



# Napájecí systémy kardiostimulátorů

## Bakalářská práce

*Studijní program:* B3944 – Biomedicínská technika

*Studijní obor:* 3901R032 – Biomedicínská technika

*Autor práce:* **Jiří Vitvar**

*Vedoucí práce:* Ing. Jiří Kubín, Ph.D.





# Power systems for pacemakers

## Bachelor thesis

*Study programme:* B3944 – Biomedical Technology

*Study branch:* 3901R032 – Biomedical Technology

*Author:* **Jiří Vitvar**

*Supervisor:* Ing. Jiří Kubín, 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  
*Zadávací katedra:* Fakulta zdravotnických studií  
*Akademický rok:* 2019/2020

### Zásady pro vypracování:

#### Cíle práce:

1. Provést analýzu vlivu provozu kardiostimulátorů na dobu použitelnosti baterie v kardiostimulátoru.
2. Experimentálně zjistit charakteristiku životnosti napájecího systému kardiostimulátoru.
3. Navrhnout doporučení pro zvýšení životnosti napájecího systému kardiostimulátoru.

#### Teoretická východiska:

Napájecí systém kardiostimulátoru musí po dobu životnosti dodat dostatečné množství elektrické energie, jejíž velikost je závislá na režimu stimulace, případně defibrilace. A právě provozní režim kardiostimulátoru 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:

Předpokládáme možnost zpřesnění odhadu životnosti baterie v závislosti na provozním režimu a aktivitě kardiostimulátoru.

#### Metoda:

Experiment

#### Technika práce, vyhodnocení dat:

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

#### Místo a čas realizace výzkumu:

Listopad 2019, CXI

#### Vzorek:

Kardiostimulátory

#### Rozsah práce:

50?70 stran

#### Forma zpracování kvalifikační práce:

Tištěná a elektronická.

Rozsah grafických prací:  
Rozsah pracovní zprávy:  
Forma zpracování práce:  
Jazyk práce:

tištěná/elektronická  
Čeština



### Seznam odborné literatury:

1. BENNETT, David H. Srdeční arytmie: praktické poznámky k interpretaci a léčbě. Praha: Grada, 2014. ISBN 978-80-247-5134-4.
2. NEUŽIL, Petr. Bezdrátová kardiostimulace ? budoucnost nebo fikce? *Kardiologická revue ? Interní medicína*. 2015, 17(3), 194-201. ISSN 2336-288x.
3. 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.
4. HOLDOVÁ, K., L. HODAČOVÁ a P. NEUŽIL. Nové trendy v kardiostimulaci. *Cor et vasa. Kardio*. 2014, 56(5), 587-591. ISSN 0010-8650.
5. 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.
6. 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.
7. BRONZINO, Joseph D. a Donald R. PETERSON. *Medical devices and human engineering*. Fourth edition. Boca Raton: CRC Press, Taylor & Francis Group, 2018. ISBN 978-1-4398-2526-6.
8. SEPŠI, M., D. POSPÍŠIL a M. KOZÁK. Elektrokardiogram a kardiostimulace. *Kardiologická revue ? Interní medicína*. 2017, 19(2), 132-137. ISSN 2336-288x.
9. WU, Yuping, ed. *Lithium-Ion batteries: fundamentals and applications*. Boca Raton: CRC Press, 2015. ISBN 978-1-4665-5733-8.
10. 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.
11. KENNY, Tom. *The nuts and bolts of cardiac pacing*. 2nd ed. Chichester: Wiley-Blackwell, 2018. ISBN 978-1-1195-8111-6.

Vedoucí práce:

Ing. Jiří Kubín, Ph.D.  
Ústav mechatroniky a technické informatiky

Datum zadání práce:

2. září 2019

Předpokládaný termín odevzdání:

30. června 2020

L.S.

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

## Prohlášení

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci jsem vypracoval samostatně jako původní dílo s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím mé bakalářské práce a konzultantem. Jsem si vědom toho, 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 nezasahuje do mých autorských práv užitím mé bakalářské práce pro vnitřní potřebu Technické univerzity v Liberci. Užiji-li bakalářskou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědom povinnosti informovat o této skutečnosti Technickou univerzitu v Liberci; v tomto případě má Technická univerzita v Liberci právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše. Současně čestně prohlašuji, že text elektronické podoby práce vložený do IS/STAG se shoduje s textem tištěné podoby práce. Beru na vědomí, že má bakalářská práce bude zveřejněna Technickou univerzitou v Liberci v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb., o vysokých školách a o změně a doplnění dalších zákonů (zákon o vysokých školách), ve znění pozdějších předpisů. Jsem si vědom následků, které podle zákona o vysokých školách mohou vyplývat z porušení tohoto prohlášení.

6. 3. 2020

Jiří Vitvar

## **Poděkování**

Rád bych poděkoval panu Ing. Jiřímu Kubínovi, 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. Jiří Kubín, Ph.D.
Počet stran	50
Počet příloh	1
Rok obhajoby	2020
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. Jiří Kubín, Ph.D.
Pages	50
Appendix	1
Year	2020
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

Seznam použitých jednotek.....	11
Seznam použitých zkratk ..... 12	12
<b>1 Úvod .....</b>	<b>13</b>
<b>2 Teoretická část .....</b>	<b>14</b>
2.1 <i>Přístroj</i> .....	14
2.1.1 Úvod.....	14
2.1.2 Historie.....	14
2.1.3 Životnost kardiostimulátoru .....	15
Začátek životnosti .....	15
Čas doporučené výměny .....	15
2.2 <i>Stimulační režimy</i> .....	16
2.2.1 Jednodutinová stimulace .....	16
2.2.2 Dvoudutinová stimulace .....	17
2.3 <i>Baterie</i> .....	18
2.3.1 Zdroj napětí a zdroj proudu .....	18
2.3.4 Dělení baterií.....	20
2.3.4 Části baterie .....	21
2.3.5 Funkční vlastnosti baterie .....	22
2.3.5.1 Kapacita .....	22
2.3.5.2 Energie a hustota energie .....	23
2.3.5.3 Stechiometrie .....	24
2.3.5.4 Napětí a proud .....	24
2.3.5.5 Odpor .....	25
2.3.6 Nechtěné chování baterie.....	26
2.3.7 Lithium-iontové baterie .....	27
2.3.9 Princip Lithium-iontových baterií.....	29
2.3.10 Požadavky na materiál kladné elektrody .....	29
2.3.11 Požadavky na materiál záporné elektrody .....	30
2.3.12 Použití baterií v implantabilních zařízeních .....	31
2.3.13 Chemické složení.....	33
2.3.13.2 Lithium-jód .....	33
2.3.13.2 Lithium-monofluorid uhlíku .....	35

2.3.13.3	Hybridní baterie .....	35
2.3.13.4	Lithium-Manganičitý oxid.....	36
2.3.13.5	Budoucí technologie .....	36
<b>3</b>	<b>Výzkumná část .....</b>	<b>37</b>
3.1	<i>Cíle práce .....</i>	37
3.2	<i>Metodika výzkumu.....</i>	37
3.2.1	Seznámení s přístrojem.....	37
3.2.2	Měření.....	39
3.2.2.1	Vytvoření skriptu .....	39
3.2.2.2	Vyjmutí baterie.....	40
3.2.2.3	Samotné měření.....	41
3.3	<i>Analýza výzkumných dat.....</i>	41
<b>4</b>	<b>Diskuse.....</b>	<b>44</b>
<b>5</b>	<b>Návrh doporučení pro praxi .....</b>	<b>45</b>
<b>6</b>	<b>Závěr .....</b>	<b>46</b>
	<b>Seznam použité literatury .....</b>	<b>47</b>
	<b>Seznam obrázků .....</b>	<b>50</b>
	<b>Seznam tabulek .....</b>	<b>50</b>
	<b>Seznam grafů.....</b>	<b>50</b>

## Seznam použitých jednotek

Symbol	Jednotka	Význam symbolu a jednotky
R	[ $\Omega$ ]	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 <sup>3</sup> ]	hustota energie [watthodina na centimetr krychlový]
Q <sub>v</sub>	[cm <sup>3</sup> / s]	objemový tok [centimetr krychlový za sekundu]
t	[s]	čas [sekunda]

## 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 <sub>x</sub>	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.

## 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.

Napětí takové baterie v kardiostimulátoru na počátku života činí 3,2 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  $\mu\text{A}$ , pro jeden konkrétní typ kardiostimulátoru činí např. 13,3  $\mu\text{A}$  při stimulaci a 10,3  $\mu\text{A}$  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

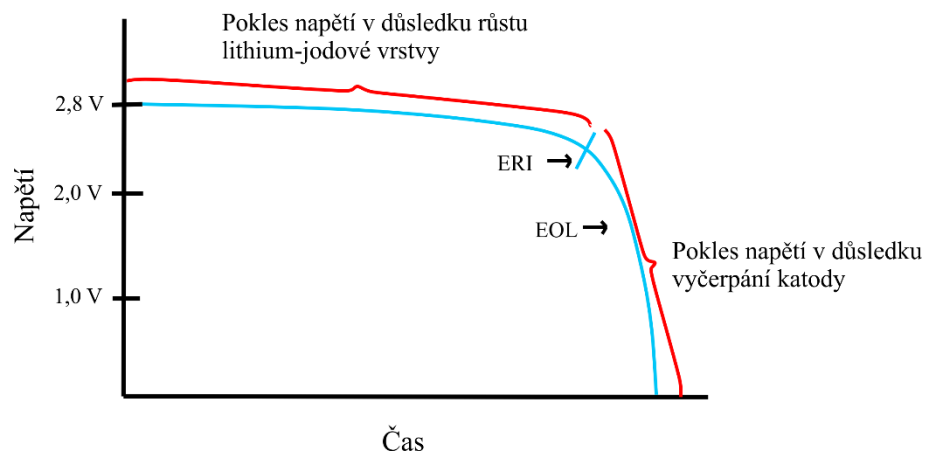
První implantovaný kardiostimulátor byl implantován dne 8. října 1958, pacientovi s AV blokádou III. st. kardiostimulátor byl poháněn dobíjecí nikl-kadmiovou baterií a byl zalitý v epoxidové pryskyřici. K vybití baterie došlo u prvního implantátu už po 8 hodinách z důvodu porušení diody při kauterizaci 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  $\mu\text{Ah}$ . 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 nového typu 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 plutonia

238, 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 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. Ovlivňuje jí nejen kapacita baterie, ale i řada faktorů jako jsou amplituda a trvání pulsů, množství a druh stimulace atd., liší se tedy pacient od pacienta. Napětí během života ukazuje obr. 1 (12).



Obr. 1 Průběh napětí během života kardiostimulátoru (12)

**Začátek životnosti** je stav, kdy je implantabilní přístroj výrobcem poprvé uznán jako způsobilý pro uvedení na trh (1). Po uplynutí 2 týdnů od implantace přístroje je programátor schopen odhadnout zbývající životnost přístroje (počet let, než baterie dosáhne RRT) (19). Značení BOS (Beginning of Service) nebo BOL (Beginning of Life) (1).

**Čas doporučené výměny** je stav, kdy indikátor napájecího zdroje dosáhne hodnoty určené výrobcem přístroje pro jeho doporučenou výměnu. Odhalí ho automatické měření impedance a napětí baterie (20). Přístroj automaticky měří napětí baterie několikrát denně. Ve 24:00 hodin vypočítá přístroj z hodnot automatického denního měření napětí baterie průměr jednotlivých měření provedených během uplynulých 24 hodin. Poslední

denní automatické měření napětí baterie se pak zobrazuje na programátoru. Pokud jsou 3 po sobě následující automatická denní měření napětí baterie menší nebo rovna hodnotě doporučené doby výměny, programátor zobrazí symbol RRT a datum, kdy baterie dosáhla tohoto stavu (19). Dalšími ukazateli tohoto stavu jsou například pokles hodnoty napětí baterie pod určitou hodnotu nebo zvýšení stimulačního intervalu o 100 ms nad základní hodnotu (17). Od této doby začíná prodloužená životnost. Značí se jako RRT (Recommended Replacement Time), ERI (Elective Replacement Indicator) (17).

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 RRT resetovat nebo při krátkodobém zvýšení proudu RRT potlačit (7).

**Prodloužená životnost** je časový úsek cca 6 měsíců dlouhý, po který přístroj pokračuje v činnosti specifikované výrobcem. Například u značky *Medtronic* po uplynutí prvních 90 dnů prodloužené doby užívání dosáhne přístroj hodnoty pro indikátor volitelné výměny ERI (Elective Replacement Indicator). Jakmile přístroj dosáhne hodnoty ERI, automaticky se změní režim stimulace na VVI a nastaví stimulační frekvenci na 65 tepů za minutu. Značí se jako PSP (Prolonged Service Period) (19).

**Konec života**, v tuto chvíli uplynula prodloužená životnost a není garantována další stimulační funkce, z tohoto důvodu je nutná okamžitá výměna přístroje. Nastává 3 měsíce po ERI, kdy dochází k postupnému vybití baterie a přístroj dosahuje 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

Režim **VVI** se používá, pokud není přítomna spontánní aktivita komor, kardiostimulátor stimuluje komory v pravidelných intervalech. V případě že je zaznamenána spontánní aktivita pomocí stimulační elektrody je stimulační impulz zablokován. U kardiostimulátorů s inhibiční funkcí spontánní aktivita přeruší umělou



stimulaci a inhibuje výstup kardiostimulátoru. Po stimulačním nebo spontánním impulzu je kardiostimulátor necitlivý po dobu refrakterní periody (2).

Síňová stimulace **AAI** je stejná jako komorová **VVI**. Refrakterní perioda je delší z důvodu nevhodné inhibice kardiostimulátoru aktivitou komor snímanou síňovou elektrodou (2).

### 2.2.2 Dvoudutinová stimulace

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.

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

V režimu **VDD** je komorová stimulace 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 síní 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).

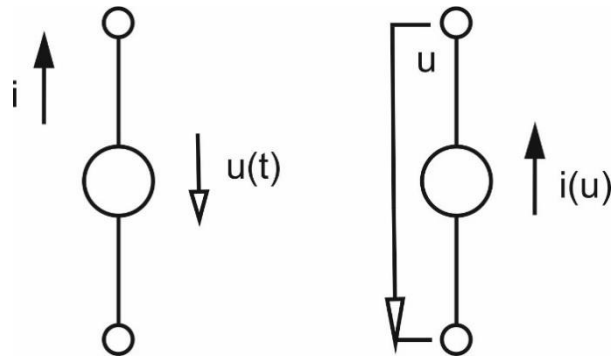
V režimu **DDD** probíhá stimulace i snímání jak v síních, tak i v komorách. To kardiostimulátoru umožňuje pracovat ve režimech **AAI**, **DDI** a **VDD**. Kardiostimulátor je inhibován spontánní aktivitou síní i komor (2). S inhibovaným stimulačním režimem (**AAI**, **VVI**, **DDI**) mohou nekardiální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

Umístí-li se do blízkosti přístroje magnet, režim stimulace se změní z naprogramovaného režimu na **DOO**, **VOO** nebo **AOO** a frekvence stimulace se změní na 85 tepů za minutu (19). Často označované jako funkce „magnet response“. v případě dosažení **ERI** je tato frekvence o 20 tepů nižší (13). Po odstranění magnetu se přístroj vrací ke své naprogramované funkci. Tato funkce nebude v provozu, pokud probíhá

telemetrie mezi přístrojem a programátorem nebo pokud je zapnutý systém MRI SureScan (19).

## 2.3 Baterie

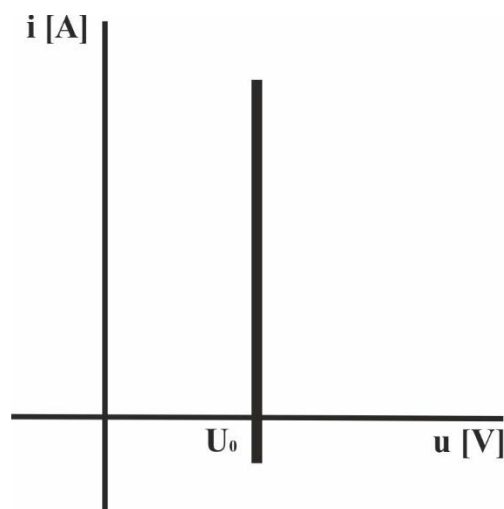
Baterie nezávislý zdroj elektromagnetické energie a patří mezi tzv. aktivní dvojpóly. Takovýto zdroj je schopný dodávat energii trvale do obvodu. Dělíme je na zdroje napětí a zdroje proudu, schématickou značku zobrazuje obr. 2 (6).



Obr. 2 Schématická značka zdroje napětí a proudu (6)

### 2.3.1 Zdroj napětí a zdroj proudu

Ideální zdroj napětí udržuje na svých svorkách elektrické napětí, které je nezávislé na odebíraném proudu. Ampérvoltová charakteristika ideálního zdroje napětí je zobrazena na obr. 3. Obrázek ukazuje, že napětí zdroje je konstantní nezávisle na proudu. Z toho vyplývá, že zdroj musí mít nulový vnitřní odpor.



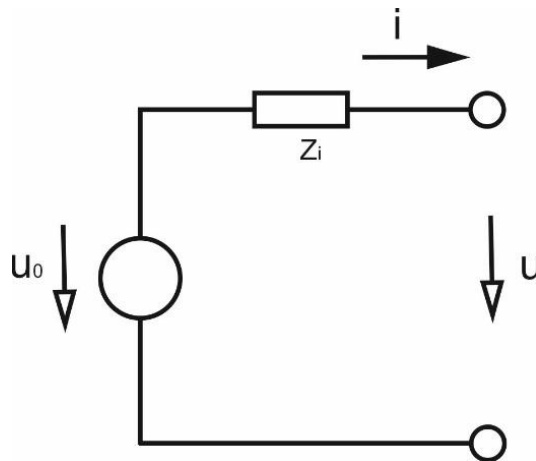
Obr. 3 Ampérvoltová charakteristika ideálního zdroje napětí (6)

Okamžitý výkon ideálního zdroje napětí je dán touto rovnicí,

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

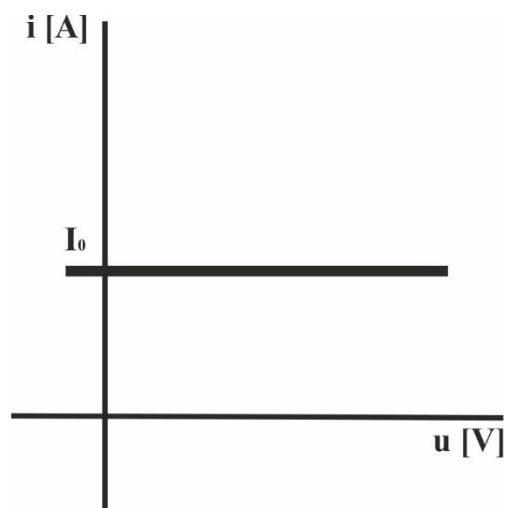
která charakterizuje aktivitu dvojpólu. Proto je zdroj napětí aktivní dvojpól.

Skutečné zdroje jsou ovlivněny připojenou zátěží a jejich výkon je omezen (5). To se projeví jako pokles napětí na svorkách při zvýšení odebíraného proudu. Skutečný zdroj napětí lze nahradit obvodem podle Théveninovy věty viz obr. 4 (6).



Obr. 4 Schéma náhradního obvodu skutečného zdroje napětí (6)

Proud dodávaný ideálním zdrojem proudu je nezávislý na napětí na jeho svorkách. Ampérvoltová charakteristika ideálního zdroje proudu je zobrazena na obr. 5. Obrázek ukazuje, že vnitřní vodivost ideálního zdroje proudu je nulová. Z toho vyplývá, že zdroj musí mít nekonečný vnitřní odpor.

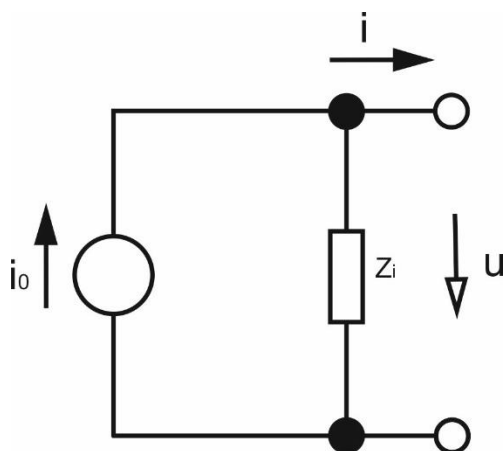


Obr. 5 Ampérvoltová charakteristika ideálního zdroje proudu (6)

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. 6(6).



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

### 2.3.4 Dělení baterií

**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 (7).

**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 (7).

### 2.3.4 Části baterie

**Anoda a katoda** jsou části baterie zapojené do elektrochemické reakce během vybíjení. Anoda, lithiová ve většině lékařských baterií, dodává elektrony do vnějšího obvodu, zatímco katoda, obvykle sloučenina obsahující oxid nebo halogen, přijímá elektrony (7).

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 článcích. 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. Polarity 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 (7).

**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 (7).

**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 (7).

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 (7).

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 (7).

#### **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 watem 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 (7).

Důležitým parametrem baterie při konstrukci implantabilního zařízení je hustota energie, která může být vyjádřena na základě hmotnosti nebo objemu (7). Typické lithium-iontové články vykazují kapacitu a výkon asi 150 Ah / kg a více než 200 Wh / kg (17). 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 (7).

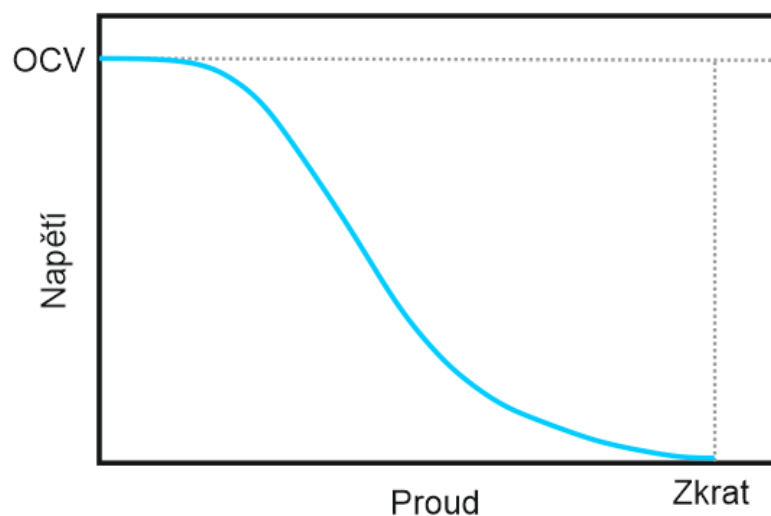
### **2.3.5.3 Stechiometrie**

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 (7).

### **2.3.5.4 Napětí a proud**

Napětí akumulátoru s otevřeným obvodem lze vypočítat z termodynamické volné energie pro výbojovou reakci. To je napětí, které se bude měřit, když se nevyskytují žádná kinetická omezení, což je podmínka, která se vyskytuje pouze tehdy, když je z baterie odebíráno 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. 7 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 (7).





Obr. 7 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 (7).

### 2.3.5.5 Odpor

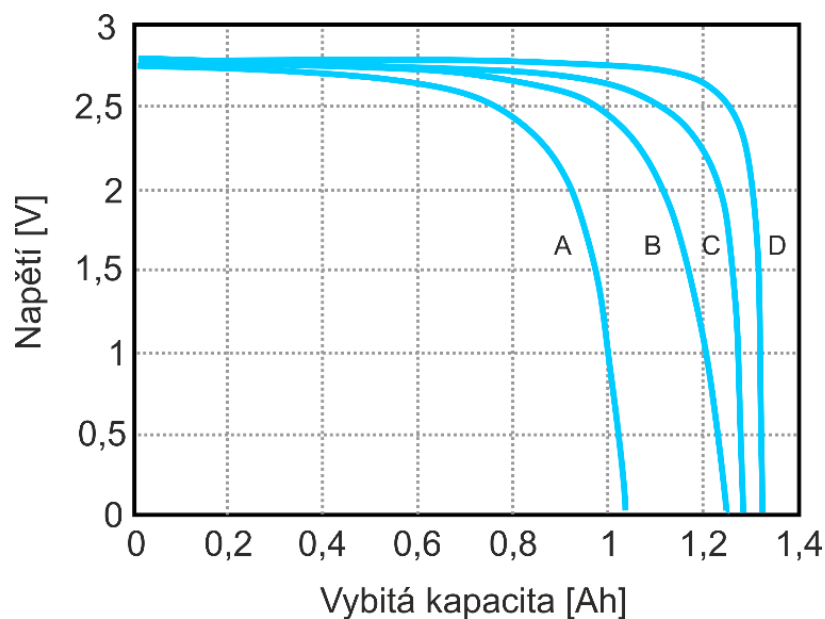
Elektrická impedance a odpor jsou důležité vlastnosti baterie, které hrají významnou roli v mnoha implantabilních zařízeních. Pojmy impedance a odpor se často používají zaměnitelně, ale nejsou úplně stejné. Oba jsou termíny pro změnu napětí na jednotku změny proudu v elektrickém obvodu, ale jsou měřeny 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 obvody 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 (7).

### 2.3.6 Nechtěné chování baterie

**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. 8 pro lithium-jódovou baterii, ale do určité míry to platí pro všechny baterie.



Obr. 8 Průběh vybíjení (7)

Obr. 8 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 (7).

**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 (7).

### 2.3.7 Lithium-iontové baterie

Lithium-iontová baterie je jednou z nejslibnějších technologií ukládání energie, které jsou v současné době dostupné a široce využívány v přenosné elektronice. Celosvětový

trh s vyměnitelnými lithium-iontovými bateriemi je nyní oceněn na 10 miliard dolarů ročně a roste (17). 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  $\text{Li}^+$  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,  $\text{LiCoO}_2$  jako pozitivní a organický kapalný nebo polymerní elektrolyt. Nicméně, po mnoha letech převládání páru C /  $\text{LiCoO}_2$  se objevily nové materiály elektrod, zejména jako náhrada za pozitivní (7).

### 2.3.9 Princip Lithium-iontových baterií

$\text{LiCoO}_2$  má stechiometrickou oktaedrickou mřížkovou strukturu se střídavým uspořádáním vrstev  $\text{Li}^+$  a  $\text{Co}^{3+}$ . Během nabíjecího procesu se lithiové ionty deinterkalují z vrstvené struktury kladné elektrody, uvolní se elektron a současně se oxiduje  $\text{Co}^{3+}$  do  $\text{Co}^{4+}$ . Při vybíjecím procesu s interkalací  $\text{Li}^+$  do mřížky se  $\text{Co}^{4+}$  sníží na  $\text{Co}^{3+}$  a získá jeden elektron. V případě záporné elektrody se jako příklad používá grafit. S interkalací  $\text{Li}^+$  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 (3).

### 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 ( $\text{Mn}^+$ ) 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, amorfni 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:

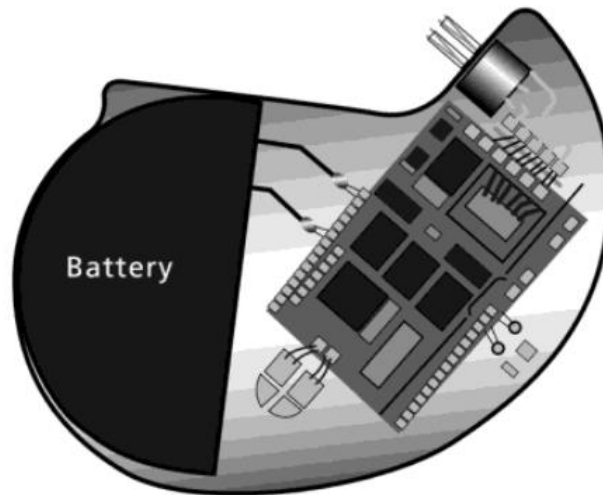
- Redoxní potenciál by měl být co možná nejnižší, pokud jsou ionty lithia vkládány do záporné elektrodové matrice. Čím blíže se jedná o potenciál kovového lithia, tím vyšší bude výstupní napětí akumulátoru.
- Aby byla dosažena vysoká reverzibilní kapacita, měl by být velký počet lithiových iontů schopen 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 elektrickou 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 (7).

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 (7). Baterie je ve skutečnosti největším samostatným prvkem uvnitř zařízení, přičemž zabírá až 50 % vnitřního prostoru zařízení (4). 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. Obvod má další třetinu a kondenzátory vyplňují zbývající objem. O tom se lze přesvědčit na obr. 9, na kterém je vidět rozložení uvnitř přístroje (7).



*Obr. 9 Rozložení uvnitř kardiostimulátoru (4)*

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  $15 \mu\text{J}$ . ICD naopak poskytuje až  $40 \text{ J}$ , 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 (7).

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

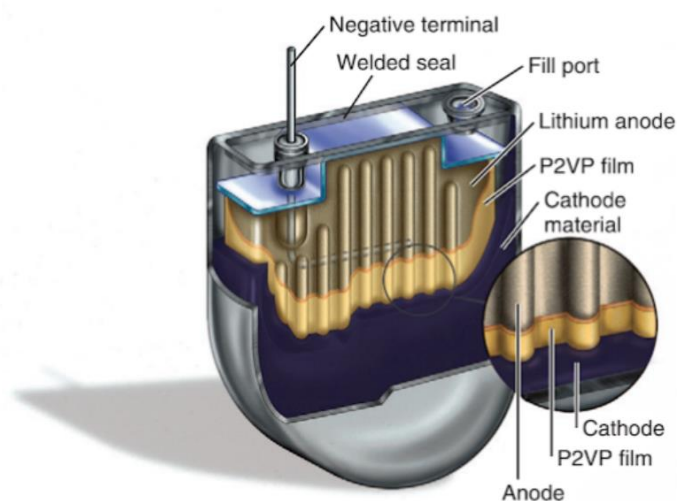


energie než baterie kardiostimulátoru v minulosti a zároveň mají vysokou hustotu energie (7).

### 2.3.13 Chemické složení

#### 2.3.13.2 Lithium-jód

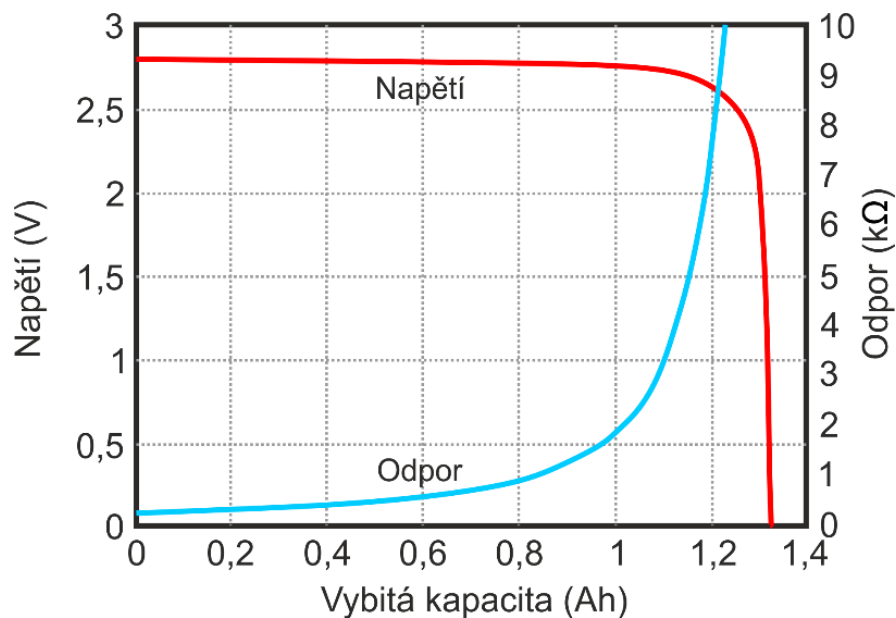
Lithium-jódová baterie je pravděpodobně nejznámější implantabilní baterií, z důvodu použití ve většině kardiostimulátorů. První implantát kardiostimulátoru poháněného lithium-jódovou baterií se objevil v roce 1972. Nyní bylo implantováno nejméně 15 milionů kardiostimulátorů napájených lithium-jódovou baterií. Použití tohoto bateriového systému podporuje mnoho faktorů. Mají vysokou hustotu energie a nízkou rychlost samovybití, 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  $\mu\text{A}$ . Všimněte si, že mnohem větší proud dodávaný během stimulačního impulsu je odebírán z kondenzátoru, který se může dobíjet 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 (7).



Obr. 10 Konstrukce baterie (7)

Obr. 10 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. 11 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 lithium-jódovými bateriemi (7).



Obr. 11 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 lithium-jódových baterií. Tyto funkce s vyšším výkonem jsou nyní podporovány novými technologiemi s podobnou hustotou energie jako lithium-jódové baterie, ale mnohem vyšším výkonem (7).

### **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 lithium-jódové baterie, lithium- $CF_x$  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  $1 \text{ Wh} / \text{cm}^3$  (7).

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 (7).

#### **2.3.13.5 Budoucí technologie**

Bezdrátový stimulátor využívající indukovanou energii neobsahuje žádnou baterii a veškerou energii vytváří indukcí energie vytvářené pomocí svalové aktivity. Stimulační systém se skládá v podstatě ze dvou složek: vysílací jednotky, tvořené primární cívkou, která je implantovaná pod kůží nebo pod 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 cívkou 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).

## **3 Výzkumná část**

### **3.1 Cíle práce**

Cílem této práce bylo provést analýzu vlivu provozu kardiostimulátorů na dobu použitelnosti baterie v kardiostimulátoru, dále pak zjistit jaká je vybíjecí charakteristika baterie kardiostimulátoru jako taková. Z těchto informací bylo cílem navrhnout doporučení pro zvýšení životnosti napájecího systému kardiostimulátoru.

### **3.2 Metodika výzkumu**

Výzkumná část se zabývá testováním baterie, konkrétně tedy baterie kardiostimulátoru. K měření byla použita baterie vyjmutá z kardiostimulátoru značky *Medtronic*, ke kterému byl dostupný i záznam z poslední telemetrické kontroly. Výzkum probíhal na Technické univerzitě v Liberci na budově L.

#### **3.2.1 Seznámení s přístrojem**

K měření byl použit přístroj *IT8512B Programmable DC Electronic Load* značky *ITECH* viz obr. 12. Jedná se o stejnosměrnou elektronickou zátěž pracující v několika režimech zátěže, jako je režim konstantního napětí CV, konstantního výkonu či odporu CW/CR a v neposlední řadě námi použitý režim konstantního proudu CC. Tento přístroj je schopen pracovat s těmito režimy nejen při nastavení kontinuálních parametrů, ale je schopen tyto režimy naprogramovat v periodicky opakujících se pulsech, což je pro simulaci činnosti kardiostimulátoru nezbytná funkce. Pro režim konstantního proudu je rozsah stejnosměrného proudu od 0,1 mA do 15 A. Co se týče nastavení impulsů, jsou tvořeny nastavením různých hodnot parametrů, v našem případě proudu, po určitý časový úsek. Délka takového úseku může být maximálně 6 s.



Obr. 12 Stejnoseměrná elektronická zátěž (autor)

Přístroj je schopný i dálkového ovládání přes počítač, k této funkci je třeba propojit zátěž s počítačem pomocí izolovaného komunikačního kabelu *IT-E132*, který je zobrazen na obr. 13. Komunikace pak probíhá pomocí softwaru, v našem případě se jedná o MATLAB, ve kterém je třeba vytvořit skript pro komunikaci se zátěží. Veškeré informace a nastavení probíhají ve formě 26 bytového rámce.



Obr. 13 Komunikační kabel (autor)

## 3.2.2 Měření

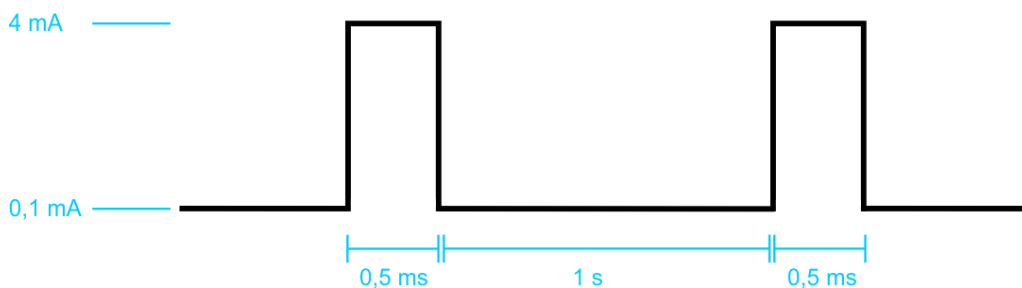
### 3.2.2.1 Vytvoření skriptu

Aby bylo možné zahájit měření, bylo potřeba vytvořit skript k ovládání zátěže. Vytvoření skriptu a zároveň ovládání a vůbec veškerá komunikace probíhala pomocí Matlabu. Základním prvkem skriptu bylo vytvoření rámce, pomocí kterého probíhá veškerá komunikace se zátěží.

Rámec je tvořen následujícím způsobem, veškeré údaje jsou tvořeny v hexadecimální soustavě, první dva byty tvoří počáteční bit AAH a Adresa 0 – FE, další byte tvoří samotný příkaz, který je definován výrobcem a zastupuje konkrétní funkci přístroje. Následující byty tzn. 4. až 25. obsahují konkrétní informace, poslední byte tvoří kód součtu předchozích 25 bytů.

Samotný skript fungoval následovně:

- pomocí funkce *serialport* došlo ke spojení se zátěží, součástí funkce je také nastavení přenosové rychlosti a výběru komunikačního portu
- byl odeslán rámec s příkazem *20H* čímž byl vybrán režim dálkového ovládání, hodnota 4. bytu byla nastavena na 1 – dálkový režim, v případě hodnoty 0 probíhá ovládání pomocí předního panelu
- dále pomocí funkce *promcc*, kterou jsme sami vytvořily došlo k nastavení parametrů testu, tzn. hodnoty proudu a doby trvání impulsů, v našem případě se jedná o hodnoty 4 mA po dobu 0,5 ms a 0,1 mA po dobu 1 s, tzn. frekvenci srdeční stimulace 60/min, tyto hodnoty byly nastaveny podle reálného záznamu z poslední telemetrické kontroly



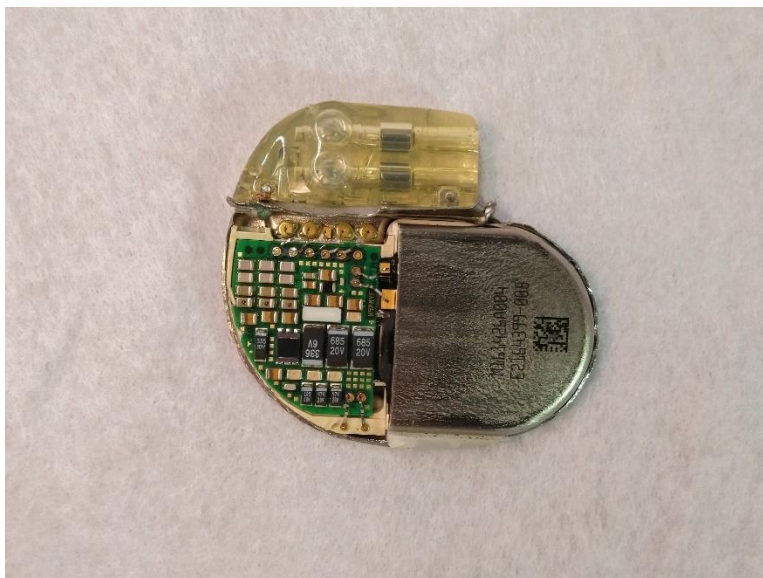
Obr. 14 Schéma použitého impulsu

- další odeslaný rámec obsahoval příkaz *5D* a hodnota 4 bytu byla nastavena na 2, což nastaví zátěž na režim *transition*, ve kterém funguje náš testovací mód proměnné zátěže v CC režimu, příkaz *32H* obsahuje funkce *promcc*

- následuje rámec s příkazem *2IH* a hodnotou 4. bytu nastavenou na 1, tento rámec zastupuje funkci *start*, v případě hodnoty 0 na 4. bytu funkci *stop*
- na konec následuje jednoduchý cyklus sloužící pro ukládání naměřených dat, funkce *save*, do souboru po 60 s, naměřená data se získávala pomocí námi vytvořené funkce *UIP*, která obsahovala rámec s příkazem *5F* – čtení hodnot

### 3.2.2.2 Vyjmutí baterie

Po vytvoření programu a tím zprovoznění komunikace mezi zátěží a počítačem, byl otevřen kardiostimulátor, ze kterého 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, kardiostimulátor s odstraněným krytem ukazuje obr. 13.



Obr. 15 Kardiostimulátor bez krytu (autor)



### 3.2.2.3 Samotné měření

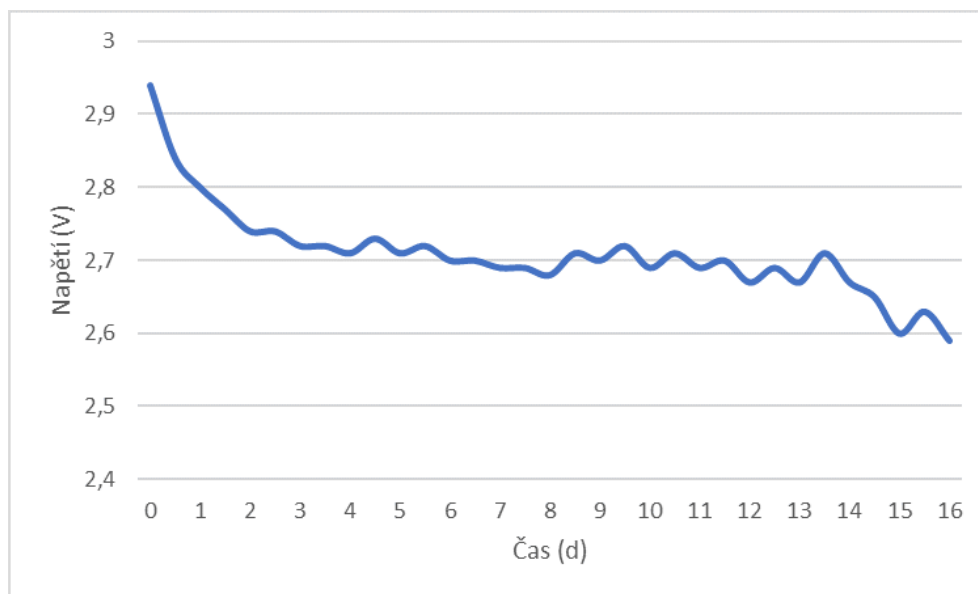
Před měřením samotné baterie kardiostimulátoru byla použita cvičná baterie. Tato baterie sloužila nejen k vyzkoušení funkcí a možných nastavení parametrů zátěže, ale i k dosažení požadované funkce vytvořeného skriptu.

Když vše fungovalo podle představy bylo možné připojit skutečnou baterii kardiostimulátoru. Baterie byla připojena pomocí běžných terminálů vytvořených výrobcem, kterými je baterie připojena k integrovanému obvodu. Připojení ztěžoval fakt, že rozměry baterie a tím pádem i rozestup terminálů byl velmi malý, a tak hrozilo spojení vodičů a tím zkratování baterie, čímž by se baterie stala nepoužitelnou. Tento problém byl vyřešen izolační páskou, kterou byly připojené svorky odděleny od sebe a připevněny k baterii. Tím došlo k zabránění zkratu a stabilním kontaktu s terminály baterie.

Po připojení baterie došlo ke spuštění samotného testu, který běžel několik dní a docházelo při něm k vybíjení baterie kardiostimulátoru za předem nastavených parametrů vycházejících z reálné funkce přístroje. Během testu se automaticky ukládala naměřená data do souboru, který obsahoval naměřené napětí a časový údaj.

## 3.3 Analýza výzkumných dat

K výzkumu byla použita baterie z kardiostimulátoru značky *Medtronic* konkrétně Li-SVO s CF o nominálním napětí 3,2 V a kapacitě 1,15 Ah (19). Měření začínalo nahodnotě napětí 2,94 V a skončilo na hodnotě 2,59 V, přičemž celková doba testu byla 16 dnů.



*Graf 1 Měřené hodnoty napětí v čase (autor)*

Na grafu 1, který ukazuje naměřené hodnoty napětí lze vidět rychlejší pokles napětí na začátku měření, poté pomalou změnu, přičemž hodnota napětí kolísavě klesá, nakonec se pokles napětí opět zrychluje, kolísání je možno vidět i zde. Kapacita baterie, která byla během měření vybita, je přibližně 0,08 Ah. Hodnota napětí byla snímána každou minutu a hodnoty na vodorovné ose by dosahovali vysokých čísel z tohoto důvodu je vodorovná osa v rádech dní, pro lepší představu o úbytku napětí během vybíjení baterie následující tabulka tab.1 zobrazuje hodnoty napětí po 12 h. I zde je patrné kolísání napětí způsobené teplotou a stejně tak rychlejší pokles na začátku a na konci měření.

t(h)	U(V)
0	2,94
12	2,84
24	2,8
36	2,77
48	2,74
60	2,74
72	2,72
84	2,72
96	2,71
108	2,73
120	2,71
132	2,72
144	2,7
156	2,7
168	2,69
180	2,69
192	2,68
204	2,71
216	2,7
228	2,72
240	2,69
252	2,71
264	2,69
276	2,7
288	2,67
300	2,69
312	2,67
324	2,71
336	2,67
348	2,65
360	2,6
372	2,63
384	2,59

*Tab. 1 Hodnoty napětí po 12 h (autor)*

## 4 Diskuse

Z informací získaných z rešerší je patrné, že životnost baterie kardiostimulátoru ovlivňuje nejen chemie a konstrukce baterie samotné, ale i značnou mírou samotný provoz přístroje. To se netýká pouze nastavení parametrů stimulace, jako počet nebo délka pulsu, ale i například impedance elektrody či vnější vlivy jako je teplota. O tom jsme se mohli přesvědčit i během našeho měření, kdy se teplota v místnosti měnila cca o 4 °C, přičemž napětí kolísalo klidně i o 0,03 V. Například podle výrobce je rozsah teploty, kdy jsou parametry v mezích tolerance od 22 °C do 45 °C, přičemž se citlivost může lišit o  $\pm 1$  % na °C (19).

Co se týče samotného měření, naměřená křivka, viz Graf 1, odpovídá typické křivce lithium-iontových baterií tzn. rychlejší pokles napětí na začátku a na konci (11). Tento pokles je způsoben, jak pojednává kapitola „Nechtěné chování baterie“, chemickou změnou vnitřního prostředí baterie, a tedy rostoucím vnitřním odporem. Křivka samozřejmě není dokonalá je na ní znatelné kolísání způsobené změnami teplot v místnosti což je, jak už bylo zmíněno i jeden z vlivů na životnost baterie. Měření začínalo na hodnotě napětí 1,94 V, přičemž okamžitě spadlo na hodnotu 1,86 V což je hodnota kousek nad vydáním upozornění RRT, které je dle výrobce 1,83 V a tím pádem začátkem prodloužené životnosti PSP. Přibližná vybitá kapacita 0,07 Ah odpovídá také realitě, jelikož výrobce uvádí, že během prodloužené životnosti má baterie ještě použitelnou kapacitu 0,05 Ah (19).

Na závěr diskuse je potřeba zmínit, že měřená baterie byla jen jedna, tudíž se nedají z měření vyvozovat nějaké obecné závěry o výdrži baterií v kardiostimulátoru, nehledě na to, že každý výrobce má svoji vlastní baterii, byť na podobném principu. Stejně tak je složité určit po jakou dobu by byla baterie reálně použitelná. Například záznam kardiostimulátoru, ze kterého byla baterie vyjmuta, ukazoval ještě 2,5 roku do konce životnosti. Nám se ji povedlo vybit přibližnou použitelnou kapacitu, při stejných hodnotách proudu a doby trvání pulsu, za cca 16 dní samozřejmě při 100 % stimulaci což pacient neměl. Dále pak toto zjištění ovlivňuje fakt, že samotné měření začalo 4 měsíce po explantaci kardiostimulátoru. Z těchto informací lze usoudit, že kardiostimulátor by při nastavení, jaké měl pacient vydržel v provozu ještě více jak měsíc. Nehledě na to, výrobce uvádí konec života pouze jako časový údaj po oznámení RRT, takže přesná hodnota napětí na konci života není přesně známa.

## **5 Návrh doporučení pro praxi**

Ze zjištěných informací o tom, jak provoz kardiostimulátoru ovlivňuje životnost baterie, jsme potvrdili, že pokyny výrobce jsou stanoveny správně. Doporučujeme proto snahu o co nejlepší zavedení stimulačních elektrod a nastavení potřebných parametrů. Dále pak se vyhnout velkým změnám teplot během používání přístroje.

Co se týče konkrétních doporučení, k jejich určení by bylo potřeba proměřit daleko více baterií, jedná se však o poměrně časově náročné měření. Dále pak by bylo vhodné zjistit i vliv teploty na jejich životnost například na horní hranici teplotního rozsahu, o určitém jejím vlivu jsme se mohli přesvědčit ostatně sami v průběhu měření.

## 6 Závěr

Teoretická část této práce se zabývá nejen obecně samotnými lithium-iontovými bateriemi, ale i konkrétně bateriemi používanými v kardiostimulátorech a dalších implantibilních zařízeních. Dále je zde zmínka o přístroji pro úpravu srdečního rytmu samotném, například jeho funkci a možných nastaveních. Z těchto informací bylo možné splnit první cíl této práce, a to zjistit vliv provozu na životnost.

V praktické části se pak podařilo změřit vybíjecí charakteristiku reálné baterie vyjmuté z kardiostimulátoru, včetně určitého vlivu teploty na takovouto baterii. V této části se tedy povedlo splnit druhý cíl této práce, a to provést experiment na reálné baterii. Co se týče třetího cíle této práce, byla vytvořena jak obecná doporučení, tak doporučení pro případné další takovéto měření.

## 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. KENNY, Tom. *The nuts and bolts of cardiac pacing*. 2nd ed. Chichester: Wiley-Blackwell, 2018. ISBN 978-1-1195-8111-6.
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 kardiovaskulární, 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. Dobkin, B. a Hamburger, J. *Analog Circuit Design Volume Three: Design Note Collection*. Elsevier Science, 2014. ISBN 978-0-12800-466-1
12. BRONZINO, Joseph D. a Donald R. PETERSON. *Medical devices and human engineering*. Fourth edition. Boca Raton: CRC Press, Taylor & Francis Group, 2018. ISBN 978-1-4398-2526-6.
13. SEPŠI, M., D. POSPÍŠIL a M. KOZÁK. Elektrokardiogram a kardiostimulace. *Kardiologická revue – Interní medicína*. 2017, **19**(2), 132-137. ISSN2336-288x. 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.  
DOI10.1111/j.1540-8159.2008.02200.x.  
Dostupné také z: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1111/j.1540-8159.2008.02200.x>
17. Yuan, X., Liu, H., Zhang, J. *Lithium-Ion Batteries: Advanced Materials and Technologies*. Boca Raton: CRC Press, Taylor & Francis Group, 2016. ISBN 978-1-43984-129-7
18. *Bradycardia and Tachycardia Devices: Help manual*. St. Jude Medical, LLC. 2018. Dostupné také z: <https://manuals.sjm.com/~media/manuals/product-manual-pdfs/b/b/bba4e937-e890-43a8-b201-e1a3430c6ae7.pdf>



19. *Příručka pro lékaře ADVISA DR MRI™ SURESCAN™ A3DR01, ADVISA SR MRI™ SURESCAN™ A3SR01*. Medtronic, Inc. 2018.

Dostupné také z:

[http://manuals.medtronic.com/content/dam/emanuals/crdm/M975546A003A\\_view.pdf](http://manuals.medtronic.com/content/dam/emanuals/crdm/M975546A003A_view.pdf)

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 Průběh napětí během života kardiostimulátoru (12) .....	15
Obr. 2 Schématická značka zdroje napětí a proudu (6) .....	18
Obr. 3 Ampérvoltová charakteristika ideálního zdroje napětí (6) .....	18
Obr. 4 Schéma náhradního obvodu skutečného zdroje napětí (6) .....	19
Obr. 5 Ampérvoltová charakteristika ideálního zdroje proudu (6).....	20
Obr. 6 Schéma náhradního obvodu skutečného zdroje proudu (6) .....	20
Obr. 7 Typická V-A charakteristika (7).....	25
Obr. 8 Průběh vybíjení (7) .....	26
Obr. 9 Rozložení uvnitř kardiostimulátoru (4) .....	32
Obr. 10 Konstrukce baterie (7) .....	33
Obr. 11 Vztah napětí a odporu (7) .....	34
Obr. 12 Stejnoseměrná elektronická zátěž (autor).....	38
Obr. 13 Komunikační kabel (autor).....	38
Obr. 14 Schéma použitého impulsu .....	39
Obr. 15 Kardiostimulátor bez krytu (autor).....	40

## Seznam tabulek

Tab. 1 Hodnoty napětí po 12 h (autor) .....	43
---	----

## Seznam grafů

Graf 1 Měřené hodnoty napětí v čase (autor) .....	42
---	----