



Napájecí systémy kardiostimulátorů

Bakalářská práce

Studijní program: B3944 – Biomedicínská technika

Studijní obor: 3901R032 – Biomedicínská technika

Autor práce: **Jiří Vitvar**

Vedoucí práce: Ing. Pavel Jandura, Ph.D.





Power systems for pacemakers

Bachelor thesis

Study programme: B3944 – Biomedical Technology

Study branch: 3901R032 – Biomedical Technology

Author: **Jiří Vitvar**

Supervisor: Ing. Pavel Jandura, Ph.D.





Zadání bakalářské práce

Napájecí systémy kardiostimulátorů

Jméno a příjmení: **Jiří Vitvar**
Osobní číslo: D16000016
Studijní program: B3944 Biomedicínská technika
Studijní obor: Biomedicínská technika
Zadávající katedra: Fakulta zdravotnických studií
Akademický rok: **2018/2019**

Zásady pro vypracování:

Cíle práce:

1. Experimentálně zjistit vliv teploty na napájecí systém kardiostimulátoru.
2. Experimentálně zjistit charakteristiku životnosti napájecího systému kardiostimulátoru.
3. Navrhnout doporučení pro zvýšení životnosti napájecího systému kardiostimulátoru.

Teoretická východiska (včetně výstupu z kvalifikační práce):

Napájecí systém kardiostimulátoru podléhá určitému rozmezí pracovních teplot, a právě změna teploty je jedním z činitelů ovlivňujících životnost. Baterie je pro kardiostimulátor zásadní součástí a její životnost je jedním z největších činitelů ovlivňujících správnou funkci přístroje.

Výstupem Bakalářské práce bude vytvoření článku připraveného k publikaci.

Výzkumné předpoklady / výzkumné otázky:

Předpokládáme, že změny teplot ovlivní parametry baterie.

Metoda:

Experiment

Technika práce, vyhodnocení dat:

Data budou zpracována pomocí tabulek a grafů v programu Microsoft Office Excel.

Místo a čas realizace výzkumu:

Listopad 2018, CXI

Vzorek:

Kardiostimulátory

Rozsah pracovní zprávy:

50 – 70

Forma zpracování práce:

tištěná/elektronická



Seznam odborné literatury:

POSPÍŠILOVÁ, B. a J. ŠRÁM, PROCHÁZKOVÁ, O., ed. Anatomie pro bakaláře II: systém kardiovaskulární, systém nervový, smyslové orgány, soustava kožní, žlázy s vnitřní sekrecí. Liberec: Technická univerzita v Liberci, 2015. ISBN 978-80-7494-153-5.

BENNETT, David H. Srdeční arytmie: praktické poznámky k interpretaci a léčbě. Praha: Grada, 2014. ISBN 978-80-247-5134-4.

BALVÍNOVÁ, Hana a Helena MICHÁLKOVÁ. Vliv implantace trvalého kardiostimulátoru na život klienta. Florence. 2016, 12(5), 9-12. ISSN 1801-464x.

HOLDOVÁ, K., L. HODAČOVÁ a P. NEUŽIL. Nové trendy v kardiostimulaci. Cor et vasa. Kardio. 2014, 56(5), 587-591. ISSN 0010-8650.

NEUŽIL, Petr. Bezdrátová kardiostimulace budoucnost nebo fikce? Kardiologická revue Interní medicína. 2015, 17(3), 194-201. ISSN 2336-288x.

ELLENBOGEN, K. A., B. L. WILKOFF, G. N. KAY, C. LAU a A. AURICCHIO. Clinical cardiac pacing, defibrillation, and resynchronization therapy. Fifth edition. Philadelphia: Elsevier, 2017. ISBN 978-0-323-37804-8.

LEE, K; et al. A LOW TEMPERATURE INCREASE TRANSCUTANEOUS BATTERY CHARGER FOR IMPLANTABLE MEDICAL DEVICES. Journal of Mechanics in Medicine & Biology. 2016, 5(1) ISSN: 02195194.

SEPŠÍ, M., D. POSPÍŠIL a M. KOZÁK. Elektrokardiogram a kardiostimulace. Kardiologická revue Interní medicína. 2017, 19(2), 132-137. ISSN 2336-288x.

WU, Yuping, ed. Lithium-Ion batteries: fundamentals and applications. Boca Raton: CRC Press, 2015. ISBN 978-1-4665-5733-8.

OBERFIELD, Mark E. a Thomas A. SPEISER, ed. Cardiovascular system: anatomy and physiology : short and long-term effects of exercise and abnormalities. New York: Nova biomedical, 2014. ISBN 978-1-62948-309-2.

ŠNOREK, Michal a Alan BULAVA. MR kompatibilní kardiostimulátory a implantabilní kardiovertery-defibrilátory. Vnitřní lékařství. 2014, 60(2), 123-127. ISSN 0042-773x.

Vedoucí práce:

Ing. Pavel Jandura, Ph.D.
Ústav mechatroniky a technické informatiky

Datum zadání práce:

1. září 2018

Předpokládaný termín odevzdání:

30. června 2019

L. S.

prof. MUDr. Karel Cvachovec, CSc., MBA
děkan

prof. MUDr. Karel Cvachovec, CSc., MBA
děkan

V Liberci 30. listopadu 2018

Prohlášení

Byl jsem seznámen s tím, že na mou bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci (TUL) nezasahuje do mých autorských práv užitím mé bakalářské práce pro vnitřní potřebu TUL.

Užiji-li bakalářskou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědom povinnosti informovat o této skutečnosti TUL; v tomto případě má TUL právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Bakalářskou práci jsem vypracoval samostatně s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím mé bakalářské práce a konzultantem.

Současně čestně prohlašuji, že texty tištěné verze práce a elektronické verze práce vložené do IS STAG se shodují.

15. 5. 2019

Jiří Vítvar

Poděkování

Rád bych poděkoval panu Ing. Pavlu Jandurovi, Ph.D. za vedení mé bakalářské práce, cenné rady a pomoc při měření.

Anotace

Autor	Jiří Vitvar
Instituce	Fakulta zdravotnických studií
Název práce	Napájecí systémy kardiostimulátorů
Vedoucí práce	Ing. Pavel Jandura, Ph.D.
Počet stran	50
Počet příloh	1
Rok obhajoby	2019
Souhrn	Kardiostimulátor je jako jakékoliv jiné zařízení závislý na elektrické energii uložené v baterii. Dnešní kardiostimulátory si hlídají stav baterie sami a upozorní na případnou výměnu. Tato práce se zabývá tím, po jak dlouhou dobu je přístroj ještě schopen správné funkce po takovém to upozornění.
Klíčová slova	kardiostimulátor, baterie, životnost

Annotation

Author	Jiří Vitvar
Institution	Faculty of Health Studies
Title	Power systems for pacemakers
Supervisor	Ing. Pavel Jandura, Ph.D.
Pages	50
Appendix	1
Year	2019
Summary	The pacemaker, like any other device, is dependent on the electrical energy stored in the battery. Today's pacemakers are monitoring their battery status and alerting them of possible replacement. This work deals with how long the device is still able to function properly after that notice.
Keywords	pacemaker, battery, longevity

Obsah

Poděkování	6
Anotace	7
Annotation	8
Obsah	9
Seznam použitých jednotek	12
Seznam použitých zkratk	13
1 Úvod	14
2 Teoretická část	15
2.1 Přístroj	15
2.1.1 Úvod	15
2.1.2 Historie	15
2.1.3 Životnost kardiostimulátoru	16
Začátek životnosti	16
Čas doporučené výměny	16
Konec životnosti (EOL)	16
2.1.3.1 Začátek životnosti	16
2.1.3.2 Čas doporučené výměny	16
2.1.3.3 Prodloužená životnost	17
2.1.3.4 Konec životnosti	17
2.2 Stimulační režimy	17
2.2.1 Jednodutinová stimulace	17
2.2.1.1 VVI	17
2.2.1.2 AAI	18
2.2.2 Dvoudutinová stimulace	18
2.2.2.1 DVI	18
2.2.2.2 DDI	18
2.2.2.3 VDD	18
2.2.2.4 DDD	18
2.3 Baterie	19

2.3.1 Úvod.....	19
2.3.2 Zdroj napětí.....	19
2.3.3 Zdroj proudu	20
2.3.4 Dělení baterií.....	21
2.3.4.1 Primární baterie	21
2.3.4.2 Sekundární baterie	22
2.3.4 Části baterie	22
2.3.4.1 Anoda a Katoda	22
2.3.4.2 Separátor.....	23
2.3.4.3 Sběrač proudu	23
2.3.5 Funkční vlastnosti baterie	23
2.3.5.1 Kapacita.....	23
2.3.5.2 Energie a hustota energie	24
2.3.5.3 Stechiometrie.....	25
2.3.5.4 Napětí a proud	25
2.3.5.5 Odpor	26
2.3.6 Nechtěné chování baterie.....	27
2.3.6.1 Polarizace	27
2.3.6.2 Samovybíjení	28
2.3.7 Lithium-iontové baterie	28
2.3.8 Interkalace	29
2.3.9 Princip Lithium-iontových baterií.....	29
2.3.10 Požadavky na materiál kladné elektrody	30
2.3.11 Požadavky na materiál záporné elektrody.....	31
2.3.12 Použití baterií v implantabilních zařízeních	32
2.3.13 Konstrukce	33
2.3.13.2 Lithium-jód	33
2.3.13.2 Lithium-monofluorid uhlíku	35
2.3.13.3 Hybridní baterie	36
2.3.13.4 Lithium-Manganičitý oxid.....	36
2.3.13.5 Budoucí technologie	37
2.4 Čtyřvodičová metoda měření.....	37
3 Výzkumná část	39
3.1 Cíle práce	39
3.2 Metodika výzkumu.....	39
3.2.1 Testování baterií	39

3.2.2 Vyjmutí baterie	41
3.2.3 Samotné měření	42
4 Diskuze.....	43
5 Návrh doporučení pro praxi	44
6 Závěr	45
Seznam použité literatury	46
Seznam obrázků	49
Seznam tabulek	49

Seznam použitých jednotek

Symbol	Jednotka	Význam symbolu a jednotky
R	[Ω]	elektrický odpor [ohm]
U	[V]	elektrické napětí [volt]
I	[A]	elektrický proud [ampér]
E	[J]	energie [joule]
C	[Ah]	kapacita [ampérhodina]
Q	[C]	elektrický náboj [coulomb]
w	[Wh / cm ³]	hustota energie [watthodina na centimetr krychlový]
Q _v	[cm ³ / s]	objemový tok [centimetr krychlový za sekundu]

Seznam použitých zkratek

Zkratka	Význam
BOL	Beginning of Life; Začátek životnosti
ERI	Elective Replacement indicator; Čas doporučené výměny
PSP	Prolonged Service Period; Prodloužená životnost
EOL	End of Life; Konec životnosti
VVI	Ventricle Ventricle Inhibited; režim kardiostimulace
AAI	Atrium Atrium Inhibited; režim kardiostimulace
DVI	Dual Ventricle Inhibited; režim kardiostimulace
DDI	Dual Dual Inhibited; režim kardiostimulace
VDD	Ventricle Dual Dual; režim kardiostimulace
DDD	Dual Dual Dual; režim kardiostimulace
V00	Ventricle None None; režim kardiostimulace
D00	Dual None None; režim kardiostimulace
ICD	Implantabilní kardioverter-defibrilátor
Li-ion	Lithium-iontová
AV	Atrioventrikulární
CF _x	baterie obsahující monofluorid uhlíku
SVO	baterie s oxidem stříbra a vanadia

1 Úvod

Srdce je pro člověka jeden z nejdůležitějších orgánů. Zabezpečuje rozvod krve po těle a tím celé zásobení a odvod látek z různých částí těla. Jako celé tělo je řízeno elektrickými signály, na rozdíl od ostatních částí těla je však řízeno vlastním převodním systémem srdečním. Pokud dojde v tomto systému k poruše dochází k poškození správné funkce srdce a tím k ohrožení celé funkce těla. Problém se šířením impulsu po srdeční svalovině je často řešen pomocí kardiostimulátoru.

Jedná se o přístroj upravující rytmus srdce a případné šíření impulsu po srdci. Jako každý elektrický přístroj musí být poháněn elektrickou energií, to zabezpečuje baterie uvnitř přístroje. Tato baterie má určitou kapacitu, kterou ovlivňuje životnost a správnou funkci přístroje. Dnešní přístroje si stav baterie hlídají sami a na konec životnosti upozorní.

Tato práce se zabývá dobou, po kterou je zachována správná funkce přístroje po takovémto upozornění. V této době je třeba zajistit výměnu přístroje, která je limitována rozvrhem nemocnice. Z tohoto důvodu je pro lékaře důležité vědět, jak dlouho bude přístroj zajišťovat správnou funkci. U baterie se tedy zjistí, kolik impulsů ještě zbývá do konce životnosti, kterou nelze překročit. Dále pak jak se liší vybíjení baterie při různých teplotách.

2 Teoretická část

2.1 Přístroj

2.1.1 Úvod

Kardiostimulátory mají možnost ukládat data do programátoru. Výrazné snížení napětí a zvýšení vnitřního odporu baterie ukazují na blížící se vyčerpání baterie. Existují dva stupně konce životnosti baterie: „doporučená doba výměny“ a „konec života“. Některé kardiostimulátory, když je dosaženo „konce života“, se automaticky přepnou do režimu VVI, aby minimalizovat spotřebu baterie.

Kvůli čekání na termín přijetí do nemocnice k výměně kardiostimulátoru je důležité udělat rozhodnutí podle údajů o baterii, aby bylo možné načasovat výměnu kardiostimulátoru před „doporučenou dobou výměny“ a jistě před „koncem života“ baterie.

Některé kardiostimulátory poskytují protichůdné a matoucí údaje, takže může být obtížné odhadnout, kdy by měla být provedena výměna kardiostimulátoru. Je důležité, aby byli pracovníci kardiocentra důkladně obeznámeni se všemi typy implantovaných kardiostimulátorů a aby schopni získat rychlou radu od výrobce, pokud existuje pochybnost o získaných datech (3).

Napětí takové baterie v kardiostimulátoru činí vždy kolem tří voltů, což je dané elektrochemickými potenciály lithia a jódu. Kapacita dosahuje v závislosti na typu od 0,8 Ah do 1,8 Ah i více. Proudová spotřeba se pohybuje kolem deseti μA , pro jeden konkrétní typ kardiostimulátoru činí např. 13,3 μA při stimulaci a 10,3 μA při inhibici. Životnost přístroje závisí na použitém stimulačním režimu, procentu stimulovaných impulzů a u defibrilátoru zejména na počtu dodaných výbojů nebo cyklů nabíjení (1).

2.1.2 Historie

První implantovaný kardiostimulátor byl implantován dne 8. října 1958, pacientovi s AV blokádou III. st. Kardiostimulátor byl poháněn dobíjecí nikl-kadmiovou baterií a byl zalitý v epoxidové pryskyřici. K vybití baterie došlo u prvního implantátu už po 8 hodinách z důvodu porušení diody při kauterizaci v průběhu implantace a bylo nutno implantovat druhý. Ačkoliv to byl nepochybně úspěch vydržel pouhých 6 týdnů. Každý ze dvou nikl-kadmiových článků měl kapacitu 50 μAh . Nabíjení se provádělo střídavým

proudem o frekvenci 150 kHz, který byl generován externí jednotkou připojenou do sítě. Nabíjení bylo potřeba provádět po dobu 12 hodin 1krát týdně.

Pokrokem v kardiostimulační technice bylo zavedení nových baterií, a to zinko-rtuťového článku navrhnutého inženýrem W. Greatbatchem. Reálná životnost těchto baterií byla asi 18 měsíců. Výzkum nových zdrojů energie vedl počátkem 70. let k uvedení nukleárního generátoru. Zdrojem alfa částic byl malý proužek nuklidu plutonia²³⁸, emitované alfa částice narážely na stěny kontejneru a tím vznikalo teplo. Vznikající teplo bylo termočlánkem konvertováno na elektrickou energii. Oproti zinko-rtuťovému kardiostimulátoru měl nukleární mnoho výhod. Například předpokládaná životnost byla odhadována na více jak 20 let. Obecná nejistota ohledně nukleární energie a její vedla k omezení užívání. K definitivnímu ukončení používání nukleárního generátoru přispělo zavedení nové bezpečné a spolehlivé lithium-jodové baterie v roce 1975 (10).

2.1.3 Životnost kardiostimulátoru

Životnost je obvykle definována jako interval mezi implantací zařízení a detekcí EOL. Protože se terapie může značně lišit od pacienta k pacientovi, je požadavek na dlouhou životnost typicky spojen se specifickým souborem podmínek a naprogramovaných parametrů. Napětí během života ukazuje tab. 1 (7).

Tab. 1 Příklad napětí během života (18)

Parametr	Napětí
Začátek životnosti (BOL)	3,2 V
Čas doporučené výměny (ERI)	2,6 V
Konec životnosti (EOL)	2,5 V

2.1.3.1 Začátek životnosti

Stav, kdy je implantabilní přístroj výrobcem poprvé uznán jako způsobilý pro uvedení na trh. Značení BOS (Beginning of Service) nebo BOL (Beginning of Life)

2.1.3.2 Čas doporučené výměny

Stav, kdy indikátor napájecího zdroje dosáhne hodnoty určené výrobcem přístroje pro jeho doporučenou výměnu. Odhalí ho automatické měření impedance a napětí baterie (20). Od této doby začíná prodloužená životnost. Značí se jako RRT

(Recommended Replacement Time), ERT (Elective Replacement Time) nebo ERI (Elective Replacement indicator) (1).

V případě zvýšení proudu baterie může být tento stav aktivován předčasně, například při vysoké stimulační frekvenci nebo při léčbě tachykardie pomocí neinvazivní programované stimulace. Z tohoto důvodu mají přístroje schopnost ERI resetovat nebo při krátkodobém zvýšení proudu ERI potlačit (7).

Kardiostimulátory všech výrobců používaných v současné době v ČR mají programovatelnou funkci „magnet response“. Tato funkce umožní kardiostimulátoru fungovat po přiložení externího magnetu na povrch těla nad přístroj v režimu V00 nebo D00. Stimulační frekvence se pohybuje okolo 100 tepů za sekundu, v případě dosažení ERI je tato frekvence o 20 tepů nižší (13).

2.1.3.3 Prodloužená životnost

Časový úsek, po který přístroj pokračuje v činnosti specifikované výrobcem. Značí se jako PSP (Prolonged Service Period).

2.1.3.4 Konec životnosti

V tuto chvíli uplynula prodloužená životnost a není specifikována další stimulační funkce, a nelze ji ani očekávat. Nastává přibližně tři měsíce po ERI, kdy dochází k postupnému vybití baterie a přístroj konce životnosti EOL. Po dosažení stavu EOL se automaticky provedou opatření k maximální úspoře energie. Například dvoudutinové přístroje změní režim na jednodutinové tzn. DDD a VDD se změní na VVI. Dále pak kardiostimulátor sníží amplitudu stimulačních impulzů. V tomto stavu nemusí být garantována telemetrie. Značí se jako EOS (End of Service) nebo EOL (End of Life) (1).

2.2 Stimulační režimy

2.2.1 Jednodutinová stimulace

2.2.1.1 VVI

Pokud není přítomna spontánní aktivita komor, kardiostimulátor stimuluje komory v pravidelných intervalech. V případě že je zaznamenána spontánní aktivita pomocí stimulační elektrody je stimulační impuls zablokován. U kardiostimulátorů s inhibiční funkcí spontánní aktivita přerušuje umělou stimulaci a inhibuje výstup kardiostimulátoru.

Po stimulačním nebo spontánním impulzu je kardiostimulátor necitlivý po dobu refrakterní periody (2).

2.2.1.2 AAI

Síňová stimulace AAI je stejná jako komorová VVI. Refrakterní perioda je delší z důvodu nevhodné inhibice kardiostimulátoru aktivitou komor snímanou síňovou elektrodou.

2.2.2 Dvoudutinová stimulace

2.2.2.1 DVI

Při DVI stimulaci jsou nejprve stimulovány síně a poté po určité době odpovídající PQ intervalu, jsou stimulovány komory. Snímání je pouze v komorách to znamená, že kardiostimulátor je inhibován pouze aktivitou komor.

2.2.2.2 DDI

Na rozdíl od DVI stimulace snímá DDI jak v komorách, tak i v síních. Dochází tak k odstranění rizika stimulace v době spontánní aktivity síní (2).

2.2.2.3 VDD

Komorová stimulace je řízena činností síní. Po detekci síňové aktivity je s určitým odstupem odpovídajícímu PQ intervalu, stimulováno do komor. Zvýšení síňové aktivity při zátěži vede k zvýšení frekvence stimulace (14). Při nezaznamenání síňové aktivity pokračuje stimulace komor ve stejném cyklu. Z důvodu odstranění nevhodné aktivace komor je nastaven refrakterní interval síní, pozastavené snímání v síni způsobuje, že impulzy kratší, než je refrakterní interval nevyvolají odpověď. Nejvyšší frekvence síní vyvolávající odpověď je určena „celkovou síňovou refrakterní fází“ skládající se z AV zpoždění a refrakterního intervalu. Snímání v komoře způsobuje inhibici kardiostimulátoru v případě spontánní aktivity komor.

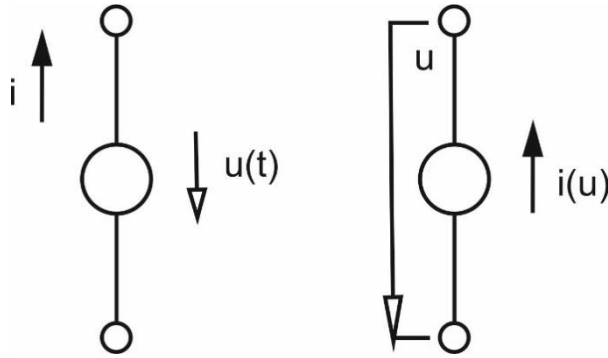
2.2.2.4 DDD

V tomto režimu probíhá stimulace i snímání jak v síních, tak i v komorách. To kardiostimulátoru umožňuje pracovat ve režimech AAI, DDI a VDD. Kardiostimulátor je inhibován spontánní aktivitou síní i komor (2). S inhibovaným stimulačním režimem (AAI, VVI, DDI) mohou nekardiální signály, které jsou detekovány kardiostimulátorem, vést k inhibici stimulace, což vede k bradykardii nebo asystolie (15).

2.3 Baterie

2.3.1 Úvod

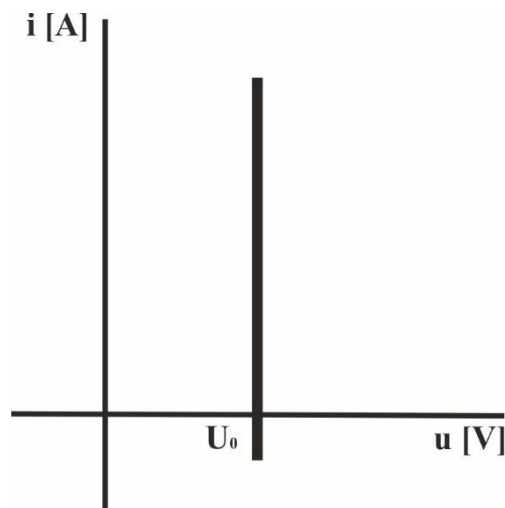
Baterie nezávislý zdroj elektromagnetické energie a patří mezi tzv. aktivní dvojpóly. Takovýto zdroj je schopný dodávat energii trvale do obvodu. Dělíme je na zdroje napětí a zdroje proudu, schématickou značku zobrazuje obr. 1 (6).



Obr. 1 Schématická značka zdroje napětí a proudu (6)

2.3.2 Zdroj napětí

Ideální zdroj napětí udržuje na svých svorkách elektrické napětí, které je nezávislé na odebíraném proudu. Ampérvoltová charakteristika ideálního zdroje napětí je zobrazena na obr. 2. Obrázek ukazuje, že napětí zdroje je konstantní nezávisle na proudu. Z toho vyplývá, že zdroj musí mít nulový vnitřní odpor.



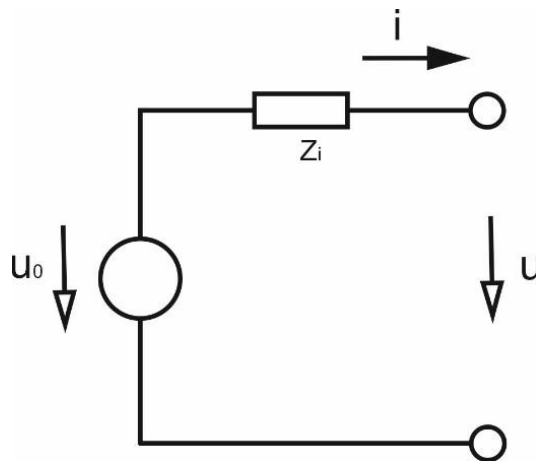
Obr. 2 Ampérvoltová charakteristika ideálního zdroje napětí (6)

Okamžitý výkon ideálního zdroje napětí je dán touto rovnicí,

$$p = u(t)[-i(t)] = -u(t)i(t) < 0 \quad \text{Rovnice 1 (6)}$$

která charakterizuje aktivitu dvojpólu. Proto je zdroj napětí aktivní dvojpól.

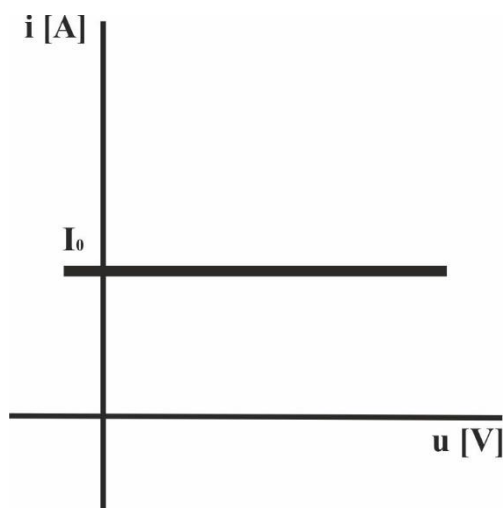
Skutečné zdroje jsou ovlivněny připojenou zátěží a jejich výkon je omezen (5). To se projevuje jako pokles napětí na svorkách při zvýšení odebíraného proudu. Skutečný zdroj napětí lze nahradit obvodem podle Théveninovy věty viz obr. 3 (6).



Obr. 3 Schéma náhradního obvodu skutečného zdroje napětí (6)

2.3.3 Zdroj proudu

Proud dodávaný ideálním zdrojem proudu je nezávislý na napětí na jeho svorkách. Ampérvoltová charakteristika ideálního zdroje proudu je zobrazena na obr. 4. Obrázek ukazuje, že vnitřní vodivost ideálního zdroje proudu je nulová. Z toho vyplývá, že zdroj musí mít nekonečný vnitřní odpor.

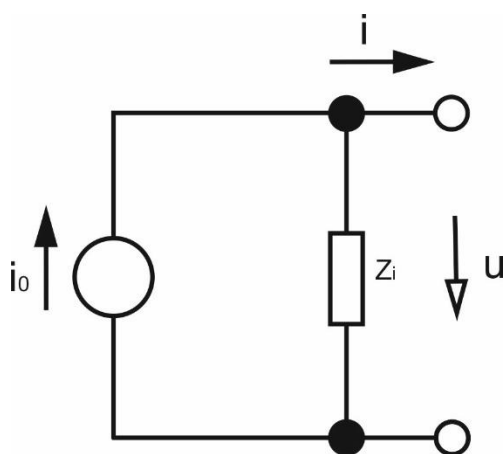


Obr. 4 Ampérvoltová charakteristika ideálního zdroje proudu (6)

Okamžitý výkon ideálního zdroje napětí je dán touto rovnicí,

$$p = -u(t)i(t) < 0 \quad \text{Rovnice 2 (6)}$$

řadíme ho také mezi aktivní dvojpóly. Skutečný zdroj proudu lze nahradit obvodem podle Nortonovy věty viz obr. 5(6).



Obr. 5 Schéma náhradního obvodu skutečného zdroje proudu (6)

2.3.4 Dělení baterií

2.3.4.1 Primární baterie

Primární baterie lze používat pouze jednou. Nejsou určeny k dobíjení a ve skutečnosti je nebezpečné pokusit se je nabít. Známým příkladem primární baterie je alkalická baterie zinku a manganu. Většina baterií používaných k napájení moderních implantabilních zdravotnických přístrojů jsou primární baterie, které používají lithiové anody, z důvodu velmi vysoké hustoty energie.

2.3.4.2 Sekundární baterie

Sekundární baterie jsou určeny k opakovanému vybíjení a dobíjení. Široké použití sekundárních baterií je například v přenosných elektronických zařízeních, domácích spotřebičích, elektrickém nářadí, a dokonce i některých elektrických vozidlech.

Lithium-iontové baterie jsou nejdůležitější sekundární lékařskou baterií. V některých pomocných zařízeních levé komory našli uplatnění jako doplňkové zdroje energie a stávají se široce používanými pro napájení implantabilní neurologických stimulátorů pro kontrolu chronické bolesti. Ačkoliv nejsou v současné době vyvíjeny pro kardiostimulátory a ICD, funkce jako je telemetrie, by mohly způsobit, že výrobci v budoucnu přehodnotí použití lithium-iontové baterie v kardiologických aplikacích.

2.3.4 Části baterie

2.3.4.1 Anoda a Katoda

Dvě části baterie zapojené do elektrochemické reakce během vybíjení jsou anoda a katoda. Anoda, lithiová ve většině lékařských baterií, dodává elektrony do vnějšího obvodu, zatímco katoda, obvykle sloučenina obsahující oxid nebo halogen, přijímá elektrony.

Anoda je definována jako elektroda, při které dochází k elektrochemické oxidaci, a katoda jako elektroda, při které dochází k elektrochemické redukci. To platí ve všech elektrochemických člancích. Ve spontánním galvanickém článku, jako je baterie, je anoda elektricky negativní a katoda je pozitivní. V nespontánních elektrochemických reakcích, jako jsou reakce probíhající na stimulačních elektrodách, jsou elektrochemické reakce poháněny externím napětím. V tomto případě dojde k oxidaci na kladné elektrodě a redukci na záporné elektrodě. Anoda je tedy kladná a katoda je záporná. Polarita jsou obrácené, ale základní elektrochemické procesy definující anodu a katodu, oxidace a redukce, jsou stejné. Terminologie zůstává stejná.

Anoda a katoda musí být od sebe odděleny, aby nemohly vzájemně reagovat, ale zároveň musí být spojeny iontově vodivým médiem zvaným elektrolyt. Když se baterie vybíjí, dodává elektrony na jeden terminál, posouvá je přes vnější obvod a přijímá je zpět na druhém terminálu. Elektrolyt umožňuje, aby elektrický náboj, ve formě iontů, proudil uvnitř baterie a dokončoval obvod. Elektrolyt musí vést ionty, nikoliv elektrony. Pokud by elektrolyt vedl elektrony, byla by baterie vnitřně zkrácena stejně, jako kdyby byly svorky spojeny kovovým vodičem. Baterie s lithiovými anodami, jako jsou baterie

používané k napájení kardiostimulátorů a ICD, musí používat nevodné elektrolyty, protože lithium snadno reaguje s vodou. Většina baterií na bázi lithia používá směs organických etherů a esterů jako rozpouštědel pro elektrolyt. K tomu, aby byl elektrolyt vodivý, se používá lithná sůl. Například lithium-manganové baterie, ve spotřebitelských výrobcích, často používají elektrolyty obsahující lithnou sůl rozpuštěnou v dimethoxyethan etheru a propylenkarbonátovém esteru.

2.3.4.2 Separátor

Separátor je konstrukční prvek baterie, který udržuje anodu a katodu fyzicky oddělené, čímž zabraňuje zkratu baterie. V bateriích s kapalnými elektrolyty je separátor obvykle porézní polymerní film, který je ponořen do elektrolytu a prostupuje ho. V případě lithium-jódových baterií, které se tradičně používají pro kardiostimulátory, je separátor a elektrolyt jedno a totéž.

2.3.4.3 Sběrač proudu

Sběrač proudu vytváří spojení mezi kladným nebo záporným vývodem akumulátoru a jeho příslušným materiálem aktivní elektrody uvnitř článku. Sběrač proudu je obvykle vodič připojený k síti nebo mřížce, která je vložena do materiálu anody nebo katody. Sběrač proudu může také sloužit jako konstrukční prvek baterie pro zajištění fyzické integrity a pevnosti této elektrody. Některé lékařské baterie používají kryt článku jako kolektor proudu pro jednu z elektrod. Baterie jsou označovány jako "case-negative", pokud je anoda v kontaktu s pouzdrem a "case-positive", pokud je katoda v kontaktu s pouzdrem (7).

2.3.5 Funkční vlastnosti baterie

2.3.5.1 Kapacita

Základní jednotka kapacity baterie je coulomb nebo ampérsekunda. To je množství náboje, které je dodáno jednou ampérou proudu za jednu sekundu. V souvislosti s implantabilními zařízeními je obvyklé použití jednotky Ah, což představuje náboj nesený proudem jedné ampéry proudící po dobu 1 hodiny. Jedna Ah odpovídá 3600 C. Baterie pro implantabilní zdravotnické prostředky se mohou pohybovat v rozsahu od zlomku ampérhodiny do 7 Ah. Vzhledem k tomu, že kapacita má silnou souvislost s užitečnou životností zařízení, jsou baterie s menší kapacitou používány v zařízeních s kratší dobou trvání implantátu, menšími kapacitními potřebami pro terapii a elektroniku nebo v zařízeních, která lze dobít.

Odhad dodané kapacity implantabilních lékařských baterií je vzhledem k jejich dlouhé životnosti velmi obtížný. Časový rámeček pro provoz většiny implantabilních zdravotnických prostředků je tak dlouhý (5–10 let), že měření kapacity v reálném čase není praktické. Pro odhad množství dodávané kapacity v těchto bateriích se obvykle používají zrychlené testy a modely. Technologie v této oblasti je nyní dobře rozvinutá a je možné provádět vysoce přesné projekce kapacity dodávaných baterií v rozsahu podmínek použití.

Minimální kapacita baterie potřebná k dosažení stanovené životnosti může být vypočtena z průměrného proudu potřebného pro tuto jmenovitou sadu podmínek. Následující rovnice se týká životnosti pulzního generátoru L , dodávané kapacity baterie, Q a průměrného stimulačního proudu I .

$$L = Q / 8766 I \quad \text{Rovnice 3 (7)}$$

Jednotka L je v řádu let, Q je v miliampérhodinách, a I je v miliampérech. Konverzní faktor 8766 (365,25 dní v roce * 24 hodin denně) je nutný, protože dlouhověkost je vyjádřena v letech, nikoli hodinách.

Skutečná kapacita, která je vestavěna do baterie, musí být větší než Q . Je to proto, že je zapotřebí dodatečná kapacita, aby bylo možné zohlednit vlastní vybití a další parazitní ztráty kapacity. Musí být také zahrnuta větší kapacita, aby byl umožněn časový interval mezi indikátorem EOL a časem, kdy baterie již nemůže napájet zařízení.

Stručně řečeno, široký rozsah parametrů stimulace, které lze zvolit, může mít dramatický vliv na proudový odběr z baterie v implantovaném kardiostimulátoru. Například u stejného pacienta může kardiostimulátor s 6letou životností při jmenovitých stimulačních parametrech dosáhnout svého času výměny v jednom extrému za 2 roky nebo více než 10 let v druhém extrému.

2.3.5.2 Energie a hustota energie

Základní jednotka energie je joule. To představuje energii danou jedním coulombem náboje, který je zrychlen rozdílem potenciálu jednoho voltu. Jeden joule je také energie přenášená jedním wattem energie za jednu sekundu, energie baterie je často vyjádřena ve watthodinách namísto joule. Jedna watthodina odpovídá 3600 J. Stejně jako kapacita baterie je často měřena v ampérhodinách.

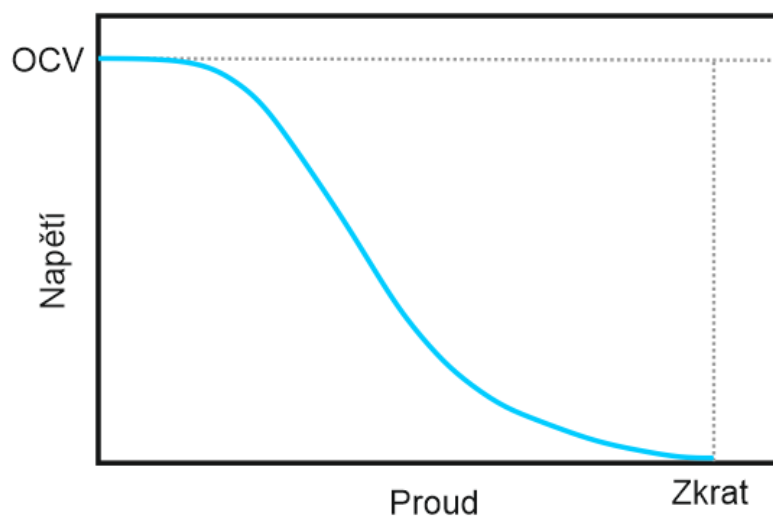
Důležitým parametrem baterie při konstrukci implantabilního zařízení je hustota energie, která může být vyjádřena na základě hmotnosti nebo objemu. Pro lékařské aplikace je objem obvykle důležitější než hmotnost, proto se nejčastěji používá hodnocení založená na objemové hustotě energie. Moderní baterie pro implantabilní zařízení mají hustotu energie až $1 \text{ Wh} / \text{cm}^3$, včetně pouzdra.

2.3.5.3 Stechiometrie

Specifické množství anodových a katodových materiálů, které budou reagovat, je určeno stechiometrií reakce baterie. Článek, který obsahuje přesně požadovaný poměr anodových a katodových materiálů, je označována jako vyrovnaný článek. Většina lékařských baterií však není navržena s přesně stechiometrickým poměrem aktivní katody a anody, aby se zajistila předvídatelná charakteristika konce provozu. V mnoha případech je anoda (lithium) v přebytku, takže pokles napětí v blízkosti konce životnosti není příliš náhlý.

2.3.5.4 Napětí a proud

Napětí akumulátoru s otevřeným okruhem lze vypočítat z termodynamické volné energie pro výbojovou reakci. To je napětí, které se bude měřit, když se nevyskytnou žádná kinetická omezení, což je podmínka, která se vyskytuje pouze tehdy, když je z baterie odebráno nevýznamné množství proudu. S nástupem proudu bude napětí na svorkách baterie menší než hodnota otevřeného obvodu. Jak chemie, tak konstrukce baterií určují vztah mezi napětím a proudem odebíraným z baterie. Například olověná baterie pro automobilové použití je vyrobena z velmi vodivých materiálů a je navržena s velkými elektrodami s velkým povrchem, takže z ní mohou být čerpány extrémně vysoké proudy pro spouštění motoru. Na druhé straně, tranzistorová radiová baterie je navržena s malými elektrodami, protože relativně malé proudy jsou typicky potřebné pro napájení malých, přenosných elektronických zařízení. Typická volt-ampérová charakteristika je znázorněna na obr. 6 kde se napětí blíží napětí s otevřeným obvodem, jak se proud blíží nule. Na druhém konci je pozorován maximální (zkratový) proud, když se zátěžové napětí blíží nule.



Obr. 6 Typická V-A charakteristika (7)

Odběr proudu závisí na charakteristice obvodu kardiostimulátoru a požadavcích na terapii. Má dvě hlavní složky: statický proud, který pohání elektronické komponenty, i když není dodána žádná terapie, a terapeutický proud. Trendem vývoje implantovatelných přístrojů bylo, že současné požadavky se snižují s tím, jak se zlepšují technologie, což vede k menším bateriím, a tím i kardiostimulátorům, při zachování relativně stálé životnosti. Očekává se, že tento trend bude pokračovat, ale nové vlastnosti a terapeutické postupy dočasně zvyšují požadovaný proud. U ICD je situace poněkud složitější, protože se jedná o velmi nepředvídatelnou směs terapií bradykardie a tachyarytmie a konstantní potřebu mít velmi vysoký výkon v jakémkoli zařízení, které může být nutné k rychlému dodání defibrilačního šoku.

2.3.5.5 Odpor

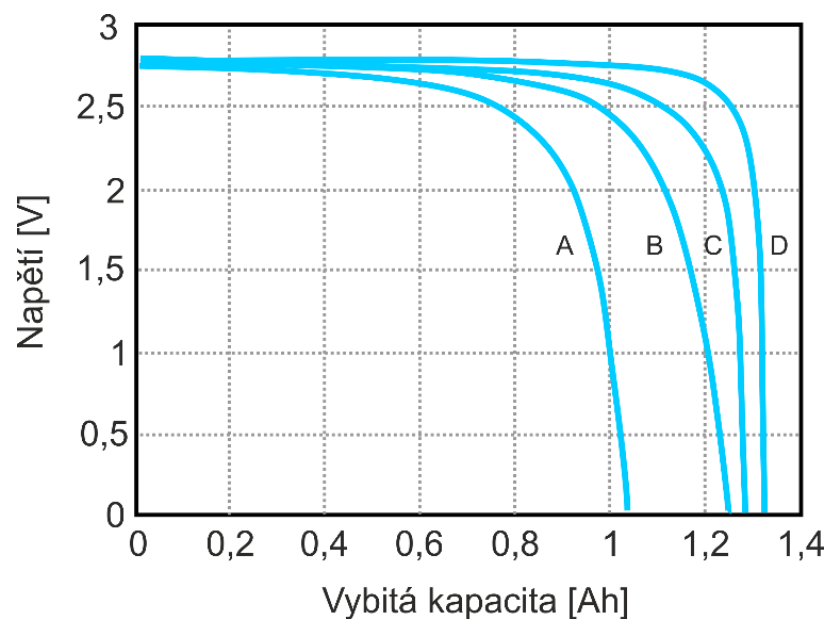
Elektrická impedance a odpor jsou důležité vlastnosti baterie, které hrají významnou roli v mnoha implantabilních zařízeních. Pojmy impedance a odpor se často používají zaměnitelně, ale nejsou úplně stejné. Oba jsou termíny pro změnu napětí na jednotku změny proudu v elektrickém obvodu, ale jsou měřeny za různých podmínek. Impedance je obecnější termín, zahrnující účinky odporu, kapacitance, indukčnosti a dalších prvků obvodu na vztah mezi napětím a proudem. Odporová složka impedance se měří metodami stejnosměrného proudu. Střídavý proud a přechodové metody se používají k měření dalších složek impedance kromě odporu.

Pro jednoduché, odporové, elektrické obvodové prvky, popisuje Ohmův zákon přesně lineární vztah mezi poklesem napětí a odpovídající změnou proudu s odporem jako konstantou proporcionality. Baterie je však komplexní elektrochemické zařízení s několika časově závislými nebo nelineárními procesy pracujícími v sériových nebo paralelních kombinacích. Různé procesy mohou dominovat na různých úrovních proudu, hloubkách výboje a času. V důsledku toho je vztah mezi proudem a napětím akumulátoru obecně nelineární, a to i při velmi nízkých proudech.

2.3.6 Nechtěné chování baterie

2.3.6.1 Polarizace

Polarizace je jakýkoliv proces, který způsobí, že napětí na svorkách baterie klesne pod hodnotu otevřeného obvodu. Jednou z hlavních příčin je vnitřní odpor baterie. To je zobrazeno na obr. 7 pro lithium-jódovou baterii, ale do určité míry to platí pro všechny baterie.



Obr. 7 Průběh vybíjení (7)

Obr. 7 ukazuje křivky pro napětí a kapacitu při čtyřech konstantních rychlostech vybíjení. Rozdíly v těchto křivkách jsou způsobeny zejména poklesem napětí spojeným s vnitřním odporem baterie. Jiné přispívající prvky ztráty napětí jsou koncentrační polarizace, která je spojena s koncentračními gradienty, které se mohou vyvinout v

elektrolytu nebo aktivních materiálech elektrod, a aktivační polarizací, která je spojena s kinetikou reakcí přenosu elektronů na rozhraní elektrod a elektrolytu.

Všechny tyto procesy se do určité míry vyskytují, když je proud odebírán z baterie. Čistý účinek těchto kinetických omezení je vždy pozorován jako snížení napětí na svorkách baterie. Obecně platí, že ani koncentrační polarizace ani polarizace přenosu elektronů nejsou v souladu s Ohmovým zákonem.

2.3.6.2 Samovybíjení

Samovybíjení je spontánní vybíjení článku nebo baterie spíše vnitřními chemickými reakcemi než užitečným elektrochemickým výbojem. Dobrým příkladem je baterie, která nefunguje v případě potřeby po delší době skladování. Jeden mechanismus, kterým může dojít k samovybíjení, zahrnuje pomalou přímou reakci mezi anodou a katodou. To může nastat, jestliže jeden nebo oba aktivní elektrodové materiály jsou velmi málo rozpustné v elektrolytu. Jiné procesy s vlastním dělením mohou zahrnovat reakce mezi anodou nebo katodou a další látkou v baterii, jako je rozpouštědlo v elektrolytu. Často se nazývají parazitní reakce. Typickým příkladem by byla reakce mezi anodou a rozpouštědlem elektrolytu za vzniku pasivního filmu na lithiové anodě nebo za vzniku plynu. Tyto parazitické reakce jsou obvykle velmi pomalé, ale protože se očekává, že lékařské baterie budou fungovat po mnoho let, jejich kumulované účinky mohou být značné. Některé parazitické reakce, jako je reakce mezi lithiem a elektrolytem, nemusí být zřejmé po celou dobu, protože implantabilní baterie jsou typicky navrženy s nadbytkem lithia. Protože je těžké měřit velmi pomalou rychlost samovybíjení nebo jiných parazitických reakcí, byly k tomuto účelu použity techniky, jako je mikrokalorimetrie, které mohou detekovat malé množství tepla, které je uvolňováno. Generované teplo může být použito pro výpočet rychlosti samovybíjení použitím termodynamických principů. Posouzení samovybíjení je důležitým prvkem při stanovení přesných prediktivních modelů výkonu baterií, které mohou být použity jak při návrhu zařízení, tak při odhadu životnosti.

2.3.7 Lithium-iontové baterie

Tyto baterie představují obrat v oblasti napájecích zdrojů pro různé aplikace. Je to díky těmto vlastnostem:

- vysoká hustota energie
- nízké samovybíjení

- dlouhá životnost
- bezúdržbovost
- žádný paměťový efekt
- poměrně široká provozní teplota
- možnost miniaturizace

na rozdíl od toho je třeba zmínit i některé slabé stránky:

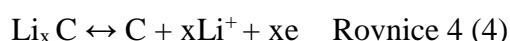
- relativně vysoké počáteční náklady
- potřeba ochranného obvodu, aby nedošlo k přetížení, nadměrnému vybití a nadměrnému nárůstu teploty
- degradace při vysoké teplotě
- nižší výkon než Ni-Cd nebo Ni-Mh, zejména při nízkých teplotách (3)

Nicméně je třeba zdůraznit, že některé z výše uvedených nedostatků se postupně zlepšují, například náklady se neustále snižují, některé Li-ion baterie (zvláště polymerní) mohou pracovat se zjednodušenými ochrannými prvky a napájení bylo výrazně vylepšeno, díky správné bateriové technice a novým pozitivním elektrodám.

Li-ion článek je založen na dvou elektrodách schopných vkládat Li^+ do své struktury. Termín vkládání zahrnuje jak dvou, tak trojrozměrné struktury. V případě dvourozměrných (vrstvených) struktur je přednostně používá termín interkalace. Většina komerčních Li-ion baterií má v současnosti negativní uhlík, LiCoO_2 jako pozitivní a organický kapalný nebo polymerní elektrolyt. Nicméně, po mnoha letech převládání páru C / LiCoO_2 se objevily nové materiály elektrod, zejména jako náhrada za pozitivní (7).

2.3.8 Interkalace

V čistém grafitu lze do 6C atomů interkalovat až 1 Li^+ , což je omezující složka LiC_6 . Interkalační / deinterlační reakce Li^+ na záporné elektrodě může být popsána jako



2.3.9 Princip Lithium-iontových baterií

LiCoO_2 má stechiometrickou oktaedrickou mřížkovou strukturu se střídavým uspořádáním vrstev Li^+ a Co^{3+} . Během nabíjecího procesu se lithiové ionty deinterkalují z vrstvené struktury kladné elektrody, uvolní se elektron a současně se oxiduje Co^{3+} do

Co^4 . Při vybíjecím procesu s interkalací Li^+ do mřížky se Co^{4+} sníží na Co^{3+} a získá jeden elektron. V případě záporné elektrody se jako příklad používá grafit. S interkalací Li^+ do mezivrstvy grafitu, se současně získá jeden elektron z mřížky, aby se obrátil k atomovému stavu lithia. Během procesu vybíjení atomový stav lithia ztrácí jeden elektron, aby se stal lithium-iontem a deinterkaluje z grafitových vrstev. Protože se lithium pohybuje sem a tam mezi kladnou elektrodou a zápornou elektrodou, nazývalo se to jako houpačí křeslo. Společnost Sony Corporation jako první nazvala lithium-iontovou baterii, která je obecně používaným názvem i pro širokou veřejnost.

2.3.10 Požadavky na materiál kladné elektrody

Oxidy kovů, které se používají k výrobě pozitivních elektrodových materiálů pro lithium-iontové baterie, obvykle zahrnují lithium kobaltové oxidy, lithium niklové oxidy, oxid lithný, oxid vanadičitý a další, jako jsou oxidy železa (3).

Interkalační sloučeniny se obecně používají jako pozitivní elektrodový materiál v lithium-iontových bateriích. V ideálním případě by materiály kladné elektrody měly mít následující charakteristiky:

- V interkalační směsi $\text{L}_x\text{M}_y\text{X}_z$ by kovový iont (Mn^+) měl mít vysoký redoxní potenciál pro dosažení vysokého výstupního napětí.
- Aby se dosáhlo vysoké kapacity, velké množství iontů lithia v interkalační sloučenině $\text{L}_x\text{M}_y\text{X}_z$ by mělo být reverzibilně interkalováno a deinterkalováno, tj. hodnota x by měla být co možná největší.
- Aby se zajistil dobrý cyklus, interkalace / deinterkalace iontů lithia by měla být v průběhu celého procesu reverzibilní a v hlavní struktuře hostitele by měla být malá nebo žádná změna.
- Změna redoxního potenciálu s hodnotou x by měla být co možná nejmenší, takže výstupní napětí akumulátoru se významně nemění a může udržovat relativně stabilní nabíjení a vybíjení.
- Interkalační sloučenina by měla mít dobrou elektrickou vodivost a vodivost lithiových iontů, aby snížila polarizaci a realizovala nabíjení / vybíjení při vysoké proudové hustotě.
- Interkalační směs by měla mít dobrou chemickou stabilitu a neměla by reagovat s elektrolytem v celém rozsahu napětí.

- Pro umožnění nabíjení a vybíjení při vysoké hustotě proudu by ionty lithia měly mít v elektrodovém materiálu relativně vysoký koeficient difuze
- Z hlediska praktického použití by měla být interkalační směs nenákladná, netoxická a ekologická (3).

2.3.11 Požadavky na materiál záporné elektrody

Pro záporné elektrody se používají grafitové uhlíkové materiály, amorfní uhlíkové materiály, nitridy, materiály na bázi silikonu, materiály na bázi cínu, nové slitiny, nanooxidy a další materiály. V ideálním případě by materiály záporné elektrody měly mít následující charakteristiky:

- Redoxní potenciál by měl být co možná nejnižší, pokud jsou ionty lithia vkládány do záporné elektrodové matrice. Čím blíže se jedná o potenciál kovového lithia, tím vyšší bude výstupní napětí akumulátoru.
- Aby byla dosažena vysoká reverzibilní kapacita, měl by být velký počet lithiových iontů schopen interkalovat a reverzně deinterkalovat v matrici, což znamená, že hodnota x by měla být co možná největší.
- Během celého procesu interkalace a deinterkalace by ionty lithia měly být schopny reverzně interkalovat a deinterkalovat, matice by měla vykazovat malou nebo žádnou změnu, aby zajistila dobrý cyklus.
- Změna redoxního potenciálu by měla být co nejmenší se změnou x , takže napětí baterie se nemění a udržuje relativně stabilní nabíjení a vybíjení.
- Interkalační sloučeniny by měly mít dobrou elektronickou vodivost a vodivost lithiových iontů, aby se snížila polarizace a aby se dosáhlo nabíjení / vybíjení při vysoké hustotě proudu.
- Matricový materiál by měl mít dobrou chemickou stabilitu v celém rozsahu napětí a nereagovat s elektrolyty po vytvoření pevné elektrolytické mezifáze.
- Lithiové ionty by měly mít v matrici relativně velký difúzní koeficient, aby se usnadnilo rychlé nabíjení a vybíjení.
- Z hlediska praktického použití by měla být interkalační směs nenákladná, netoxická a ekologická (3).

2.3.12 Použití baterií v implantabilních zařízeních

Baterie používané k napájení implantabilních kardiostimulátorů a ICD jsou dobře utěsněny, nejčastěji v hermeticky svařovaných nádobách se skleněnými elektrickými průchodkami pro elektrické propojení mezi vnitřkem a vnějškem baterie. Utěsnění je nezbytné, kvůli zabránění jakémukoliv vzájemnému zaměňování materiálů mezi baterií a okolím. Lékařské baterie jsou obvykle považovány za hermeticky uzavřené, pokud míra úniku testovacího plynu, nejčastěji používáno hélium, z baterie je menší než $1 \times 10^{-7} \text{ cm}^3 / \text{s}$ při rozdílu tlaku jedné atmosféry mezi vnitřkem a vnějškem baterie.

Nejdůležitějším požadavkem při výběru baterií pro implantabilní zařízení je vysoká spolehlivost. Dále pak životnost přístroje, která přímo souvisí s hustotou energie baterie, návrhem obvodu a celkovou velikostí zařízení. Jakmile jsou definovány všechny požadavky na aplikaci, lze zjistit požadavky na proud, napětí a kapacitu baterie. Velkým omezením je fyzický prostor, a to jak objem, tak tvar zařízení, ve kterém je baterie uložena. Jakmile je toto určeno, lze vypočítat požadovanou hustotu energie a vyhodnotit různé návrhy systému baterií. V případě ICD je třeba si uvědomit, že baterie má asi třetinu objemu. Oběh má další třetinu a kondenzátory vyplňují zbývající objem. V kardiostimulátoru zabírají baterie a obvody přibližně polovinu objemu viz obr. 8 (7).



Obr. 8 Rozložení uvnitř kardiostimulátoru (autor)

Důležitými parametrem pro zařízení je požadavek na špičkový výkon. Spotřeba energie se například výrazně liší u kardiostimulátorů a ICD. Kardiostimulátory používají velmi malé množství energie, když simulují srdce, řádově 15 μJ . ICD naopak poskytuje až 40 J, když poskytují defibrilační šok. Baterie optimalizovaná pro kardiostimulátor by se nikdy nemohla přiblížit dodávce energie, která je nutná pro napájení ICD. Stejně tak, baterie pro ICD není optimální volbou pro napájení kardiostimulátoru, ačkoli by mohla snadno dodávat potřebný proud, a to, protože vysoce výkonná konstrukce baterie ICD bude mít podstatně nižší hustotu energie než baterie kardiostimulátoru. Pokud by tedy byla baterie ICD používána primárně pro stimulaci a všechno ostatní bylo stejné, musela by být dvakrát větší než baterie optimalizovaná pro kardiostimulátor pro dosažení stejné životnosti. Díky více funkcím, jako je například bradykardická stimulace a defibrilace je optimalizace baterie pro dlouhou životnost a výkon stále složitější. Například dnes Li-ion baterie může udržet odpovídající napětí, i když jeho vnitřní odpor dosáhne několika tisíc ohmů. Na druhé straně ICD může mít špičkové požadavky na výkon přibližně 10 000krát vyšší než u kardiostimulátoru. Při takovém vysokém výkonu by napětí Li-ion baterie kleslo téměř na nulu a výkon dodávaný do zařízení by byl téměř nulový.

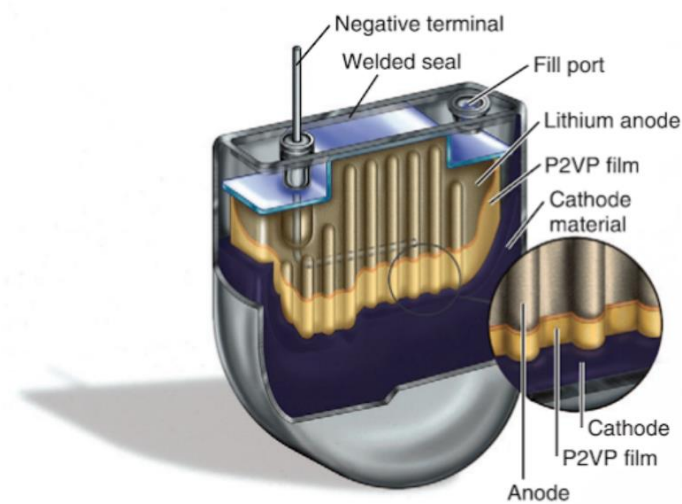
V posledních letech se rozdíl mezi potřebou baterií s vysokým a nízkým výkonem stal poněkud nejasným, protože funkce, jako je dálková telemetrie a vícenásobná stimulace, potřebují k provozu více proudu a větší kapacitu. Výsledkem je, že návrháři baterií byli vyzváni k vývoji více středně výkonných baterií, které mohou dodávat více energie než baterie kardiostimulátoru v minulosti a zároveň mají vysokou hustotu energie (7).

2.3.13 Konstrukce

2.3.13.2 Lithium-jód

Lithium-jódová baterie je pravděpodobně nejznámější implantabilní baterií, z důvodu použití ve většině kardiostimulátorů. První implantát kardiostimulátoru poháněného lithium-jódovou baterií se objevil v roce 1972. Nyní bylo implantováno nejméně 15 milionů kardiostimulátorů napájených lithium-jódovou baterií. Použití tohoto bateriového systému podporuje mnoho faktorů. Mají vysokou hustotu energie a nízkou rychlost samovybíjení, což má za následek dobrou životnost a malou velikost. Vysoká impedance lithium-jódové baterie nebyla doposud velkou nevýhodou, protože proud vyžadovaný moderními obvody kardiostimulátorů je nízký, typicky okolo 10 μA .

Všimněte si, že mnohem větší proud dodávaný během stimulačního impulsu je odebírán z kondenzátoru, který se může dobít mezi stimulačním impulsem. Napěťové a impedanční charakteristiky lithium-jódového článku také umožňují kliníkovi sledovat blížící se indikaci EOL. Tento bateriový systém je jednoduchý, elegantní v koncepci a odolný vůči mnoha běžným způsobům selhání. Výsledkem je, že lithium-jódové baterie dosáhly rekordní spolehlivosti mezi elektrochemickými zdroji energie.

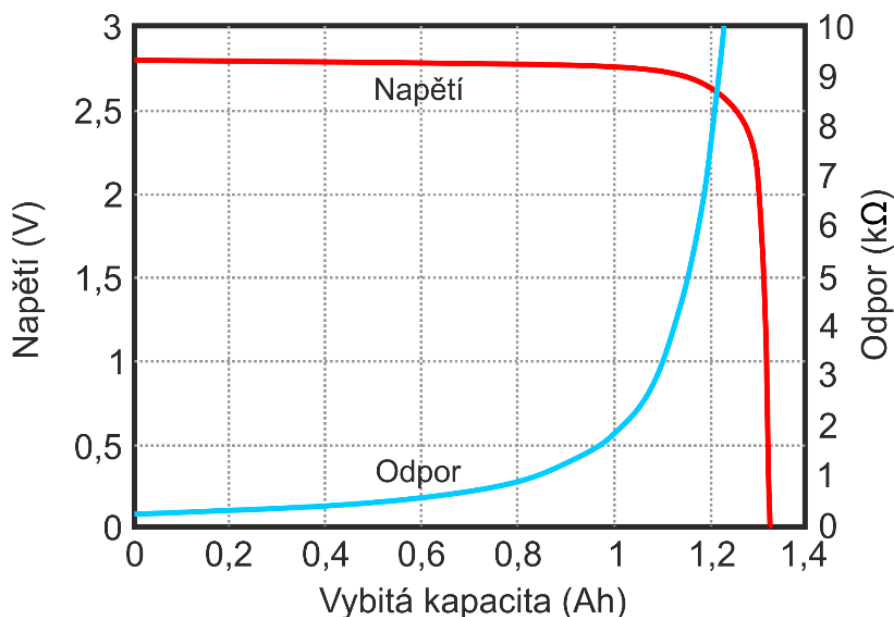


Obr. 9 Konstrukce baterie (7)

Obr. 9 znázorňuje pohled v řezu na typickou lithium-jódovou baterii. Obecně mají lithium-jódové baterie jednu centrální lithiovou anodu, která je obklopena katodovým materiálem, který je alespoň z 96 % jód a byl tepelně zreagován s polymerním materiálem za vzniku vodivé směsi. Na tomto obrázku jsou viditelné centrální anody s vloženým kolektorem a jódovou katodou, která naplňuje většinu objemu uvnitř baterie. Tento obrázek také ukazuje několik dalších důležitých struktur. Jedním z nich je elektrická průchodka, která spojuje anodu s vnější stranou článku. Pouzdro slouží jako místo elektrického spojení s katodou, která je v přímém kontaktu s vnitřkem nádoby. Další viditelné rysy je plnicí otvor. Plnicí otvor je prostředek, kterým se katodová směs zavádí do článku, poté se plnicí otvor hermeticky uzavře.

Obr. 10 ukazuje charakteristický tvar křivek napětí a odporu jako funkci vybití pro typickou lithium-jódovou baterii. Během většiny života akumulátoru je napětí stabilní okolo 2,8 V a zvyšuje se impedance, která pozvolna stoupá a zvyšuje se hustota elektrolytu. Blízko konce životnosti baterie, odpor katody rychle převyšuje odpor

článku, protože katoda snižuje obsah jodu a je méně vodivá. Výboj, v němž převládá odpor katody a klesá napětí článku, se používá k signalizaci blížícího se EOL u většiny kardiostimulátorů napájených lithiium-jódovými bateriemi.



Obr. 10 Vztah napětí a odporu (7)

V dnešní době nové funkce jako zvýšené využití paměti pro zachycení a ukládání informací o elektrické aktivitě srdce, potřeba rychlejší a dálkové telemetrie pro přenos těchto informací mimo tělo, nová fyziologická srdeční resynchronizace a léčba fibrilace síní vyžadují vyšší výkon. V mnoha případech tyto špičkové požadavky na výkon přesahují kapacitu lithiium-jódových baterií. Tyto funkce s vyšším výkonem jsou nyní podporovány novými technologiemi s podobnou hustotou energie jako lithiium-jódové baterie, ale mnohem vyšším výkonem.

2.3.13.2 Lithium-monofluorid uhlíku

Monofluorid uhlíku, také známý jako CF_x , je katodový materiál s velmi vysokou kapacitou a střední výkonem. Materiál CF_x je prášek, který je smíchán s uhlíkem jako zesilovačem vodivosti plus polymerním pojivem a pak je lisován do porézní pelety. Baterie je tvořena lithiovou anodou, porézním polymerním separačním materiálem a porézní lisovaná katodová peleta z lisovaného prášku. Na rozdíl od lithiium-jódové baterie, lithiium- CF_x baterie používá kapalný elektrolyt, který se skládá z lithné soli rozpuštěné v organickém rozpouštědle nebo směsi rozpouštědel. Hustota energie této

baterie je podobná hustotě lithium-jódové baterie, ale přináší výrazně vyšší výkon. Jedním z rysů systému Li-CF_x je, že pokles napětí v blízkosti konce životnosti baterie bývá poměrně náhlý, takže je pro výrobce náročné konstruovat adekvátní varování času výměny (7).

2.3.13.3 Hybridní baterie

Byla vyvinuta nová chemie lithiových baterií s katodou z oxidu stříbra a vanadia (SVO) a CF_x, která splňuje potřeby implantabilních přístrojů s vyššími nároky na výkon (9). SVO má vysokou výkonnost a je to stejný katodový materiál používaný i k napájení ICD. Směs dvou katodových materiálů, označovaná jako hybridní katoda, poskytuje primární baterii, která má v porovnání s lithium-jódovou baterií je hustota energie 100násobná. Díky tomu může podporovat nové funkce zařízení. Složení hybridu může být zvoleno na základě aplikace, zvýšení kapacity s větším podílem CF_x nebo zlepšení výkonu a charakteristik konce provozu s více SVO. Pro aplikace s nízkým a středním výkonem může být kompozice zvolena tak, aby 85 % až 90 % kapacity baterie pocházelo z CF_x. V této řadě kompozic mohou efektivně navržené hybridní katodové baterie se střední rychlostí odpovídat lithium-jódu v hustotě energie přibližně 1 Wh / cm³.

Existují dva základní typy hybridních katodových baterií, které byly použity v implantabilních kardiostimulátorech. Rozdíly ve dvou provedeních se týkají konstrukce katodového peletu. V jednom případě se peleta zkonstruuje za použití homogenní směsi aktivních materiálů SVO a CF_x. V druhém případě se pak peleta skládá z CF_x a SVO v oddělených vrstvách se SVO vrstvou přiléhající k lithiové anodě. V obou případech katody také obsahují polymerní pojivo a uhlík jako zesilovač vodivosti (7).

2.3.13.4 Lithium-Manganičitý oxid

Baterie s lithium-manganičitým oxidem jsou používány v nové generaci kardiostimulátorů komercializovaných jedním výrobcem. Oxid manganičitý má dobré charakteristiky hustoty energie a výkonu a vykazuje nízké samovybíjení. Přestože teoretická hustota energie oxidu manganičitého je nižší než u CF_x, její dobré výkonové možnosti umožňují výstavbu baterií s jednou katodovou peletou vhodných pro kardiostimulátory. Jak je typické pro aplikace s nízkou až střední zátěží, použití silných katod umožňuje maximální hustotu energie pro dosažení dobré životnosti baterie. Vzhledem k tomu, že lithium-manganové baterie vykazují vyšší výkon v porovnání s

lithium-jódovými bateriemi, mohou být úspěšně napájena zařízení, která vyžadují vyšší výkon, například bezdrátovou telemetrii schopnou komunikace po delší vzdálenosti.

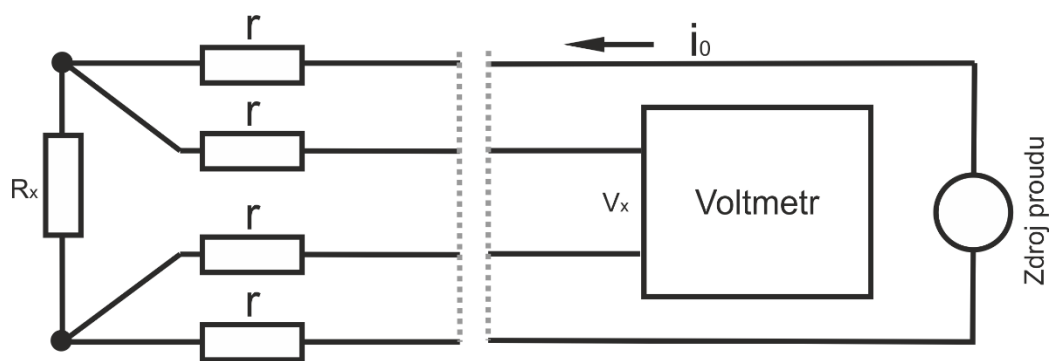
2.3.13.5 Budoucí technologie

Bezdrátový stimulátor využívající indukované energie neobsahuje žádnou baterii a veškerou energii vytváří indukcí energie vytvářené pomocí svalové aktivity (11). Stimulační systém se skládá v podstatě ze dvou složek: vysílací jednotky, tvořené primární cívkou, která je implantovaná pod kůži nebo pod (16) velký prsní sval (8) přímo nad srdcem a malou přijímací jednotkou, kterou tvoří sekundární cívka, implantovaná vpravo nebo vlevo do srdeční komory. Energie pro napěťový impuls ke stimulaci srdce je přenášena magnetickým polem. Subkutánní cívka tak vytváří střídavé magnetické pole a přijímací cívka v srdci převádí část energie tohoto magnetického pole přímo na napěťové pulsy pro stimulaci. Použitím konceptu přímé konverze se požadovaný tvar pulsu získá specifickými vlastnostmi přijímací cívky jako je tvar, počet závitů, vhodný materiál jádra, kondenzátor, usměrňovač a charakteristikami vnějšího magnetického pole. V důsledku toho mohou být charakteristiky stimulačních pulzů, tj. amplituda a doba trvání, volně modifikovány programováním vysílací jednotky (16).

2.4 Čtyřvodičová metoda měření

Pokud chceme odstranit z měření vliv odporu vodičů použijeme tzv. Čtyřvodičovou metodu, její zapojení ukazuje obr. 11. Objekt, který je předmětem měření, je připojen k obvodu přes čtyři vodiče. Dva vodiče jsou připojeny ke zdroji proudu a dva další k voltmetru. Zdroje konstantního proudu mají velmi vysoké výstupní odpory, proto proud, který prochází smyčkou, je téměř nezávislý na všech odporech r v této smyčce. Vstupní impedance voltmetru je velmi vysoká, z proudu smyčky k voltmetru tedy není odkloněn žádný proud. Úbytek napětí na rezistoru R_x je

$$\mathbf{V_x = R_x i_0} \quad \text{Rovnice 4 (17),}$$



Obr. 11 Čtyřvodičová metoda (17)

který je nezávislý na jakémkoliv odporu r připojovacích vodičů. Čtyřvodičová metoda je velmi účinným prostředkem pro měření a je poměrně široce používána jak ve vědě, tak i v průmyslu (17).

3 Výzkumná část

3.1 Cíle práce

Cílem této práce bylo zjistit jaká je vybíjecí charakteristika baterie kardiostimulátoru jako taková, a dále pak jak se liší při různých teplotách. Z těchto informací bylo cílem navrhnout doporučení pro zvýšení životnosti napájecího systému kardiostimulátoru.

3.2 Metodika výzkumu

Výzkumná část se zabývá testováním baterií, konkrétně tedy bateriemi kardiostimulátorů. Celkem bylo použito pět baterií, z nichž většina byla od jednoho výrobce. Výzkum probíhal na Technické univerzitě v Liberci na budově L.

3.2.1 Testování baterií

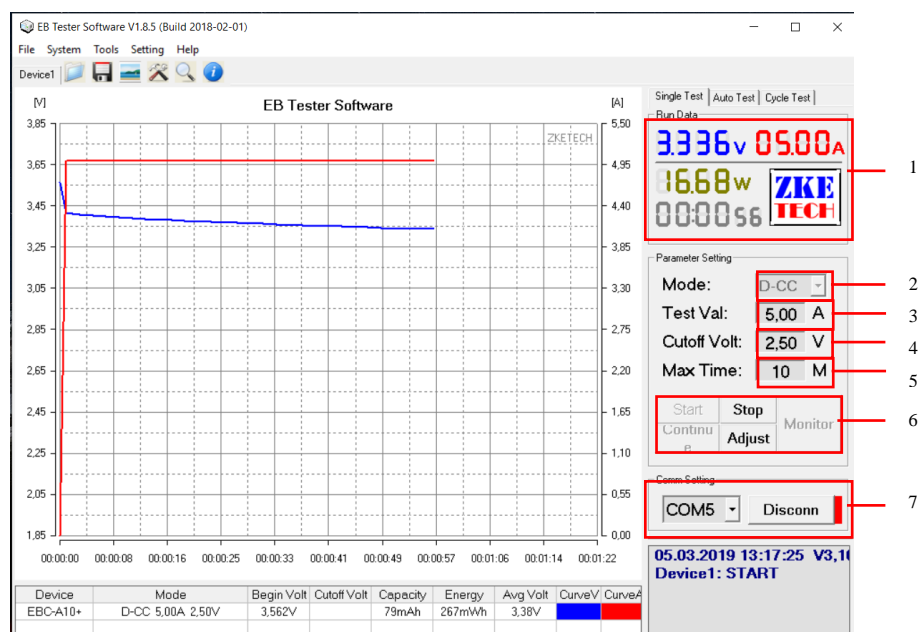
Před začátkem měření reálných baterií kardiostimulátoru byl provedeny cvičné testy na cvičné baterii, z důvodu osvojení si základů testování a získání určitého vhledu do problematiky.

Baterie se testovala pomocí bateriového testeru viz obr. 12. Tester byl schopný baterii nejen zatížit a tím pádem ji vybit, ale i opětovně nabít na požadované parametry. Vybíjení a nabíjení bylo možné v několika režimech, v našem případě pak vybíjení při konstantním proudu a nabíjení při konstantním napětí. Baterie byla připojena pomocí tzv. Čtyřvodičové metody, z důvodu přesnějšího měření.



Obr. 12 Přístroj k testování baterií (autor)

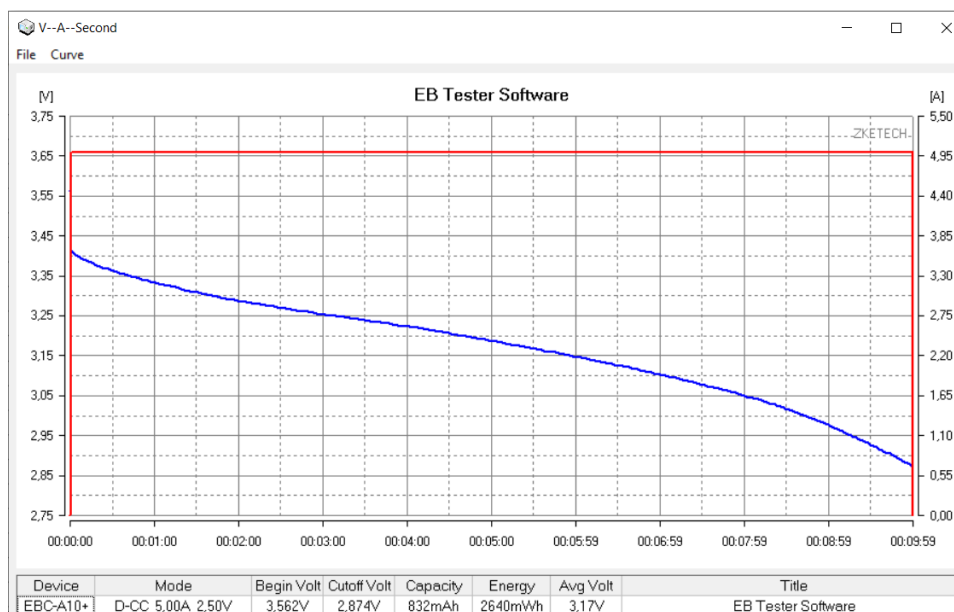
K bateriovému testeru byl potřebný také software k ovládání přístroje a následné analýze naměřených dat viz obr. 14. Přístroj byl připojený k počítači pomocí USB a zobrazuje data v reálném čase viz obr. 13.



Obr. 13 Software testeru (autor)

Popis programu:

1. Stav baterie
2. Testovací režimy
v našem případě použit režim D – CC tzn. vybíjení za konstantního proudu
3. Testovací proud
4. Konečné napětí
5. Doba testu
6. Ovládací panel
7. Připojení přístroje (19)



Obr. 14 Příklad naměřených dat (autor)

3.2.2 Vyjmutí baterie

Po několika cvičných měřeních, během kterých jsem získal jisté základy tohoto typu testování, bylo otevřeno celkem pět kardiostimulátorů, ze kterých byla vyjmuta baterie. Otevření krytu kardiostimulátoru muselo být provedeno velmi opatrně jelikož se jedná poměrně o malý přístroj ve kterém není prostor pro chyby. V případě příliš hlubokého řezu by mohlo dojít k poškození integrovaného obvodu nebo samotné baterie, která by se stala nepoužitelnou. Kryt kardiostimulátoru byl rozříznut pomocí oscilační brusky, tento nástroj byl k tomu to účelu velmi vhodný díky schopnosti přesného a tenkého řezu a konstrukci krytu, který je poměrně tenký. Celý proces zjednodušoval i fakt, že většina kardiostimulátorů byla od jednoho výrobce, a tudíž i stejné konstrukce, kardiostimulátor s odstraněným krytem ukazuje obr. 15.



Obr. 15 Kardiostimulátor bez krytu (autor)

3.2.3 Samotné měření

Po vyjmutí byla baterie připojena k testeru, nejedná se však o tester použitý u cvičné baterie, ale tester s lepšími parametry vhodnější pro tento druh baterií, použití a softwarové prostředí je obdobné. Baterie byla připojena pomocí běžných terminálů vytvořenými výrobcem, kterými je baterie připojena k integrovanému obvodu. Tuto skutečnost zjednodušuje fakt, že jako terminál pro jednu z elektrod je použit kryt baterie.

Dále byly nastaveny parametry testu, kterým byla baterie zatížena. Hodnoty impulsu byly vzaty z reálných údajů jednoho z použitých kardiostimulátorů. Tyto hodnoty bylo však třeba upravit z důvodu omezeného rozsahu testovaných parametrů testeru, a to konkrétně doby trvání impulsu, která byla delší, než je ve skutečnosti. Hodnoty byly proto upraveny, aby energie impulsu zůstala stále stejná.

4 Diskuze

I když se na první pohled zdá, že měření bylo neúspěšné a nepřineslo v tomto problému, který se týká životnosti baterie kardiostimulátoru žádný posun, dá se považovat za určitý úspěch, neboť bylo zjištěno, že pro takovýto experiment je potřeba použít nové a plně nabitě baterie. Toto zjištění je důležité pro případné pokračování práce na tomto problému a posouvá tedy řešení o kus dále. Navíc z rešerší jsme se dozvěděli spoustu informací o konstrukci a chování takových to baterií, což je dle mého užitečné pro nastavení lepších testů při případném dalším testování.

Jelikož byl použit tester používaný na testování větších baterií, jeho testovací možnosti nebyly ideální pro test baterií kardiostimulátorů, které vytváří impuls délky v řádech milisekund. Případné výsledky by mohli být proto odlišné od reality. Na druhou stranu stimulačních režimů je tolik a pacienti jsou různí s různými počty stimulačních impulsů. Proto by dle mého názoru byl výsledek pouze orientační navíc lékař musí dbát příkazů výrobce a nesmí překročit meze, které jsou výrobcem nastavené.

5 Návrh doporučení pro praxi

Jak bylo zjištěno při měření pro případné další řešení tohoto problému je potřeba měření provádět s novými bateriemi. Použité baterie, byť při změření napětí bez zatížení jsou nad hranicí ERI, tak při zatížení nejsou schopné dodat potřebnou energii. Co se týče životnosti baterie je zde tolik faktorů, které ji ovlivňují, že pro její dobu trvání je nejlepší zvolit vhodné nastavení terapie a zajistit co nejlepší implantaci elektrod.

6 Závěr

Byť první dva cíle nebyly bohužel splněny přináší tato práce, kromě již zmíněného přínosu pro experiment, užitek pro mě jako studenta Biomedicínské techniky, a to získanými informacemi o bateriích používaných v kardiostimulační technice. Navíc se výrobci snaží konstruovat stále lepší a lepší napájecí systémy, takže co platí dnes nemusí platit zítra.

Seznam použité literatury

1. BENNETT, David H. *Srdeční arytmie: praktické poznámky k interpretaci a léčbě*. Praha: Grada, 2014. ISBN 978-80-247-5134-4.
2. KORPAS, David. *Kardiostimulační technika*. Praha: Mladá fronta, 2011. ISBN 978-80-204-2492-1.
3. WU, Yuping, ed. *Lithium-Ion batteries: fundamentals and applications*. Boca Raton: CRC Press, 2015. ISBN 978-1-4665-5733-8.
4. PISTOIA, Gianfranco. *Battery operated devices and systems: from portable electronics to industrial products*. Amsterdam: Elsevier, 2009. ISBN 978-0-444-53214-5
5. MALÝ, Karel. *Elektrotechnika*. Praha: České vysoké učení technické, 2011. ISBN 978-80-01-04866-5.
6. ČAJKA, Josef a Josef KVASIL. *Teorie lineárních obvodů*. Praha: SNTL – Nakladatelství technické literatury, 1979.
7. ELLENBOGEN, K. A., B. L. WILKOFF, G. N. KAY, C. LAU a A. AURICCHIO. *Clinical cardiac pacing, defibrillation, and resynchronization therapy*. Fifth edition. Philadelphia: Elsevier, 2017. ISBN 978-0-323-37804-8.
8. POSPÍŠILOVÁ, B. a J. ŠRÁM, PROCHÁZKOVÁ, O., ed. *Anatomie pro bakaláře II: systém kardiiovaskulární, systém nervový, smyslové orgány, soustava kožní, žlázy s vnitřní sekrecí*. Liberec: Technická univerzita v Liberci, 2015. ISBN 978-80-7494-153-5.
9. HOLDOVÁ, K., L. HODAČOVÁ a P. NEUŽIL. *Nové trendy v kardiostimulaci*. *Cor et vasa. Kardio*. 2014, **56**(5), 587-591. ISSN 0010-8650.
10. LIPOLDOVÁ, J., M. NOVÁK. *Historie trvalé kardiostimulace*. *Kardiologická revue – Interní medicína*. 2006, **8**(4), 166-173. ISSN 2336-288x. Dostupné také z:
<https://www.kardiologickarevue.cz/casopisy/kardiologicka-revue/2006-4/historie-trvale-kardiostimulace-31941>

11. NEUŽIL, Petr. Bezdrátová kardiostimulace – budoucnost nebo fikce? *Kardiologická revue – Interní medicína*. 2015, **17**(3), 194-201. ISSN 2336-288x. Dostupné také z: <https://www.kardiologickarevue.cz/casopisy/kardiologicka-revue/2015-3/bezdratova-kardiostimulace-budoucnost-nebo-fikce-56022>
12. LEE, K; et al. A LOW TEMPERATURE INCREASE TRANSCUTANEOUS BATTERY CHARGER FOR IMPLANTABLE MEDICAL DEVICES. *Journal of Mechanics in Medicine & Biology*. 2016, **5**(1) ISSN: 02195194.
13. SEPŠI, M., D. POSPÍŠIL a M. KOZÁK. Elektrokardiogram a kardiostimulace. *Kardiologická revue – Interní medicína*. 2017, **19**(2), 132-137. ISSN 2336-288x. Dostupné také z: <https://www.kardiologickarevue.cz/casopisy/kardiologicka-revue/2017-2/elektrokardiogram-a-kardiostimulace-61205>
14. OBERFIELD, Mark E. a Thomas A. SPEISER, ed. *Cardiovascular system: anatomy and physiology: short and long-term effects of exercise and abnormalities*. New York: Nova biomedical, 2014. ISBN 978-1-62948-309-2.
15. ŠNOREK, Michal a Alan BULAVA. MR kompatibilní kardiostimulátory a implantabilní kardiovertery-defibrilátory. *Vnitřní lékařství*. 2014, **60**(2), 123-127. ISSN 0042-773x.
16. Wieneke H., T. Konorza, R. Erbel. Leadless pacing of the heart using induction technology: a feasibility study. *Pacing & Clinical Electrophysiology*. 2009, **32**(2), 177–183. DOI 10.1111/j.1540-8159.2008.02200.x. Dostupné také z: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1111/j.1540-8159.2008.02200.x>
17. FRADEN, Jacob. *Handbook of Modern Sensors*. New York: Springer-Verlag New York Inc. 2014. ISBN 978-1-49390-040-4.
18. Bradycardia and Tachycardia Devices: Help manual. St. Jude Medical, [cit. 2019-06-11]. Dostupné také z: <https://manuals.sjm.com/~media/manuals/product-manual-pdfs/b/bba4e937-e890-43a8-b201-e1a3430c6ae7.pdf>

19. EB Tester Software User Manual. Zketch, [cit. 2019-06-11]. Dostupné také z: http://www.zketch.com/nd.jsp?id=15#_np=2_302
20. LIPOLDOVÁ, J., M. NOVÁK. Automatické funkce kardiostimulátorů. *Kardiologická revue – Interní medicína*. 2006, **8**(4), 174-184. ISSN 2336-288x. Dostupné také z: <https://www.kardiologickarevue.cz/casopisy/kardiologicka-revue/2006-4/automaticke-funkce-kardiostimulatoru-31943>

Seznam obrázků

Obr. 1 Schématická značka zdroje napětí a proudu (6)	19
Obr. 2 Ampérvoltová charakteristika ideálního zdroje napětí (6)	19
Obr. 3 Schéma náhradního obvodu skutečného zdroje napětí (6)	20
Obr. 4 Ampérvoltová charakteristika ideálního zdroje proudu (6).....	21
Obr. 5 Schéma náhradního obvodu skutečného zdroje proudu (6)	21
Obr. 6 Typická V-A charakteristika (7).....	26
Obr. 7 Průběh vybíjení (7)	27
Obr. 8 Rozložení uvnitř kardiostimulátoru (autor)	32
Obr. 9 Konstrukce baterie (7)	34
Obr. 10 Vztah napětí a odporu (7)	35
Obr. 11 Čtyřvodičová metoda (17).....	38
Obr. 12 Přístroj k testování baterií (autor).....	40
Obr. 13 Software testeru (autor)	40
Obr. 14 Příklad naměřených dat (autor)	41
Obr. 15 Kardiostimulátor bez krytu (autor).....	42

Seznam tabulek

Tab. 1 Příklad napětí během života (18).....	16
--	----