{ A} \quad (69)$$

Následně pro proud báze pro činitel nasycení s roven 2 platí:

$$I_{bn} = \frac{I_{k_{max}}}{\beta} \cdot s = \frac{1,47 \cdot 10^{-5}}{100} \cdot 2 = 2,94 \cdot 10^{-7} \text{ A} \quad (70)$$

Pro celkový proud I_{R36} platí, že $I_{R36} = I_{R37} + I_{bn}$. Spočítáme proud procházející rezistorem R_{37} . Hodnota rezistoru R_{37} byla z praxe zvolena 10 k Ω .

$$I_{R37} = \frac{U_{bes}}{R_{37}} = \frac{0,6}{10^4} = 6 \cdot 10^{-5} \text{ A} \quad (71)$$

Hodnota celkového proudu je tedy rovna:

$$I_{R36} = I_{R37} + I_{bn} = 2,94 \cdot 10^{-7} + 6 \cdot 10^{-5} = 6,029 \cdot 10^{-5} \text{ A} \quad (72)$$

Hodnotu rezistoru R_{36} můžeme tedy následně vypočítat jako:

$$R_{36} = \frac{U_{IN} - U_{bes}}{I} = \frac{35 - 0,6}{6,029 \cdot 10^{-5}} = 570,575 \text{ k}\Omega, \quad (73)$$

kde je:

U_{IN} – je vstupní napětí z DC/DC měniče

Nejbližší hodnota odporu pro rezistor R_{36} je z řady E24 rovna 560 k Ω .

Pro měření proudu pacientem je použit panelový LCD milivoltmetr s rozsahem do 199,9 mV. Pomocí něj se měří úbytek napětí na měřicím rezistoru s hodnotou 10 Ω . Problém ovšem nastane, když dojde ke zkratu mezi elektrodami. Pak se na jeho vstupu může objevit značné napětí, které by jej mohlo zničit. V katalogovém listu výrobce nejsou uvedeny žádné maximální hodnoty napětí na jeho vstupu, výrobce uvádí pouze rozsah, ve kterém se může pohybovat napájecí napětí (musí být plovoucí ve vztahu k napětí měřenému). Jiné požadavky výrobce neuvádí. Abychom zjistili maximální dovolené napětí na výstupu, byly použity údaje integrovaného obvodu firmy INTERSIL ICL7136 [21], což je integrovaný obvod používaný pro tento typ digitálních měřidel.

Podle katalogového listu tohoto integrovaného obvodu je zřejmé, že maximální dovolené vstupní napětí na měřicím vstupu je vázáno na napájecí napětí tohoto obvodu. Výrobce uvádí následující údaje:

Absolutně nepřekročitelné hodnoty:

Napájecí napětí:

ICL7136, mezi V+ a V- 15 V

Analogové vstupní napětí (nebo vstup) (viz poznámka 1) V+ až V-

Poznámka 1: Vstupní napětí může převýšit napájecí napětí za předpokladu, že vstupní proud je omezen na $\pm 100 \mu\text{A}$.

Pokud se budeme držet přísnější podmínky a zanedbáme podmínku v poznámce 1, pak je situace zcela jednoznačná, protože stačí sledovat vztah velikosti vstupního napětí k velikosti napájecího napětí.

Při zkratu mezi elektrodami se maximální napětí alespoň na chvíli objeví na rezistoru R_{29} a kondenzátor C_{24} se začne nabíjet přes rezistor R_{31} .

Pro tento děj můžeme napsat následující rovnici:

$$U_{C_{24}} = U_{R_{29}} \left(1 - e^{\frac{-t}{R_{31}C_{24}}} \right) + U_{C_0} e^{\frac{-t}{R_{31}C_{24}}}, \quad (74)$$

kde je:

U_{C24} – napětí na kondenzátoru C_{24}

U_{R29} – napětí na rezistoru R_{29}

U_{C0} – počáteční napětí na kondenzátoru C_{24} odpovídající stavu bez zkratu mezi elektrodami.

Při zkratu mezi elektrodami se na rezistoru R_{29} objeví alespoň na chvíli celé napětí zdroje, což může být až 35 V. Předpokládejme, že platí:

$$U_{R29} = 35 \text{ V}$$

$$t = 0,3 \text{ s}$$

$$R_{31} = 7,5 \text{ k}\Omega$$

$$C_{24} = 10 \text{ }\mu\text{F}$$

U_{C0} zanedbáme – jeho hodnota je řádově desítky milivoltů

Potom napětí na kondenzátoru C_{24} dosáhne maximální hodnoty 34,36 V. To je velmi vysoká hodnota, která by vedla ke zničení měřidla. Aby tento stav při zkratu mezi elektrodami nenastal, je vložena dioda $D4$ do měřícího obvodu.

Dosáhneme toho, že napětí na kondenzátoru C_{24} dosáhne maximálně hodnoty 0,6 V, použitím Schottkyho diody ještě méně. To je podle katalogového listu integrovaného obvodu INTERSIL ICL7136 hodnota přípustná, takže ke zničení panelového milivoltmetru nedojde.

7.12 Odhad spotřeby proudu terapeutického zařízení

Spotřeba proudu monitoru napětí (balancéru) pokud svítí signalizační LED je asi 7 mA (oba optočleny + signalizační LED), ovšem jen v případě, že je akumulátor na hranici vybití. Jinak je spotřeba tohoto obvodu dohromady 12 μA (viz katalogový list ICL7660). DC/DC měnič při proudu pacientem 20 mA má při předpokládané účinnosti 80 % vlastní špičkovou spotřebu proudu 25 mA. Střední hodnota proudu měniče je ovšem nižší a je dána: střída $\cdot 25 \text{ mA} = 7,14 \text{ mA}$. Dále je nutno připočíst odběr měniče pro napájení měřidla, jehož střední hodnota proudu je 100 mA.

V následující tabulce je proveden odhad spotřeby jednotlivých obvodů, které jsou připojeny na stabilizátor napětí +5 V. Pokud tato spotřeba nepřevýší hodnotu 250 mA (raději o něco méně), je možno použít stabilizátor s nízkým úbytkem napětí MCP1703. V opačném případě bychom museli zvolit stabilizátor pro napětí 5 V s nízkým úbytkem napětí ale pro vyšší proud.

Součástky	Odběr proudu
Relé	36 mA
Časovač NE555	2x 6 mA
LED	2 mA
Rezerva (vše ostatní)	1 mA
Součet	51 mA

Tabulka 7: Energetická spotřeba obvodů napájených ze stabilizovaného zdroje 5 V

Stabilizátor MCP1703 s I_{OUT} do 250 mA zcela vyhovuje našim požadavkům.

Celkový odběr proudu z baterie je 165 mA.”

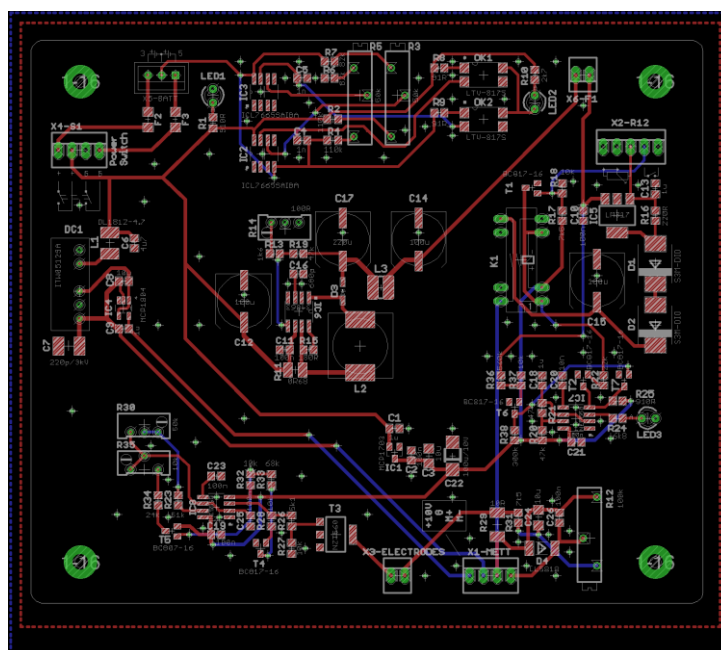
Bude-li zvolen např. Li-Pol modelářský akumulátor Li-Pol Car Black Magic 7,4 V 2200mAh 30C Deans, který má kapacitu 2200mAh, pak při odběru přístroje 165 mA bude přístroj na jedno nabití akumulátoru pracovat $2200/165 = 13,3$ hodiny. Tuto dobu nepřetržitého provozu lze považovat za dostačující.

8 ZÁVĚR

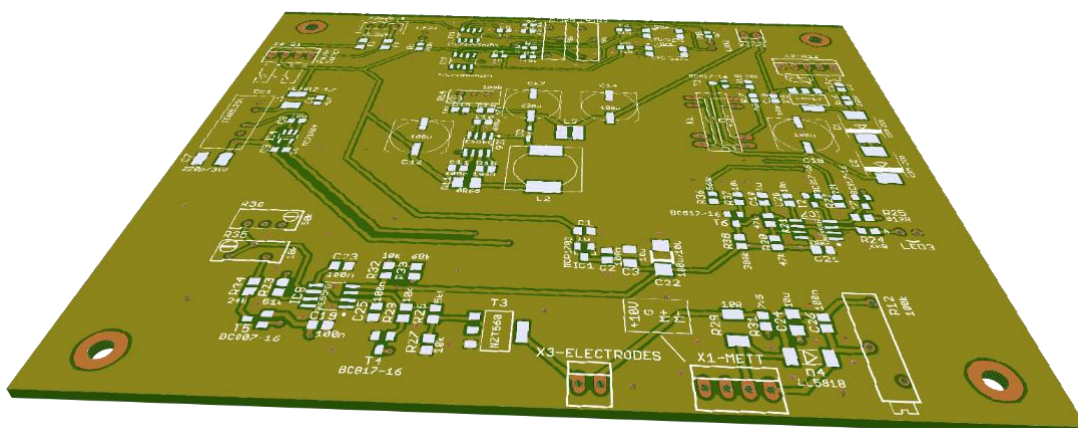
Tato bakalářská práce je věnována metodám fyziotrické léčby. Řada z nich je v práci popsána. Největší důraz je zde kladen na elektroterapii. Pozornost byla věnována i otázkám týkající se elektrické bezpečnosti a účinkům elektrického proudu na organismus. Je to dáno tím, že pro přístroje používané ve zdravotnictví platí velmi přísné požadavky na jejich elektrickou bezpečnost. Konečným výstupem této bakalářské práce je návrh jednoduchého přístroje pro elektroléčbu generujícího Träbertův proud (na základě doporučení vedoucího bakalářské práce) a realizace funkčního vzorku. Důležité části tohoto generátoru byly testovány a byla ověřena jejich správná funkce. Přístroj je bateriově napájený, což zvyšuje jeho bezpečnost. Pro napájení byl zvolen moderní Li-Pol akumulátor. Mezi jeho základní přednosti patří minimální samovolné vybíjení a malé rozměry s ohledem na jeho kapacitu. Vlastnosti Träbertova proudu jsou popsány v kapitole popisující vlastnosti jednotlivých proudů využívaných při elektroterapii.

Schéma generátoru Träbertova proudu pro elektroterapii bylo realizováno v programu Eagle, kde byl vytvořen i návrh plošného spoje.

Návrh přístroje lze realizovat mnoha způsoby, tento návrh je pouze jedním z nich. Funkce každého bloku návrhu přístroje je v této práci podrobně popsána. Vzhledem k tomu, že se jedná o bateriově napájené zařízení byly součástky vybírány s ohledem na odběr proudu.

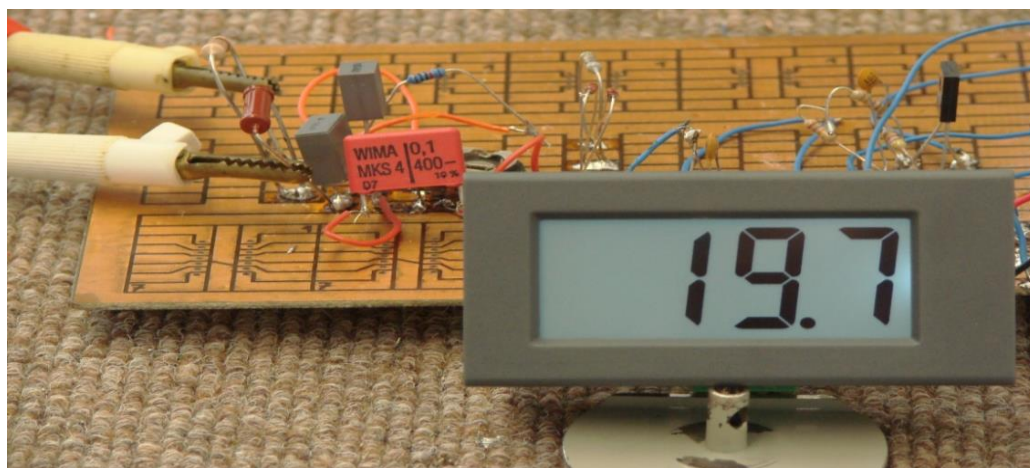


Obrázek 8.1: Návrh plošného spoje

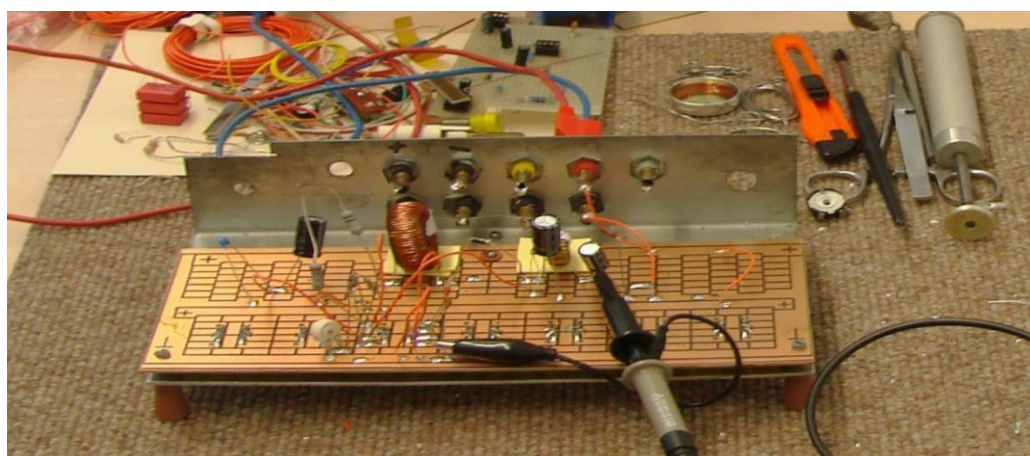


Obrázek 8.2: Návrh plošného spoje ve 3D zobrazení

Byly také vyzkoušeny významné části tohoto zařízení, pomocí pájivého pole, jak ukazují následné fotografie.

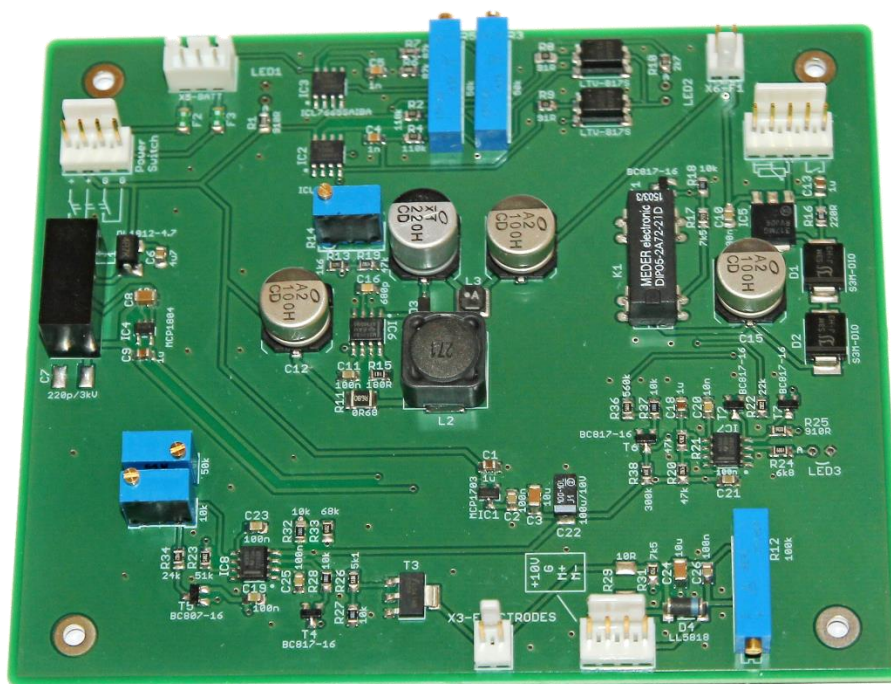


Obrázek 8.3: Zapojení měřidla proudu procházející pacientem



Obrázek 8.4: Zapojení DC/DC měniče s LC filtrem

Výsledkem je realizace navrženého plošného spoje typu FR4, což je skelný laminát plátovaný měděnou fólií. Z důvodu velkého množství součástek, je tento plošný spoj dvouvrstvý (spodní a horní strana). Většina součástek byla zabudována technologií SMT (technologie povrchové montáže), zbývající součástky technologií THT (součástky s drátovými vývody). SMD součástky byly osazeny do pájecí pasty, která byla nanášena na desku plošného spoje přes šablonu. Po osazení byla deska přetavena v horkovzdušné peci. Pasta zde použitá je ve složení SnBi (cín-bismut), což je netoxická pasta, která neobsahuje olovo a má nízký bod tání. Vývodové součástky byly připájeny mikropájkou. Plošný spoj byl vyroben firmou Pragoboard, která se specializuje na výrobu těchto spojů.



Obrázek 8.5: Realizace návrhu plošného spoje



Obrázek 8.6: Příklad pro elektroterapii

LITERATURA

- [1] CAPKO, Ján. *Základy fyziatrické léčby*. Praha: Grada, 1998. ISBN 80-7169-341-3.
- [2] Popis placebo efektu [online]. Dostupné na [www:<https://cs.wikipedia.org/wiki/Placebo>](https://cs.wikipedia.org/wiki/Placebo).
- [3] HRAZDIRA, Ivo, Vojtěch MORNSTEIN a Jiřina ŠKORPÍKOVÁ. *Základy biofyziky a zdravotnické techniky*. Brno: Neptun, 2006. ISBN 80-86850-01-3.
- [4] HRAZDIRA, Ivo a Vojtěch MORNSTEIN. *Lékařská biofyzika a přístrojová technika*. Brno: Neptun, 2001. ISBN 80-902896-1-4.
- [5] PODĚBRADSKÝ, Jiří a Radana PODĚBRADSKÁ. *Fyzikální terapie: manuál a algoritmy*. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-2899-5.
- [6] HUPKA, Jozef, Juraj KOLESÁR a Karel ŽALOUDEK. *Fyzikální terapie: učebnice pro střední zdravotnické školy, obor rehabilitační pracovník*. Praha: Avicenum, 1988. Učebnice pro střední zdravotnické školy (Avicenum).
- [7] HALLIDAY, David, Robert RESNICK a Jearl WALKER. *Fyzika: vysokoškolská učebnice obecné fyziky*. Brno: VUTIUM, 2000. Překlady vysokoškolských učebnic. ISBN 80-214-1868-0.
- [8] Popis kryokomory [online]. Dostupné na [www:<http://www.metrum.com.pl>](http://www.metrum.com.pl).
- [9] ČSN EN 60601-2-10. *Zdravotnické elektrické přístroje-Část 2-10: Zvláštní požadavky na bezpečnost nervových a svalových stimulátorů*. Praha: Český normalizační institut, 2001.
- [10] HOUDEK, Michael a kolektiv. *Neuromodulace*. Praha: Grada, 2007. ISBN 978-80-247-0429-6.
- [11] ROBERTSON, Val. *Electrotherapy explained: principles and practice*. 4th ed. Edinburgh: Butterworth-Heinemann, 2006. ISBN 978-0-7506-8843-7.
- [12] Electrotherapy Muscle Stimulation – We use our ERE (Advanced Electro reflex Energizer) [online]. Dostupné na [www:<http://www.jonilund.com/HSa_Understanding_Fibromyalgia_Associated_Diseases_Conditions.pdf>](http://www.jonilund.com/HSa_Understanding_Fibromyalgia_Associated_Diseases_Conditions.pdf).
- [13] WATSON, Tim (ed.). *Electrotherapy: evidence-based practice*. 12th ed. Edinburgh: Churchill Livingstone, 2008. Physiotherapy essentials. ISBN 978-0-443-10179-3.
- [14] PODĚBRADSKÝ, Jiří a Ivan VAŘEKA. *Fyzikální terapie I*. Praha: Grada, 1998. ISBN 80-7169-661-7.
- [15] GALVA 5-FIBEL. *Základní informace k elektroterapii*. (Přeložená příručka výrobce přístrojů pro elektroléčbu)
- [16] ZIMMER ELEKTROMEDIZIN. *Manuál k přístroji GALVA 5 CLINIC*.

- [17] Battery and Energy Technologies [online].
Dostupné na [www:<http://mpoweruk.com/performance.htm>](http://mpoweruk.com/performance.htm).
- [18] TENS unit Electrodes Replacement Pads [online].
Dostupné na [www:< http://goprodrone.org/product/B00FTJKALG/Electrode-Gel-Pads-Universally-Compatible-including-Dr-Hos-Replacement-Pads-and-for-Flexitone-Pads-Small-Large-Size-Combo-16-Pack-adhesive-electrodes-for-TENS-EMS-electrotherapy/>](http://goprodrone.org/product/B00FTJKALG/Electrode-Gel-Pads-Universally-Compatible-including-Dr-Hos-Replacement-Pads-and-for-Flexitone-Pads-Small-Large-Size-Combo-16-Pack-adhesive-electrodes-for-TENS-EMS-electrotherapy/).
- [19] AN920/D Theory and Applications of the MC34063 and μ A78S40 Switching Regulator Control Circuits [online].
Dostupné na [www:< https://www.onsemi.com/pub/Collateral/AN920-D.PDF/>](https://www.onsemi.com/pub/Collateral/AN920-D.PDF/).
- [20] Abeceda baterií, základní charakteristiky [online].
Dostupné na
[www:<http://www.battex.info/hermeticke-akumulatory/li-akumulatory/zakladni-charakteristiky/>](http://www.battex.info/hermeticke-akumulatory/li-akumulatory/zakladni-charakteristiky/)
- [21] Intersil 3^{1/2} Digit, LCD/LED Display, A/D Converters [online].
Dostupné na [www:< http://www.intersil.com/content/dam/Intersil/documents/ic17/ic17106-07-07s.pdf/>](http://www.intersil.com/content/dam/Intersil/documents/ic17/ic17106-07-07s.pdf)

SEZNAM SYMBOLŮ, VELIČIN A ZKRATEK

IR	infračervené záření
UV	ultrafialové záření
Laser	Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation
nm	nanometr
mW/cm ²	miliwatt na centimetr čtvereční
W/m ²	watt na metr čtvereční
s	sekunda
Hz	hertz
A	ampér
Ω	ohm
ms	milisekunda
mJ	milijoule
V	volt
S·m ⁻¹	siemens na metr
KCl	chlorid draselný
NaCl	chlorid sodný
U	napětí
I	proud
R	odpor
C	coulomb
V·m ⁻¹	volt na metr
F	farad
A·m ⁻²	ampér na metr čtvereční
I _{max}	maximální intenzita
PS	prahově senzitivní intenzita

PM	prahově motorická intenzita
NPS	nadprahově senzitivní intenzita
PPS	podprahově senzitivní intenzita
PPM	podprahově motorická intenzita
NPM	nadprahově motorická intenzita
PPA	podprahově algická intenzita
KVD	krátkovlnná diatermie
DET	distanční elektroterapie
DD proudy	diadynamické proudy
MF	monophasé fixe (jednoduchý impulzní proud)
DF	diphasé fixe (dvojitý impulzní proud)
LP	longues périodes (proudy střídající se v dlouhé periodě)
CP	courtes périodes (proudy střídající se v krátké periodě)
RS	rythme syncopé (synkopový rytmický proud)
TENS	transkutánní elektroneurostimulace
AKU-TENS	acupuncture TENS
APL-TENS	acupuncture-like TENS
AM	amplitudová modulace
FM	frekvenční modulace
AFM	kombinovaná modulace
NiMH	nikl metal-hydridové
LED	Light Emitting Diode
LCD	Liquid Crystal Display
NiCd	Nikl-kadmiový
NiMH	Nikl-metal hydridový
Li-Ion	Lithium-iontový
Li-Pol	Lithium-polymerový

SEZNAM SOUČÁSTEK

Součástka	Hodnota	Popis
C1	1u	CAPACITOR, European symbol
C2	100n	CAPACITOR, European symbol
C3	10u	CAPACITOR, European symbol
C4	1n	CAPACITOR, European symbol
C5	1n	CAPACITOR, European symbol
C6	4u7	CAPACITOR, European symbol
C7	220p/3kV	CAPACITOR, European symbol
C8	10u	CAPACITOR, European symbol
C9	1u	CAPACITOR, European symbol
C10	100n	CAPACITOR, European symbol
C11	100n	CAPACITOR, European symbol
C12	100u/UCD1H101MCL6GS	POLARIZED CAPACITOR, European symbol
C13	1u	CAPACITOR, European symbol
C14	100u/UCD1H101MCL6GS	POLARIZED CAPACITOR, European symbol
C15	100u/UCD1H101MCL6GS	POLARIZED CAPACITOR, European symbol
C16	680p	CAPACITOR, European symbol
C17	220u/UCD1H221MNL1GS	POLARIZED CAPACITOR, European symbol
C18	1u	CAPACITOR, European symbol
C19	100n	CAPACITOR, European symbol
C20	10n	CAPACITOR, European symbol
C21	100n	CAPACITOR, European symbol
C22	100u/10V	POLARIZED CAPACITOR, European symbol
C23	100n	CAPACITOR, European symbol
C24	10u	CAPACITOR, European symbol
C25	100n	CAPACITOR, European symbol
C26	100n	CAPACITOR, European symbol
D1	S3M-DIO	DIODE
D2	S3M-DIO	DIODE
D3	PMEG6020ER.115	DIODE
D4	LL5818	DIODE
DC1	ITW0512SA	DC/DC

F2	FUSE	FUSE HOLDER grid 22,5mm, isolated cap OGN0031 8201, Schurter (Buerklin)
F3	FUSE	FUSE HOLDER grid 22,5mm, isolated cap OGN0031 8201, Schurter (Buerklin)
IC1	MCP1703	250 mA, 16V, Low Quiescent Current LDO Regulator
IC2	ICL7665SAIBA	CMOS Micropower Detector
IC3	ICL7665SAIBA	CMOS Micropower Detector
IC4	MCP1804T-A002I/OT	150 mA, 28V LDO Regulator, SOT23-5
IC5	LM317MDTG	500 mA Adjustable Output Positive Voltage Regulator
IC6	MC34063AD	STEP-UP
IC7	NE555D	PRECISION TIMER
IC8	NE555D	PRECISION TIMER
K1	DIP05-2A72-21D	RELAY
L1	DL1812-4.7	INDUCTOR, European symbol
L2	DE1207-270 (270u)	INDUCTOR
L3	DJNR4018-1R0-S (1u)	INDUCTOR, American symbol
LED1		LED
LED2		LED
LED3		LED
OK1	LTV-817S	Optocoupler, Phototransistor Output, Low Input Current
OK2	LTV-817S	Optocoupler, Phototransistor Output, Low Input Current
R1	910R	RESISTOR, European symbol
R2	110k	RESISTOR, European symbol
R3	50k	Trimm resistor
R4	110k	RESISTOR, European symbol
R5	50k	Trimm resistor
R6	82k	RESISTOR, European symbol
R7	82k	RESISTOR, European symbol
R8	91R	RESISTOR, European symbol
R9	91R	RESISTOR, European symbol
R10	2k7	RESISTOR, European symbol
R11	0R68	RESISTOR, European symbol
R12	100k	Trimm resistor
R13	1k6	RESISTOR, European symbol
R14	100R	Trimm resistor
R15	180R	RESISTOR, European symbol
R16	220R	RESISTOR, European symbol

R17	7k5	RESISTOR, European symbol
R18	10k	RESISTOR, European symbol
R19	47k	RESISTOR, European symbol
R20	47k	RESISTOR, European symbol
R21	47k	RESISTOR, European symbol
R22	22k	RESISTOR, European symbol
R23	51k	RESISTOR, European symbol
R24	910R	RESISTOR, European symbol
R25	6k8	RESISTOR, European symbol
R26	5k1	RESISTOR, European symbol
R27	10k	RESISTOR, European symbol
R28	10k	RESISTOR, European symbol
R29	10R	RESISTOR, European symbol
R30	50k	Trimm resistor
R31	7k5	RESISTOR, European symbol
R32	10k	RESISTOR, European symbol
R33	68k	RESISTOR, European symbol
R34	24k	RESISTOR, European symbol
R35	10k	Trimm resistor
R36	560k	RESISTOR, European symbol
R37	10k	RESISTOR, European symbol
R38	300k	RESISTOR, European symbol
T1	BC817-16	NPN Transistor
T2	BC817-16	NPN Transistor
T3	NZT560	NPN Transistor
T4	BC817-16	NPN Transistor
T5	BC807-16	PNP Transistor
T6	BC817-16	NPN Transistor
T7	BC817-16	NPN Transistor
X1-METT	22-23-2041	.100" (2.54mm) Center Header - 4 Pin
X2-R12	22-23-2051	.100" (2.54mm) Center Header - 5 Pin
X3-ELECTRODES	22-23-2021	.100" (2.54mm) Center Header - 2 Pin
X4-S1	22-23-2041	.100" (2.54mm) Center Header - 4 Pin
X5-BATT	03-JST-B3B-XH-A	JST CONNECTOR
X6-F1	22-23-2021	.100" (2.54mm) Center Header - 2 Pin