

Rozdíly v naměřených hodnotách na implantabilních kardiostimulačních přístrojích

Bakalářská práce

Studijní program:

B3944 Biomedicínská technika

Studijní obor:

Biomedicínská technika

Autor práce:

Antonín Lička

Vedoucí práce:

Ing. Jana Vitvarová, Ph.D.

Ústav mechatroniky a technické informatiky



Zadání bakalářské práce

Rozdíly v naměřených hodnotách na implantabilních kardiostimulačních přístrojích

Jméno a příjmení: **Antonín Lička**
Osobní číslo: D17000083
Studijní program: B3944 Biomedicínská technika
Studijní obor: Biomedicínská technika
Zadávací katedra: Fakulta zdravotnických studií
Akademický rok: **2019/2020**

Zásady pro vypracování:

Cíle práce:

1. Porovnat a statisticky vyhodnotit naměřené hodnoty impedance, snímání a prahu na kardiostimulátorech a implantabilních kardioverterech.
2. Zjistit z výsledku porovnání, jestli u jednoho druhu kardiostimulačního přístroje naměřené hodnoty impedance, snímání a prahu závisí na výrobci a typu.
3. Zjistit z výsledku porovnání, jestli u nejčastějších druhů kardiostimulačních přístrojů naměřené hodnoty snímání a prahu závisí na výrobci a typu.

Teoretická východiska (včetně výstupu z kvalifikační práce):

Pro stimulaci myokardu se v medicínské praxi nejčastěji využívají dva druhy kardiostimulačních přístrojů a to kardiostimulátory a implantabilní kardioverter defibrilátory. Vyrábí jich více výrobců, kteří využívají různé technologie a materiály a každý výrobce nabízí více typů. Každý implantovaný přístroj je definován především hodnotami impedance, snímání a prahu. Impedance u implantabilních kardioverter defibrilátorů se liší od impedance u kardiostimulátorů z důvodu použití elektrod pro defibrilaci.

Výstupem z bakalářské práce bude vytvoření článku připraveného k publikaci.

Výzkumné předpoklady / výzkumné otázky:

- 2) Lze předpokládat, že pro jeden druh kardiostimulačního přístroje budou naměřené hodnoty impedance, snímání a prahu s určitou tolerancí stejné bez ohledu na výrobce a typ.
- 3) Lze předpokládat, že u nejčastějších druhů kardiostimulačních přístrojů budou naměřené hodnoty snímání a prahu s určitou tolerancí stejné bez ohledu na druh, výrobce a typ.

Metoda:

Kvantitativní

Technika práce, vyhodnocení dat:

Technika práce bude statistické zpracování dat pomocí grafů a tabulek v programu Microsoft Office Excel 2016 popřípadě s využitím programovacího jazyka R, nebo Python.

Text bude zpracován textovým editorem Microsoft Office Word 2016.

Místo a čas realizace výzkumu:

Místo: Karlovarská krajská nemocnice a.s. (kardiologické oddělení)

Fakulta Mechatroniky

Krajská nemocnice Liberec, a.s.

Čas: Prosinec 2019-únor 2020

Vzorek:

Jako vzorek budou použita anonymizovaná data poskytnuta z kardiologického oddělení, která obsahují informace o hodnotách impedance, prahu a snímání implantabilních kardiostimulačních přístrojů.

Vzorek nejméně 50-100 implantabilních kardiostimulačních přístrojů

Rozsah práce:

Rozsah bakalářské práce činí 50-70 stran (tzn. 1/3 teoretická část, 2/3 výzkumná část).

Forma zpracování kvalifikační práce:

Tištěná a elektronická.

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

tištěná/elektronická
Čeština



Seznam odborné literatury:

- ČIHÁK, Radomír. 2016. *Anatomie 3*. 3. vyd. Praha: Grada.
ISBN 978-80-247-5636-3.
- ELLENBOGEN, Kenneth A, et al. 2017. *Clinical cardiac pacing, defibrillation, and resynchronization therapy*. 5th ed. Philadelphia: Elsevier.
ISBN 978-0-323-37804-8.
- GRACE, Andrew. 2014. Subkutánní implantabilní kardioverter-defibrilátor. *Current opinion in cardiology*. **7**(1), 10-17.
ISSN 1802-3711.
- LANGOVÁ, K., J. ZAPLETALOVÁ a L. LIČMAN. 2017. Statistika v biomedicínském výzkumu II. *Anesteziologie a intenzivní medicína*. **28**(3), 183-187.
ISSN 1214-2158.
- MATES, Martin et al. 2016. *Koronární cirkulace*. Praha: Maxdorf.
ISBN 978-80-7345-487-6.
- POSPÍŠILOVÁ, B., J. ŠRÁM a O. PROCHÁZKOVÁ. 2015. *Anatomie pro bakaláře II.: systém kardiovaskulární, systém nervový, smyslové orgány, soustava kožní, žlázy s vnitřní sekrecí*. 2. vyd. V Liberci: Technická univerzita.
ISBN 978-80-7494-153-5.
- REEK, Sven. 2017. Nositelný kardioverter-defibrilátor – současná technologie, indikce a další vývoj. *Current opinion in cardiology*. **10**(1), 17-24. ISSN 1802-3711.
- SEPŠI, M., D. POSPÍŠIL a M. KOZÁK. 2017. Elektrokardiogram a kardiostimulace. *Kardiologická revue*. **19**(2), 132-137.
ISSN 2336-288X.
- Shankar, Ramamurti. 2016. *Fundamentals of physics. II: Electromagnetism, optics, and quantum mechanics*. New Haven: Yale University Press.
ISBN 978-0-300-21236-5.
- ŠNOREK, Michal a Alan BULAVA. 2014. MR kompatibilní kardiostimulátory a implantabilní kardiovertery-defibrilátory. *Vnitřní lékařství*. **60**(2), 123-127.
ISSN 0042-773X.
- VRCHOVECKÁ, Pavlína. 2018. *Fyziologie člověka: učební texty*. Liberec: Technická univerzita v Liberci.
ISBN 978-80-7494-418-5.

Vedoucí práce:

Ing. Jana Vitvarová, 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.

19. dubna 2020

Antonín Lička

Poděkování

Rád bych poděkoval vedoucí Ing. Janě Vitvarové, Ph.D. za velkou pomoc s vypracováním bakalářské práce. Dále bych rád velice poděkoval Ing. Martinu Čvančarovi za odborné konzultace v oboru biomedicínské techniky a poskytnutí materiálů a Ing. Josefu Chudobovi, Ph.D. za odborné konzultace v problematice statistického výzkumu. Za korekturu textu velice děkuji Janu Pincovi.

Anotace

Jméno a příjmení autora: Antonín Lička

Instituce: Technická univerzita v Liberci, Fakulta zdravotnických studií

Název práce: Rozdíly v naměřených hodnotách na implantabilních kardiostimulačních přístrojích

Vedoucí práce: Ing. Jana Vitvarová, Ph.D.

Počet stran: **80**

Počet příloh: **3**

Rok obhajoby: **2020**

Anotace: V bakalářské práci jsme statisticky vyhodnocovali stimulační parametry sensing, práh a impedance implantabilních kardiostimulačních přístrojů a zkoumali jsme, zda jsou hodnoty mezi výrobci rozdílné. S využitím nástroje MATLAB jsme provedli shlukovou analýzu, testy normality, dvouvýběrové a vícevýběrové testy shody rozptylů a shody středních hodnot. Zjistili jsme, že na výrobci nejvíce závisí parametr impedance.

Klíčová slova: Kardiostimulátor, implantabilní kardioverter-defibrilátor, sensing práh, impedance, střední hodnota

Annotation

Name and surname: Antonín Lička

Institution: Technical university of Liberec, Faculty of health studies

Title: Differences in measured values of implantable pacemaking devices

Supervisor: Ing. Jana Vitvarová, Ph.D.

Pages: **80**

Apendix: **X**

Year: **2020**

Annotation: In this bachelor thesis we statistically processed a pacemaking parameters sensing, threshold, impedance of implantable pacemaking devices and we researched if there are differences between manufacturers. We used a program called MATLAB to perform scatter test, test of normality of the data, and used statistic tests to find out, if the data have equal variances and mean values. We found out that impedance differs the most between manufacturers.

Keywords: Pacemaker, implantable cardioverter defibrillator, sensing, threshold, impedance, mean value

Obsah

Seznam použitých zkratek.....	12
Seznam použitých fyzikálních značek	13
1 Úvod.....	14
2 Srdce.....	15
2.1 Stavba srdce.....	15
2.2 Funkce srdce	16
2.3 Převodní systém srdeční	16
3 EKG.....	18
3.1 EKG křivka a její části.....	19
3.2 Poruchy převodního systému srdečního	21
3.2.1 AV blokáda	21
3.2.2 Blokáda Tawarových ramének.....	23
3.3 Arytmie.....	24
3.3.1 Supraventrikulární arytmie.....	24
3.3.2 Komorové arytmie.....	25
4 Implantabilní kardiostimulační přístroje	27
4.1 Kardiostimulátory	28
4.2 Implantabilní kardioverter-defibrilátor.....	31
4.3 Srdeční resynchronizační terapie.....	32
4.4 Elektrody	33
4.4.1 Endokardiální elektrody	33
4.4.2 Epimyokardiální elektrody	35
5 Měřené stimulační parametry.....	36
5.1 Impedance.....	36
5.2 Práh.....	36
5.3 Sensing.....	37
6 Příprava na zpracování dat	39

6.1	Data.....	39
6.2	Nástroje zpracování	40
6.3	Základní statistické pojmy	41
7	Statistické vyhodnocení dat.....	42
7.1	Cíle a výzkumné předpoklady	42
7.2	Metoda vyhodnocení dat	42
7.3	Shluková analýza.....	43
7.3.1	Shluková analýza kardiostimulátorů	44
7.3.2	Shluková analýza ICD.....	47
7.4	Zjištění normality dat.....	52
7.4.1	Zjištění normality dat kardiostimulátorů	53
7.4.2	Zjištění normality dat ICD	57
7.5	Test shody rozptylů	60
7.5.1	Test shody rozptylů kardiostimulátorů.....	61
7.5.2	Test shody rozptylů ICD	62
7.6	Shoda středních hodnot	63
7.6.1	Shoda středních hodnot kardiostimulátorů.....	66
7.6.2	Shoda středních hodnot ICD	67
7.7	Souhrn testů středních hodnot	70
8	Závěr.....	71
	Seznam použité literatury	73
	Seznam příloh.....	75
	Příloha A	74
	Příloha B.....	76

Seznam použitých zkratk

ATP	Anti-tachycardia pacing
AV	Atrioventrikulární
CRT	Cardiac resynchronization therapy
CRT-D	Cardiac resynchronization therapy defibrillator
EKG	Elektrokardiograf/Elektrokardiogram
EFV	Elektrofyzilogické vyšetření
ICD	Implantable cardioverter defibrillator
KS	Kardiostimulátor
LK	Levá komora
LRL	Lower rate limit
LV	Left ventricle
MSR	Max sensor rate
MTR	Max track rate
Obr.	Obrázek
PK	Pravá komora
PS	Pravá síň
SA	Sinoatriální

Seznam použitých fyzikálních značek

Značka	Veličina	Jednotka	Název
B	magnetická indukce	[T]	tesla
C	kapacita	[F]	farad
E	energie	[J]	joule
I	proud	[A]	ampér
R	odpor	[Ω]	ohm
t	čas	[s]	sekunda
T	teplota	[$^{\circ}\text{C}$]	stupeň Celsia
U	napětí	[V]	volt

1 Úvod

Kardiostimulační přístroje jsou zařízení schopná zachovat stálou správnou srdeční aktivitu u srdcí, která by nebyla schopna ji spolehlivě udržet sama. Složitější přístroje, jako je implantabilní kardioverter-defibrilátor, dokáží navíc i eliminovat epizody srdce, které by byly pro člověka nebezpečné, např. fibrilace nebo tachykardie.

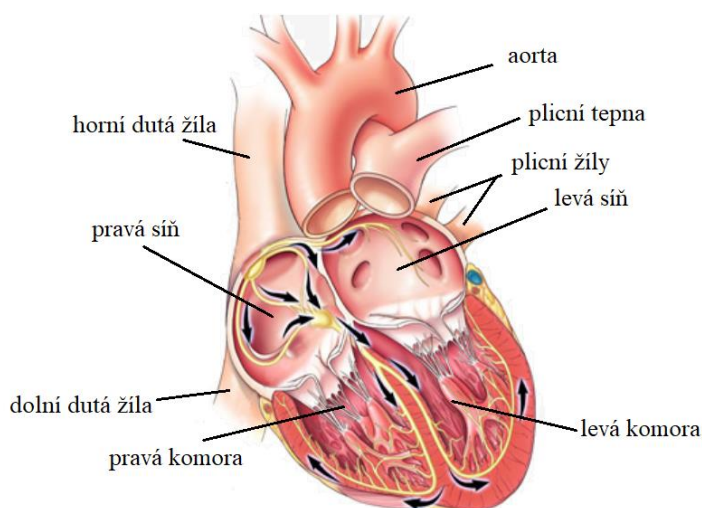
Tématem práce je statistické porovnání a vyhodnocení základních kardiostimulačních dat. Tato data mi byla poskytnuta oddělením biomedicínského inženýrství z kardiocentra Karlovarské krajské nemocnice, které se aktivně podílí na implantačním programu. Data byla anonymizována z důvodů zachování anonymity pacientů a firem při jejich porovnávání.

2 Srdce

Srdce je dutý svalový orgán, který se rytmicky smršťuje a ochabuje. Jeho činností dochází k pumpování krve pod tlakem do krevního oběhu a rozvádění okysličené krve i živin po těle. Stah srdečního svalu se nazývá systola, ochabnutí srdečního svalu se nazývá diastola. Srdce dělíme na pravou a levou část s tím, že každý tento oddíl se skládá ze dvou dutin – ze síně a komory (Pospíšilová, Šrám a Procházková, 2015).

2.1 Stavba srdce

Srdce se skládá ze čtyř oddílů: **pravé/levé síně** (atrium dextrum et sinister) a **pravé/levé komory** (ventriculus dexter et sinister), viz Obr. 1. Pravá síň je od pravé komory oddělena trojcípou chlopní (valva tricuspidalis) a levá síň je od levé komory oddělena dvoucípou chlopní (valva bicuspidalis), též nazývanou mitrální chlopeň. Síně jsou od sebe odděleny mezipředsíňovým septem (septum interatriale). Na něm se nachází oválná jamka (fossa ovalis), v jejímž rozsahu je septum výrazně ztenčeno (Čihák, 2016). Komory jsou od sebe odděleny septem mezikomorovým (septum intraventriculare) (Pospíšilová, Šrám a Procházková, 2015).



Obr. 1 Stavba srdce (Blahút, 2017, upraveno)

Srdeční stěna se skládá ze tří vrstev: vnitřního endokardu, ve středu umístěného myokardu a zevní vrstvy perikardu.

- **Endokard**, taktéž nazývaný nitroblána srdeční, je lesklá a průsvitná blána vystýlající vnitřní povrch srdce včetně chlopní. Endokard stavebně odpovídá cévní výstelce – endotelu.
- **Myokard** je samotná příčně pruhovaná pracovní svalovina srdeční a je to nejsilnější vrstva z výše zmíněných. Buňky myokardu se nazývají kardiomyocyty. Myokard síní je slabší než myokard komor a myokard levé komory je asi dvakrát silnější než myokard pravé komory.
- **Perikard** neboli osrdečník tvoří dvojvrstvý obal srdce, kterému se říká perikardiální vak. Mezi vnitřním listem – epikardem – a vnějším perikardem se nachází šterbinová dutina perikardu, která obsahuje asi 20 ml tekutiny (liquor pericardii). Výskyt této tekutiny a hladký povrch obou listů perikardu umožňuje srdci činnost s minimálním třením (Pospíšilová, Šrám a Procházková, 2015).

2.2 Funkce srdce

Hlavní funkcí srdce je pumpovat krev, jejíž cesta je následující: při diastole vtéká do pravé síně krev z horní a dolní duté žíly (vena cava superior et inferior); při systole síní vtéká krev do pravé komory oddělené trojcípou chlopní, při systole komor krev putuje přes poloměsíčitou chlopeň do kmenu plicního (truncus pulmonalis), který se nadále dělí na plicní tepny pravou a levou (arteria pulmonalis dextra et sinistra), a dále do plic, kde je okysličená. Z plic krev putuje plicními žilami do levé síně, která se naplní při diastole síní. Po systole síní se krev dostává přes mitrální chlopeň do levé komory, z níž se po systole komor vlévá přes aortální chlopeň (valva aortae) do vzestupné aorty (viz Obr. 1). Cesta krve z pravé srdeční komory přes plicní tepny do levé síně se nazývá malý krevní oběh a cesta krve z levé komory přes aortu do orgánů se nazývá velký krevní oběh (Pospíšilová, Šrám a Procházková, 2015).

2.3 Převodní systém srdeční

Převodní systém srdeční je specializovaná srdeční svalovina zodpovědná za spontánní aktivitu srdce. Buňky převodního systému srdečního jsou oproti obyčejné svalovině srdeční málo stažlivé, ale dokáží samovolně tvořit akční potenciály, a rozvádět je po celém pracovním myokardu, šíření tohoto potenciálu je označeno černými šipkami označeny viz Obr. 1. Převodní systém srdeční se dělí na několik částí, a to:

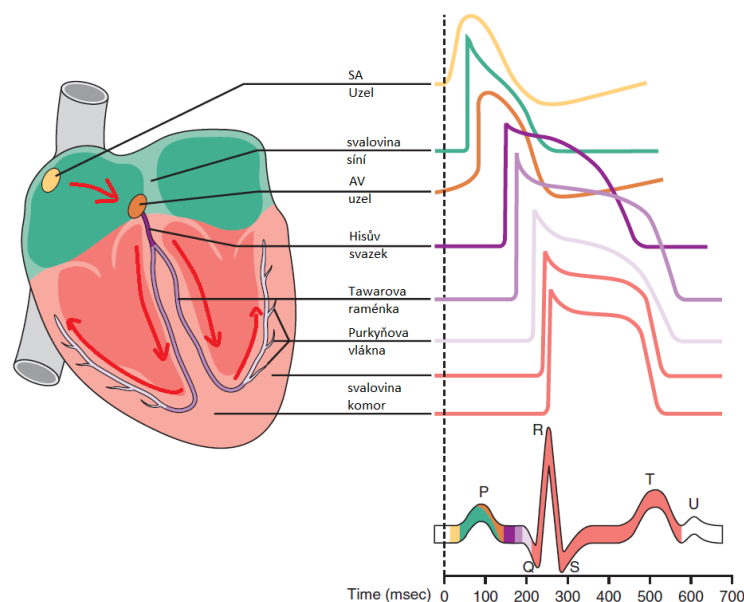
- sinoatriální uzel (SA uzel)
- atrioventrikulární uzel (AV uzel)
- Hisův svazek
- pravé a levé Tawarovo raménko
- Purkyňova vlákna

SA uzel je základní útvar převodního systému srdečního, který udává základní frekvenci srdečních stahů – proto je též označován jako „pacemaker“ srdce. Fyziologický rytmus udávaný tímto uzlem má frekvenci 60–90 impulzů za minutu. Vzruch dále pokračuje do AV uzlu.

AV uzel je složen z myocytů, které vedou vzruch pomaleji. Proto dochází k atrioventrikulárnímu zpoždění potřebnému pro správnou hemodynamiku srdce.

Z AV uzlu se dále vzruch šíří skrz Hisův svazek do pravého a levého Tawarova raménka, levé Tawarovo raménko se dělí ještě na přední a zadní svazek. (Pospíšilová, Šrám a Procházková, 2015).

Tawarova raménka se dále větví v Purkyňova vlákna, která stimulují samotný pracovní myokard. Šíření akčního potenciálu je zobrazeno červenými šipkami viz Obr. 2. Schopnost spontánní depolarizace srdce má každá část převodního systému srdečního, avšak čím dále je od SA uzlu, tím nižší srdeční frekvencí je schopna poskytovat tzv. náhradní rytmus při selhání SA uzlu. (Čihák, 2016).

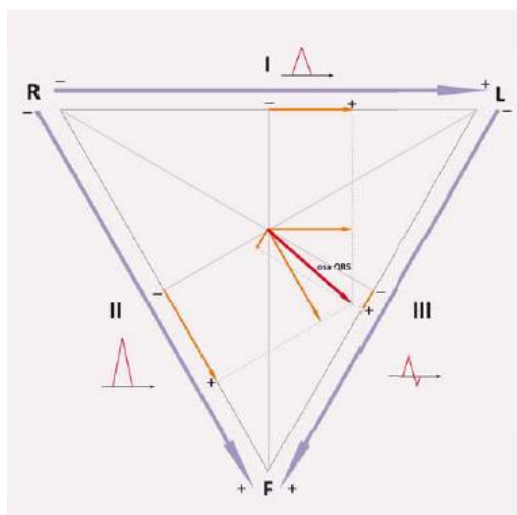


Obr. 2 Převodní systém srdeční, jeho části a tvary průběhu jejich akčních potenciálů (Ellenbogen et al., 2017, s. 69, upraveno)

3 EKG

EKG znamená elektrokardiograf nebo elektrokardiogram. **Elektrokardiograf** je přístroj, který hodnotí elektrickou aktivitu srdce a snímá, kdy elektrické signály svalu začínají a končí. Pomocí EKG tedy neměříme, jak dobře srdce pumpuje krev, ale jak dobře je elektricky aktivováno. Elektrokardiogram je papírový nebo digitální zápis elektrické aktivity snímané elektrokardiografem. Normálnímu srdečnímu rytmu říkáme rytmus sinusový, a to proto, že vychází z SA uzlu. Abnormality v převodním systému nebo patologické změny srdečních oddílů srdce mohou vést ke špatnému šíření depolarizace nebo ke vzniku nenormálních rytmů; to může mít za následek bradykardii (nízkou srdeční frekvenci), tachykardii (vysokou srdeční frekvenci) nebo jinou arytmiu (Hampton, 2013).

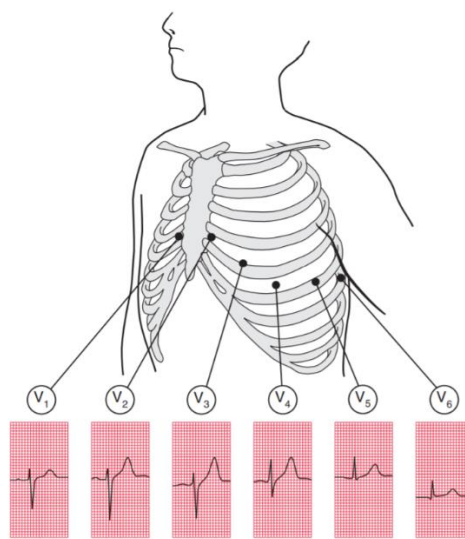
Dvanáctisvodové EKG tvoří EKG obrazy (svody), což jsou různé verze zobrazení elektrického záznamu získaného z deseti různých elektrod na pacientovi. Jedna elektroda je připojena ke každé končetině (L – levá ruka, R – pravá ruka, F – levá noha, zemní pravá noha) a dalších šest snímá hrudník. EKG přístroj porovnává elektrickou aktivitu zachycenou mezi dvěma elektrodami, výsledný obraz se nazývá svod. Jednotlivá porovnání pozorují srdce z různých směrů – například svod I porovnává elektrické napětí mezi levou a pravou paží (viz Obr. 3), všechny potenciály proudící směrem k pravé paži se na svodu zobrazí jako kladná výchylka.



Obr. 3 Určení srdeční osy pomocí Einthovenova trojúhelníku (Sepši, Pospíšil a Kozák, 2017)

EKG se obvykle skládá z dvanácti svodů; šesti hrudních ($V_1 - V_6$), viz Obr. 4, a šesti končetinových (I, II, III, aVL, aVR, aVF). Šest končetinových svodů můžeme vnímat jako

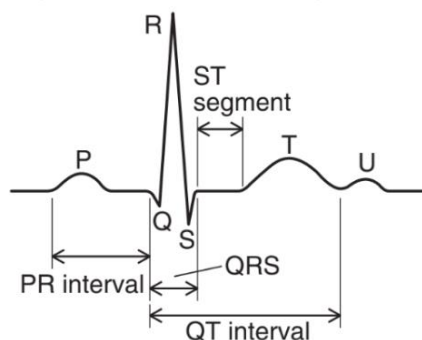
podhled na srdce ve vertikální rovině (neboli ze stran těla nebo od nohou). Svody I, II a VL zaznamenávají pohledy z levého laterálního povrchu srdce, svody III a aVF pohled ze spodní stěny a VR pohled z pravé síně. Svody V₁ – V₆ hledí na srdce v horizontální rovině, zepředu a z levé strany, V₁ a V₂ sledují srdce od pravé komory, svody V₃ a V₄ sledují aktivitu mezikomorového septa a přední stěny levé komory, a svody V₅ a V₆ sledují aktivitu přední a laterální stěny levé komory. Zprůměrovaný směr šíření depolarizační vlny v komorách se nazývá srdeční osa, jejíž směr lze nejlépe určit z QRS komplexu na svodech I, II a III. Normální směr srdeční osy směřuje k číslu 5 na ciferníku hodin (viz Obr. 3) – to znamená, že se vlna šíří nejvíce ke svodu číslo II, I a III (Hampton, 2013).



Obr. 4 Hrudníkové svody, jejich umístění a EKG obraz (Hampton 2013, s. 19)

3.1 EKG křivka a její části

EKG křivka každého srdečního stahu se dělí na tři základní části, a to P vlnu, QRS komplex a T vlnu (viz Obr. 5). Na některých EKG můžeme pozorovat i U vlnu, která následuje po T vlně a jejíž původ není zcela objasněn. Pokud přichází po T vlně normálního tvaru, jedná se o normální nález, zatímco když je vlna T zploštěná, jedná se o patologický nález U vlny. Velikosti jednotlivých částí EKG křivky se mohou různě měnit podle toho, který svod pozorujeme nebo jakou EKG metodu využíváme (Sepši, Pospíšil a Kozák, 2017).



Obr. 5 EKG V1na srdečního stahu s označenými úseky a intervaly (Hampton 2013, s. 14)

V porovnání s komorami je svalová hmota síní malá, kontrakce síní jsou oproti komorám také slabší, a tak jsou i elektrické změny způsobené depolarizací malé. Část EKG křivky, která zachytává průběh depolarizace síní, se nazývá **P vlna**. Nejvýraznější výchylku na EKG tvoří **QRS komplex**, a to díky tomu, že zaznamenává depolarizaci masivního myokardu srdečních komor. QRS komplex se skládá ze tří částí. Pokud je první kmit pod izoelektrickou linií (negativní výchylka), říkáme mu **kmit Q**. Výchylka nad izoelektrickou linií (pozitivní výchylka) se nazývá **R kmit**. Každá negativní výchylka následující po R kmitu se nazývá **kmit S**, a to bez ohledu na to, jestli QRS komplex obsahoval Q kmit či nikoli. Po QRS komplexu nastupuje na EKG křivce **T vlna**, která odráží návrat myokardu komor do klidového stavu. Tomuto ději se také říká repolarizace (Hampton, 2013).

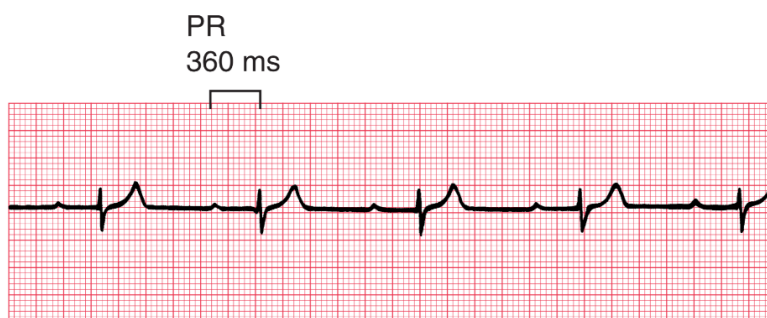
EKG je za standardní rychlosti 25 mm/s zaznamenáváno na pohybující se pruh papíru. Používán je papír se standardní velikostí čtverců, kde velký čtverec o velikosti 5 mm představuje čas 0,2 s a malý čtvereček o velikosti 1 mm představuje 0,04 s. Ve vertikálním směru představuje vychýlení 1 cm (dva velké čtverce) signál o velikosti 1 mV – toto vychýlení je kalibrováno kalibračním signálem, který by měla obsahovat každá EKG křivka. Tím pádem můžeme z pohledu na EKG záznam pomocí R-R intervalu vyčíslit srdeční frekvenci a pomocí velikostí P vlny, QRS komplexu a T vlny zjistit převodní časy jednotlivých částí srdce. Interval PR je měřen od začátku P vlny až k začátku QRS komplexu a vyjadřuje čas, který je potřeba pro svedení vzruchu z SA uzlu přes svalovinu síní, AV uzel a Hisův svazek do komorového myokardu. Standardní trvání PR intervalu je 120–200 ms a většina tohoto času je způsobena zpožděním AV uzlu; pokud je interval kratší, je možné, že je síň aktivována v blízkosti AV uzlu, anebo může jít o mimořádně rychlý převod ze síně na komoru. QRS komplex by měl u zdravého srdce trvat kolem 120 ms. Délka intervalu QT se mění spolu s frekvencí srdce (Hampton, 2013).

3.2 Poruchy převodního systému srdečního

Víme, že elektrická aktivace za normálních podmínek začíná v SA uzlu, šíří se síněmi k AV uzlu a přes Hisův svazek pokračuje do komor. Každá abnormalita vedení akčního potenciálu komorami může QRS komplex rozšířit a potenciál může být v jakémkoli úseku této trasy zpomalen či úplně zablokován. Prodloužení intervalu QT nad 450 ms může vést až ke komorové tachykardii. Pokud chceme zjistit, kde na trase převodního systému srdečního došlo k vadě, můžeme to ve většině případů vyčíst rovnou z EKG. Nelze-li toto vyčíst z EKG, pak se přistupuje na EFV (elektrofyzilogické vyšetření) pomocí diagnostických katetrů. Srdeční rytmus je nejlépe čitelný ze svodu jasně ukazujícího vlnu P, což bývá nejčastěji svod II nebo V₁. Čas potřebný k šíření depolarizace z SA uzlu až do myokardu komor odpovídá PR intervalu a za normálních podmínek není větší než 200 ms; pokud je tomu jinak, často se jedná o převodní poruchu AV uzlu a Hisova svazku. Tyto poruchy jsou na EKG viditelné jako fenomén nazývaný atrioventrikulární (AV) blokáda. K blokádě může též dojít i v distálních částech převodního systému srdečního. Každý z těchto úkazů má charakteristické obrazy na EKG, které si ukážeme a popíšeme níže v podkapitolách bodu 3.2 (Hampton, 2013).

3.2.1 AV blokáda

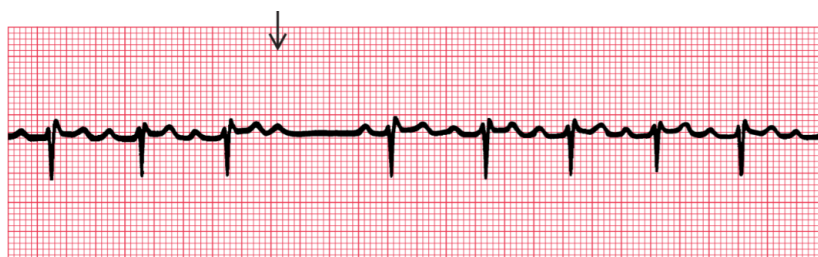
AV blokády se dělí do třech stupňů podle závažnosti blokády. **AV blokáda prvního stupně** je jev, při kterém se všechny depolarizace z SA uzlu převádí na komory, ale někde v průběhu převodu existuje zpoždění, a tak dochází ke značnému prodloužení PR intervalu (viz Obr. 6). AV blokáda prvního stupně není sama o sobě moc závažná, ale může být známkou ischemické choroby srdeční, poruch elektrolytové rovnováhy, akutní revmatické artritidy nebo digitálisové toxicity.



Obr. 6 EKG AV blokády prvního stupně (Hampton, 2013, s. 49)

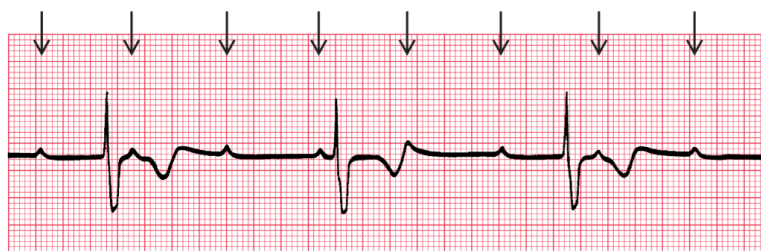
Někdy dochází k úplnému přerušení převodu přes AV uzel nebo Hisův svazek; pokud k tomuto přerušení dochází intermitentně, jedná se o **AV blokádu druhého stupně**, která se dělí na dvě hlavní varianty:

- U **AV blokády II stupně typu Mobitz I (Weckenbach)** se postupně prodlužuje PQ interval tak dlouho, dokud nedojde k převedení signálu na komory, a tím pádem k absenci QRS komplexu po P vlně. Po tomto vynechání QRS komplexu se vedení zotaví a celý proces se opakuje.
- **AV blokáda II stupně typu Mobitz II** se vyznačuje konstantním PQ intervalem a následným náhlým výpadkem QRS komplexu při zachování P vlny (viz Obr. 7). Takto se může pravidelně nepřevádět každý druhý (třetí, čtvrtý atd.).



Obr. 7 EKG AV blokády 2. stupně typu Mobitz II (Hampton, 2019, s. 50)

AV blokáda III stupně je stav, při kterém jsou kontrakce síní naprosto normální (viz šipky Obr. 8), ale k převodu na komory nedochází (viz QRS komplexy Obr. 8). V tomto případě musí být komory stimulovány náhradním mechanismem z depolarizačního ložiska v komorové svalovině. Tím pádem můžeme na EKG vidět pravidelnou P vlnu, která není následována QRS komplexem – QRS komplex je totiž evokován pouze svalovinou komor s mnohem nižší frekvencí, viz Obr. 8. Proto je důležité ověřit PR interval na všech svodech. AV blokáda třetího stupně se může akutně vyskytnout u pacientů s infarktem myokardu, pacientů s fibrózou v oblasti Hisova svazku, nebo důsledkem blokády obou Tawarových ramének. U pacientů s AV blokádou kteréhokoliv typu je vhodná léčba implantací kardiostimulátoru.



Obr. 8 EKG AV blokády třetího stupně (Hampton, 2013, s. 52)

3.2.2 Blokáda Tawarových ramének

Může nastat i případ, kdy je blokováno pouze jedno z Tawarových ramének – nejvíce patrný je na svodu V_1 a V_6 , protože septum se depolarizuje zleva doprava. Pokud jde o blokádu pravého Tawarova raménka (Right bundle branch block – RBBB), QRS komplex má na svodu V_1 tvar RSR a na svodu V_6 tvar QRS s výraznou vlnou S. RBBB není závažná porucha a nemusí být léčena. Blokáda levého Tawarova raménka (Left bundle branch block – LBBB) má obecně širší QRS komplex; nejlépe se pozná na svodu V_6 , kde je jasně vidět QRS komplex ve tvaru RSR do písmene M nad izoelektrickou linií. K obrazu LBBB taktéž patří inverze T vln. Pokud pacient prožívá postižení LBBB bez příznaků, není žádná léčba nutná, avšak je třeba mít na paměti další komplikace, jako je například ischemická choroba srdeční. Pokud má pacient silnou bolest na hrudi, LBBB může ukazovat na akutní infarkt myokardu a je potřeba zvážit trombolýzu. V případě blokády ramének v distálních částech se mění směr srdeční osy. Pokud dojde k porušení vedení předním svazkem levého Tawarova raménka (levý přední hemiblok), musí být komora aktivována zadním svazkem a srdeční osa se otáčí směrem nahoru – tento úkaz se nazývá deviace osy doleva. Samotné RBBB nemá na deviaci osy velký vliv, ale pokud je spojeno s levým předním hemiblokem, nastává deviace osy doleva a na EKG jde vidět RBBB. Tomuto stavu se někdy říká bifascikulární blokáda a je příznakem rozsáhlého poškození převodního systému srdečního. Blokáda zadního svazku levého Tawarova raménka je velice vzácná; pokud k ní ale dojde, dochází k deviaci srdeční osy doprava. Pokud dojde k RBBB a blokádě obou svazků levého Tawarova raménka, dochází ke vzniku AV blokády 3. stupně a příznaky jsou stejné jako u blokády Hisova svazku (Hampton, 2013).

3.3 Arytmie

Doposud jsme se zabývali pouze šířením akčního potenciálu a jeho poruchami, což ovšem předpokládá normální aktivaci z SA uzlu. Když depolarizace začíná v SA uzlu, mluvíme o sinusovém rytmu, v opačném případě poruchy srdečního rytmu nazýváme odborně arytmiie. Obecně můžeme abnormální rytmy rozdělit na bradykardie (pomalý a setrvalý rytmus), extrasystoly (jednotlivé předčasné stahy), tachykardie (rychlý a setrvalý rytmus) a fibrilace (aktivace síní nebo komor je nahodilá). Srdeční frekvence je taktéž ovlivňována vagovými nervy a reflexy. Změna srdečního rytmu spojená s SA uzlem se nazývá sinusová arytmiie. Pomalý sinusový rytmus (sinusová bradykardie) se může vyskytovat například u sportovců nebo u pacientů s mdlobou, podchlazením či s časnou fází akutního infarktu myokardu. Rychlý sinusový stah neboli sinusová tachykardie se vyskytuje při fyzické zátěži, strachu, bolesti nebo krvácení. Není přesně stanoveno, kde je hranice tepové frekvence označené jako tachykardie a bradykardie, jedná se pouze o deskriptivní pojmy – orientačně však jako maximální tepovou frekvenci můžeme brát rozdíl čísla 220 a věku člověka (Ellenbogen et al., 2017).

Je důležité říct, že každá část srdce má schopnost spontánní srdeční aktivace, ale řízení komorové frekvence dosáhne jen ta část srdce s nejvyšší depolarizační frekvencí. Arytmie jakožto abnormální rytmy mohou vznikat na různých místech – v SA uzlu, ve svalovině síní, v junkční oblasti v okolí AV uzlu (mezi SA a AV uzlem, okolo AV uzlu, pod Hisovým svazkem), anebo ve svalovině komor. Arytmie můžeme tím pádem dělit podle místa vzniku na ty, které vznikají před vstupem do komor (supraventrikulární), a komorové arytmiie vznikající přímo v komorách (Hampton, 2013).

3.3.1 Supraventrikulární arytmiie

U všech těchto arytmií se šíří vlna normálně přes Hisův svazek, tudíž vzniká QRS komplex normálního tvaru. Nejčastější supraventrikulární arytmiie jsou sinusová arytmiie, síňová arytmiie, fibrilace síní a flutter síní.

K **sinusové arytmiie** může dojít díky selhání SA uzlu (sick sinus syndrome), pak dochází k bradykardii a sinusový rytmus je zastoupen síňovým nebo junkčním náhradním rytmem, jejichž frekvence se pohybuje kolem 50 tepů za minutu. Pokud je ale SA uzel nadměrně aktivní, může naopak docházet i k sinusové tachykardii.

Síňová arytmie vzniká předčasnou depolarizací oblasti mezi SA a AV uzlem, často se jedná o tachykardii. Může vznikat díky nadměrné automacii v této oblasti, nebo na principu re-entry okruhu v srdeční svalovině, což znamená návrat depolarizace způsobený kruhovou dráhou šíření. Jako supraventrikulární tachykardii většinou určujeme srdeční frekvenci vyšší než 150 tepů za minutu; zdravý AV uzel je schopen převést nanejvýše frekvenci 200 za minutu, čímž chrání komory před rychlou a neúčinnou aktivací.

Při frekvenci síní vyšší než 250 tepů za minutu mizí izoelektrická hladina a stav nazýváme **flutter síní**. Jelikož AV uzel propustí pouze polovinu impulzů, dochází většinou k blokádě 2:1 a srdeční frekvence se pohybuje kolem 125 tepů za minutu. U všech doposud zmíněných arytmií docházelo ke kontrakci svalových vláken síní a komor jako celku; pokud se však jednotlivá svalová vlákna síní nebo komor stahují nezávisle, mluvíme o fibrilaci síní.

U **fibrilace síní** můžeme pozorovat nepravidelné vlnky (nečitelné P vlny) mezi QRS komplexy, občas se mohou vyskytovat po dvou až třech sekundách vlnky podobné flutteru. Komory se při fibrilaci síní stahují nepravidelně, ale komplexy mají normální tvar.

Pokud některá z výše uvedených supraventrikulárních arytmií způsobuje pacientovi oběhovou nedostatečnost, je u těchto pacientů vhodná implantace kardiostimulátoru (Blahút, 2017).

3.3.2 Komorové arytmie

U komorových arytmií se depolarizace šíří komorami abnormální cestou Purkyňových vláken, QRS komplex je tedy nestandardně široký a T vlna má abnormální tvar. Podle místa vzniku a průběhu můžeme ty nejčastější arytmie dělit na extrasystoly, tachykardie, fibrilace komor a idioventrikulární rytmus.

Komorová extrasystola vzniká předčasnou excitací svaloviny komor, nijak neovlivňuje SA uzel a jeho P vlny přicházejí stále za stejné frekvence.

Jako **komorová tachykardie** je pak označován stav, kdy jsou na EKG vidět alespoň tři široké (nad 120ms) po sobě jdoucí QRS komplexy. Může být setrvalá, která trvá 30 s a více, nebo nesetrvalá, která je specifikována trváním do 30 s. Komorové tachykardie se dělí podle tvaru QRS komplexu na **monomorfní** a **polymorfní**.

- **Monomorfní tachykardie** jsou nejčastější, u tohoto typu mají po sobě jdoucí QRS komplexy stejný tvar. Vznikají v strukturálně poškozeném srdci, často jako následek jizvy po infarktu myokardu, ve které se vytvoří re-entry.
- **Polymorfní tachykardie** se objevuje při infarktu, po sobě jdoucí QRS komplexy mají různé tvary a mohou být vyvolávány různým počtem ektopických ložisek. Tento typ tachykardie často přechází do fibrilace komor.

Fibrilace komor nastává, pokud dojde k nezávislým kontrakcím svalových vláken komor. EKG je pak zcela dezorganizované a nelze na něm určit žádné komplexy QRS, pacient většinou okamžitě upadá do bezvědomí a je potřebná defibrilace. Pro pacienty trpící tachykardií nebo fibrilací komor je vhodná léčba implantací ICD systému (implantabilní kardioverter defibrilátor).

Idioventrikulární rytmus je stav, ke kterému může dojít, pokud nastane úplná AV blokáda komory a začne se depolarizovat náhradní komorový rytmus o frekvenci asi 30–50 tepů za minutu (Blahút, 2017).

4 Implantabilní kardiostimulační přístroje

Moderní kardiostimulační přístroj je zdravotnický prostředek skládající se z vlastního přístroje a jedné až tří elektrod, jejichž počet závisí na typu srdeční poruchy a typu přístroje. Každý implantabilní kardiostimulační přístroj se skládá z hlavice a pouzdra. Pouzdro je vyrobeno z biokompatibilního titanu nebo titanové slitiny, má v sobě uloženou veškerou elektroniku i baterii a zvenku je označeno údaji o zařízení. Hlavice slouží k napojení elektrod pomocí šroubků, které jsou pro zachování vodotěsnosti kryty těsnící zátkou a utahovány obousměrným momentovým klíčem. Implantabilních kardiostimulačních přístrojů rozlišujeme několik druhů:

Jednodutinový systém (1D)

Při léčbě bradykardie je jedna elektroda zavedena v síni nebo v komoře a pokud není snímána vlastní aktivita, kardiostimulátor (KS) vydává stimulační impulz o předem daných parametrech. Při léčbě tachykardií nebo fibrilací komor se pak používá implantabilní kardioverter-defibrilátor (ICD systém).

Dvoudutinový systém (2D)

Pokud je v srdci diagnostikována závažná AV blokáda, je jednou elektrodou snímána aktivita v síni a druhou je pak zpožděně stimulována komora, aby docházelo k normálnímu srdečnímu stahu. Při léčbě tachykardií nebo fibrilací komor je užíván ICD systém

Třídutinový systém (3D)

Systém tří elektrod pro resynchronizační léčbu srdečního selhání může fungovat čistě jako stimulátor srdečních oddílů (CRT-P), anebo být vybaven i defibrilátorem (CRT-D). Je možné taktéž zavedení třetí elektrody epikardiálně na levou komoru a tím řešit komorovou dyssynchronii vzniklou při srdečním selhání. Při riziku ohrožení člověka tachykardií je použit ICD systém. U toho je možné zvolit variantu s jednou elektrodou v pravé komoře (VR), anebo se dvěma, a to v síni a komoře (DR).

Všechny výše zmíněné typy přístrojů jsou vždy opatřeny i senzorem pro adaptaci srdeční frekvence podle aktivity a potřeb pacienta.

Princip elektrické kardiostimulace spočívá ve vytvoření elektrického pole mezi elektrodou a druhým pólem stimulace; mezi těmito póly se nachází stimulovaný myokard, na který je přiveden elektrický stimulační impulz. Snažíme se, aby rozdíl potenciálu mezi relativně kladně

nabíým extracelulárním prostorem a relativně záporně nabíým intracelulárním prostorem poklesl z cca -80 mV na cca -60 mV a tím vznikl akční potenciál. Pro tento účel vyšleme do extracelulárně umístěné elektrody záporný impulz, čímž dosáhneme snížení extracelulárního akčního potenciálu a požadovaného snížení membránového napětí. Můžeme také použít kladný impulz, ale o mnohem vyšší amplitudě (Korpas, 2011).

4.1 Kardiostimulátory

Kardiostimulátor je definován jako zdravotnický prostředek určený pro léčbu bradykardie nebo srdečního selhání; skládá se z vlastního přístroje a implantovaných elektrod. Kardiostimulátor je však i samozřejmou součástí ICD systémů a srdeční resynchronizační terapie. U kardiostimulátorů jsou možné dva typy konfigurace stimulace a snímání, které rozdělujeme podle typu použitých elektrod. Tyto módy se nazývají **unipolární a bipolární**, oba však obsahují katodu i anodu a oba používají v kontaktu s tkání jeden stimulační pól (katodu). Jediný rozdíl mezi dvěma módy je v umístění anody. Konfigurace snímání a stimulace jsou často naprogramovatelné pro síň a komoru zvlášť; algoritmus kardiostimulátoru je opatřen algoritmem kontroly, aby nedošlo k neúmyslnému použití unipolární elektrody při bipolární funkci. Moderní systémy taktéž obsahují automatickou diagnostiku typu elektrod a detekci připojení elektrod.

Při unipolární konfiguraci stimulace se bude impulz stimulace aplikovat mezi katodou na distální části stimulační elektrody a anodou umístěnou extrakardiálně na pouzdře kardiostimulátoru. Při unipolární stimulaci budou artefakty stimulace jasně viditelné na povrchovém EKG, což může usnadnit jeho interpretaci. Nevýhoda unipolárního stimulování je však umístění anody v okolí velkých svalů, které může způsobovat jejich stimulaci a nechtěné snímání jejich myopotenciálů. Při tomto nastavení je schopen systém rozpoznat i srdeční signály s menší amplitudou, ale zároveň je náchylnější na vnější elektromagnetická rušení.

U bipolární konfigurace prochází impulz stimulace mezi proximálním a distálním pólem elektrody, tím pádem jsou katoda i anoda umístěny v srdečním oddílu. Citlivost snímání je u bipolární konfigurace lepší v malých vzdálenostech kolem pólů elektrod. Kvůli relativně malé vzdálenosti mezi póly proto není tak náchylná k snímání myopotenciálů velkých svalů nebo jiných signálů, které nemají význam na srdeční depolarizaci (Korpas, 2011).

Kardiostimulátory jsou popsány podle režimů, ve kterých pracují. Tyto režimy představují základní představu o terapeutických možnostech přístroje. Podle počtu fyzicky připojených elektrod v zásadě rozlišujeme jednodutinové a dvoudutinové režimy. Programovatelnost zařízení však dovoluje i dvoudutinovým zařízením provoz v jednodutinových režimech.

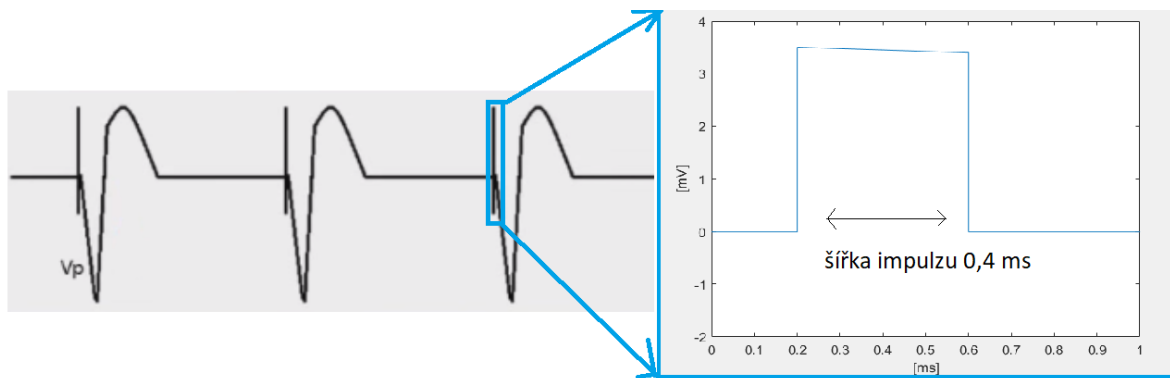
Nomenklatura modů kardiostimulátorů je dána až pěti písmeny. První písmeno udává stimulovanou dutinu, A značí síň, V značí komoru a D značí síň i komoru (někteří výrobci používají S pro označení A nebo V). Druhé písmeno udává snímanou dutinu, písmena se udávají stejná jako u prvního písmena, tedy A, V, D, a pokud není snímána žádná, používáme O. Třetí písmeno udává akci při odezvě na snímání. Písmeno O označuje, že žádná akce nenastane. Písmeno T (Trigger) označuje spuštění, kdy je v reakci na akci vydán stimulační impulz. Písmeno I (Inhibition) inhibici, tj. pokud je zaznamenána vlastní srdeční aktivita, kardiostimulátor impulz nevydá. Písmeno D (Dual) pak znamená kombinaci T a I. Čtvrté písmeno se nemusí vyskytovat a pokud ano, je to písmeno R (Rate), které znamená, že se jedná o stimulaci s adaptivním senzorem rychlostí. Pokud má mód páté písmeno, udává tzv. multisite stimulaci neboli stimulaci více okrsků srdce, pro niž se používají písmena A, V, D (Timperley et al., 2019).

Jedním ze základních parametrů kardiostimulátorů jsou stimulační rychlosti. Když srdce nepodává dostatečnou aktivitu, kardiostimulátor stimuluje srdce určitou rychlostí danou parametrem LRL (lower rate limit) neboli dolní mezí stimulace. LRL je udáván v počtu pulzů za minutu, má vztah k dalším parametrům kardiostimulace a nastavení hranic tachykardie. Některé systémy mají funkci zpomalení stimulace během noci, tzv. funkci Night rate, která postupně snižuje srdeční akci (snížení lower rate limit) na co nejnižší nastavenou úroveň po dobu přizpůsobenou potřebám pacienta. Dočasně snížený lower rate limit se pak ráno zase postupně zvyšuje, tedy zvyšuje se rychlost stimulace srdce (Ellenbogen et al., 2017).

Ke stimulaci je potřeba záporného napěťového impulzu, který má nastavitelnou amplitudu a šířku. Amplituda a šířka impulzu jsou při výrobě změřeny za standardních podmínek při teplotě 37 °C, rychlosti 60 stahů/min, amplitudě 3,5 V a šířce impulzu 0,4 ms. Testovány jsou při třech hodnotách zatížení. Amplituda impulzu, taktéž udávaná jako napětí výstupního impulzu, je měřena jako napětí náběžné hrany výstupního impulzu (Korpas, 2011).

Amplituda je nezávisle programovatelná proměnná s hodnotami nastavitelnými od nuly (při vypnuté stimulaci) až do 7,5 V nebo 8,4 V nebo více, podle typu přístroje. Kardiostimulátory jsou vybaveny obvody s rychlým dobíjením po vybití výstupního vazebného kondenzátoru

stimulovaným impulzem – to zajišťuje správnou amplitudu každého impulzu i při vysoké rychlosti stimulace. Toto dobíjení také pomáhá zlepšit zotavení snímacího obvodu po výstupním impulzu. Opakující se nabíjení kondenzátoru výstupního obvodu můžeme vidět na stimulačních pólech elektrod v podobě impulzu s nízkou amplitudou opačné polarity (oproti stimulačnímu impulzu) následujícím okamžitě po stimulačním impulzu. U moderních kardiostimulátorů je samozřejmostí funkce pro automatické nastavení amplitudy výstupního impulzu a sledování účinnosti stimulace. Jejím cílem je vhodně přizpůsobit stimulační impulzy tak, aby docházelo ke spolehlivé stimulaci a zároveň k úspornému provozu díky vhodně zvolené amplitudě napětí.



Obr. 9 Stimulační impulz při stimulaci komor (Zdroj: autor)

Vyhodnocení stimulace je prováděno pomocí intrakardiálního elektrogramu snímaného stimulačními póly, nebo pomocí speciálního přídavného snímacího pólu. K naměřenému prahu přidává každý vyhodnocující algoritmus rezervu, která je nutná kvůli bezpečí pacienta – pokud by ani tak ke stimulaci nedošlo, kardiostimulátor aplikuje záložní stimulační impulz s ještě vyšší amplitudou, obvykle kolem 5 V při šířce impulzu 0,4 ms. Další nezávisle programovatelnou veličinou je šířka impulzu udávající trvání impulzu mezi stimulačními póly. Šířka impulzu je programovatelná v rozsahu od 0,05 ms do 2 ms a je měřena v 1/3 amplitudy napětí impulzu (Korpas, 2011).

Kardiostimulátory s adaptivní frekvencí mohou pomoci i pacientům s chronotropní inkompetencí (neboli s nedostatečnou změnou srdeční frekvence v závislosti na fyzické aktivitě), a to pomocí R-senzoru. Základní parametr těchto kardiostimulátorů je práh aktivity; ten zajišťuje, aby byla zvýšena srdeční frekvence i při lehké aktivitě, ale přitom nebyla zvýšena aktivita srdce při těžkém dýchání nebo třesu způsobeném např. Parkinsonovou chorobou. Po

překročení prahu aktivity kardiostimulátor vhodně zvyšuje LRL pomocí dat ze senzorů. Nejčastěji používaný senzor je akcelerometr, dále se používá senzor minutové ventilace, metabolický senzor snímající noradrenalin nebo senzor transvalvulární impedance. Každý z těchto senzorů má své výhody i nevýhody – pro co nejvhodnější výsledek je možné použít kombinaci více senzorů, jejich signály zprůměrovat a z tohoto průměru vytvořit stimulační profil (Korpas, 2011).

4.2 Implantabilní kardioverter-defibrilátor

Implantabilní kardioverter-defibrilátor neboli ICD je aktivní zdravotnický prostředek, který je využíván zejména k dodání vysokoenergetického výboje do myokardu za použití elektrod uvnitř srdce. Tento elektrický výboj vyvolá depolarizaci membrán všech buněk srdce současně a tím způsobí následnou absolutní refrakterní fázi; zároveň tak zastaví šíření tachykardických vzruchů uvnitř srdce. ICD má také funkci stimulatoru, takže dokáže předcházet bradykardiím. Dokáže též ukončit některé komorové tachykardie bez pomoci vysokoenergetického výboje, a to za použití antitachykardické stimulace (ATP). Konstrukčně se od kardiostimulátoru liší zejména vysokonapětovými elektrolytickými kondenzátory o kapacitě 60–140 μF , které spolu s baterií zabírají většinu objemu pouzdra ICD a jsou nutné pro dostatečnou akumulaci energie pro defibrilační výboj. Maximální energie výboje bývá 40 J (Korpas, 2011).

Režimy ICD systémů jsou podobně jako u kardiostimulátorů popsány písmennými kódy, které jsou ale na rozdíl od kardiostimulátorů čtyřpísmenné. První písmeno udává dutinu, kam je aplikován výboj – A značí síň, V značí komoru, D značí obojí a O značí nic. Druhé písmeno v kódu režimu označuje dutinu s aplikací ATP, písmenné označení A, V, D, O zůstává stejné. Třetí písmeno označuje princip detekce tachykardie, E značí detekci pomocí elektrogramu a H pomocí hemodynamiky. Čtvrté písmeno kódu označuje stimulovanou dutinu pomocí písmen A, V, D, O (Timperley et al. 2019).

Nejčastěji používanými režimy jsou VVEV pro jednodutinové a VVED pro dvoudutinové ICD. Teoreticky by bylo možné vertovat i arytmiie síní pomocí výboje mezi proximálním pólem elektrod a pouzdrem přístroje, ale v praxi se toho nevyužívá z důvodu vysoké bolestivosti výboje při plném vědomí. ICD mají možnost dočasného vypnutí či nastavení vysokonapětových výbojů – to může být provedeno pomocí programátoru nebo pomocí magnetu (1 mT a silnější), který se přiloží nad ICD a tím výboje vypne. Dočasného vypnutí se používá zejména před implantací přístroje a během jeho instalace, při výměně přístrojů nebo

při operaci pacienta s ICD, kde je používána elektrokauterizace. Při těchto operacích je nutno zajistit externí defibrilaci; u všech kardiostimulačních zařízení může elektrokauter inhibovat stimulaci a pokud není systém vybaven elektrokauterizačním režimem, musíme jej nastavit na asynchronní režim (Korpas, 2011).

Každé ICD zařízení musí disponovat funkcí detekce tachykardie – musí spolehlivě vyhodnotit srdeční rytmus po jednotlivých srdečních cyklech, aby mohlo tyto stavy správně léčit. Detekce má tedy tři následující složky: počáteční detekci, rekonfirmaci a redetekci s detekcí po výboji. Počáteční detekce se skládá z programovatelných parametrů prahové rychlosti, s nimiž se porovnává délka každého cyklu. Komorová tachykardie se může podle rychlosti rytmu dělit do zón, podle kterých ji buď jen bez jakékoliv terapie zaznamenáváme (sledovací zóna), nebo ji vhodnou terapií léčíme. Komorové tachykardie se označují jako VT; fibrilace komor, která má oproti VT rychlejší a méně pravidelné intervaly, se označuje jako VF. Nejnížší prahové hodnoty zón musí mít rytmus vyšší než LRL, max track rate (MTR) a max sensor rate (MSR). MTR značí nejvyšší rychlost, při které se všechny snímané síňové stahy převedou na komoru, a MSR nám udává nejvyšší senzorovou frekvenci stimulace (Korpas, 2011)

Komorová terapie je spuštěna, jen pokud jsou splněny všechny podmínky diskriminačního algoritmu přístroje – tím se myslí rozlišení typů arytmií a jejich původu vzniku, tak aby nedošlo k tzv. neadekvátnímu výboji (výboj, který není adekvátní vůči typu arytmií, například typu fibrilace síní s rychlou komorovou odpovědí). Po detekci arytmií a vyslání vysokonapěťového impulzu musí ICD zkontrolovat úspěšnost provedené terapie a v případě neúspěchu vyslat další výboj (Korpas, 2011).

4.3 Srdeční resynchronizační terapie

Srdeční resynchronizační terapie neboli CRT je metoda léčby srdečního selhání bez použití farmak. CRT umožňuje léčbu komorové dyssynchronie způsobené srdečním selháním, a to pomocí stimulace pravé i levé komory. Tím zlepšuje mechaniku srdeční kontrakce a léčí malý srdeční výdej. Dříve se používaly systémy, které na stimulaci levé komory (LV) využívaly epikardiální elektrodu; kvůli ní musela být prováděna thorakotomie. Dnes se elektroda zavádí podobně jako ostatní elektrody nejdříve přes podklíčkovou žílu a poté přes koronární sinus do cílové koronární žíly. Vhodné umístění LV elektrody se bere jako místo nejpozdější vlastní komorové aktivace a obecně se nachází na boční straně levé komory. Biventrikulární stimulace

se aplikuje jak u kardiostimulátorů (CRT-P), tak u defibrilátorů (CRT-D), a můžeme říct, že kardiostimulační části CRT-D jsou shodné s CRT-P (Korpas, 2011).

4.4 Elektrody

Elektrody jsou části kardiostimulačního zařízení, které se cestou podklíčkové žíly zavádějí až do samotného srdečního svalu, kde jsou různými systémy zafixovány. Elektrody zajišťují správné snímání srdečního svalu a také přenos všech kardiostimulačních impulzů a defibrilačních výbojů. Musjí proto být vyrobeny tak, aby byly dostatečně trvanlivé a účinné pro doživotní kardiostimulační terapii a zároveň byly pro srdce biologicky nezávadné. Nesmějí způsobovat žádné alergické reakce, zánětlivé reakce nebo poškození tkání. Extrakce některých elektrod totiž může být riziková, a někdy je i nutný kardiochirurgický zákrok. V dnešní době je většina elektrod endokardiálních z důvodu jejich jednoduché implantace, v minulosti se však často využívaly epimyokardiální elektrody; ty se v některých vzácných případech stále používají i dnes, a to například u pacientů, u kterých není možné zavedení elektrod žilní cestou z důvodu stenózy žíly. Elektrody jsou složeny z fixačního mechanismu, stimulačních a výbojových pólů, vodiče, izolace vodiče a konektoru, kterým se připojuje do samotného kardiostimulačního zařízení (Korpas, 2011).

Vodič z velké části udává vlastnosti elektrody. Aby byla elektroda flexibilní a dlouhodobě odolná vůči pohybům pacienta a srdečního svalu, je vhodné vodič v elektrodě uspořádat do vinutí. Vinutí v elektrodě může být jednochodé nebo vícechodé. Vícechodé vinutí má výhodu menšího stoupání, z čehož plyne menší namáhání; kromě toho se při poškození jednoho vinutí vodiče úplně nepřeruší stimulace. U bipolárních elektrod se používá koaxiální a koradiální uspořádání vodičů. U koaxiálního jsou svazky odděleny silikonovou izolací, zatímco u koradiálního uspořádání jsou odděleny tenkou vrstvou tetrafluorethylenu; uvnitř vodiče je také dutina na vodící drát (Ellenbogen et al., 2017).

4.4.1 Endokardiální elektrody

Endokardiální elektrody můžeme podle klinického použití dělit na stimulační elektrody síňové, komorové a levokomorové, dalším typem jsou elektrody defibrilační. Každý z těchto typů vyžaduje jinou délku vodiče pro lepší přístup do daných okrsků srdce. Obvyklá délka elektrody je 45–55 cm pro síňovou elektrodu, 50–60 cm pro pravou komoru, 75–90 cm pro levou komoru

a 55–65 cm pro defibrilační elektrodu – je však vždy důležité zvolit správnou délku pro konkrétního pacienta. Moderní elektrody jsou na distálním konci opatřeny silikonovou pryží, která obsahuje steroidní látky potlačující zánětlivou odpověď na cizí předmět; tímto principem se udržují relativně stálé elektrické vlastnosti elektrody a stabilizují se hodnoty prahu zařízení (Korpas, 2011).

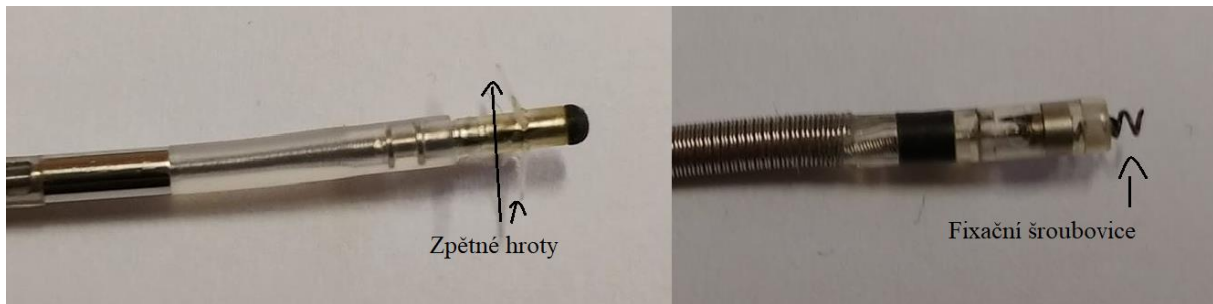
Defibrilační elektrody se od elektrod stimulačních liší hlavně tím, že jejich výbojové póly jsou jedna nebo dvě vinuté spirály namísto kroužků, šroubovic nebo pasivních fixátorů. Defibrilační elektrody tím získávají větší plochu stimulace. U bipolární stimulační elektrody má proximální pól (kroužek) povrch asi 40 mm² a distální pól (šroubovice) asi 2 mm². Naproti tomu u defibrilační elektrody mají výbojové póly (spirály) povrch 310–450 mm² u distálního pólu a 480–660 mm² u proximálního pólu. Především u těchto velkých povrchů je důležité zamezit zarůstání pólů fibrózní tkání pro případ nutnosti extrakce elektrody. K minimalizaci zarůstání se používají především dva postupy:

- Prostor mezi jednotlivými vlákny defibrilačního pólu se vyplní silikonovou izolací, která zamezí volný prostor pro růst fibrózy.
- Druhý způsob je opatření pólů vrstvou polytetrafluorethylu, na kterém se díky jeho povrchu nemůže fibrózní tkáň uchytit. Elektrody je důležité konstruovat izodiametricky, to znamená se stejným nebo zmenšujícím se průřezem směrem k distální části (Korpas, 2011).

Pro dobrou účinnost kardiostimulace je důležité zajistit stálou polohu stimulačního pólu elektrody. Pro tento účel používáme aktivní nebo pasivní fixátory, kterými jsou elektrody připevňovány k povrchu endokardu.

Pasivní fixační mechanismy fungují na systému zaklesnutí mezi trámčinou pravé síně nebo komory. Fixační mechanismus se při implantaci mezi trámčinu zaklesne pomocí zpětných hrotů (viz Obr. 10) a správná fixace se potvrdí lehkým zataháním za elektrodu. Konce pasivních elektrod už po šesti měsících zarůstají fibrózní tkání, což znepříjemňuje nebo až znemožňuje pozdější repozici a extrakci elektrod. Větší plocha katody pro snímání a stimulaci u způsobu pasivní fixace může zmenšovat stimulační práh. Pro fixaci levokomorových elektrod je používáno jejich specifické zahnutí, které odpovídá tvaru koronárního řečiště – jakákoli invazivní fixace by mohla koronární řečiště poškodit. Elektroda je při implantaci vyrovnána na vodící drát a po zavedení do cílové části koronárního řečiště je z vodícího drátu vysunuta; tvar

elektrody zamezí zpětnému pohybu. Konec levokomorové elektrody může být také vybaven velmi jemnými hroty, které zlepšují stabilizaci, ale nepoškodí koronární žílu (Korpas, 2011).



Obr. 10 Elektrody s pasivní a aktivní fixací (Zdroj: autor)

Aktivní fixační mechanismus se zakládá na principu šroubovice, která se nachází na konci elektrody (viz Obr. 10) a při implantaci elektrody je vysunována do stěny endokardu. Pokud je to nutné, je možné šroubovici opět zasunout a tím fixaci elektrody uvolnit. Pohyb šroubovice se řídí pomocí mechanismu spojeného vodičem elektrody s konektorem. Pokud otáčíme na konektoru kolíkem ve směru hodinových ručiček, šroubovice se vysunuje, při otáčení ve směru hodinových ručiček se šroubovice naopak zasouvá. K otáčení kolíku slouží speciální fixační nástroj ve tvaru malých kleští. Konstrukce s aktivní fixací umožňuje umístit elektrody i na místa, kde by pasivní elektroda nedržela. Pokud je šroubovice elektrody vodivá a spojená s vodičem elektrody, slouží jako katoda pro stimulaci a snímání. Existují i elektrody s nevodivou šroubovicí, u kterých je stimulační pól umístěn na konci těla elektrody. Elektrody jsou opatřeny rentgen kontrastními značkami, které lze sledovat při skiaskopii a které ukazují, kdy je šroubovice zcela vysunuta nebo zasunuta (Ellenbogen et al., 2017).

4.4.2 Epimyokardiální elektrody

Epimyokardiální nebo také epikardiální elektrody jsou použity, pokud není možné zavést elektrodu endokardiálně žilní cestou. Důvody mohou zahrnovat obstrukci centrálního žilního systému, vrozené srdeční vady, neúspěšné zavedení levokomorové elektrody přes koronární řečiště z důvodu stenózy nebo časté infekce. Epikardiální elektrody mají na konci šroubovici, která se upevňuje do epimyokardu komor nebo síní, a často se přiřívají stehy pro lepší stabilitu. Epikardiální elektrody mají často větší stimulační práh než elektrody endokardiální. Kontraindikace pro epikardiální elektrodu jsou změny myokardu fibrózou nebo prodělaný těžký infarkt (Korpas, 2011).

5 Měřené stimulační parametry

Naměřené stimulační parametry jsou klíčové hodnoty, ze kterých se vychází v rámci rozhodování, zdali je pozice a stav elektrod v pořádku. Při implantaci se též provádí vizuální kontrola umístění elektrod rentgenem, aby se potvrdilo jejich správné umístění (Ellenbogen et al., 2017).

5.1 Impedance

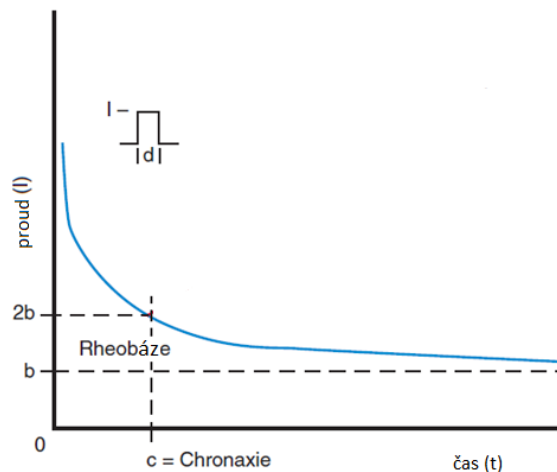
Kardiostimulační impedance je hodnota zdánlivého odporu naměřená na výstupních kontaktech kardiostimulačního přístroje a zahrnuje všechnu impedanci stimulačního obvodu. Hodnota impedance vypovídá o stavu elektrody a zároveň ovlivňuje spotřebu energie. Pokud impedance prudce naroste, můžeme předpokládat, že vodič byl přerušen nebo poškozen, pokud naopak prudce klesne, můžeme předpokládat poškození izolace elektrody. Celková impedance je složena z ohmických odporů vodiče elektrody, ohmických odporů myokardu a polarizační kapacitní impedance. Ta vzniká hlavně při stimulačním impulzu kvůli přeskupení volných iontů mezi stimulačním pólem a myokardem. Pro omezení ztrát energie ohřevem vodiče a poklesu napětí je výhodné mít nízký odpor vodiče elektrody. Naopak pro zachování kapacity baterie při stanoveném napětí je výhodné mít vysokou impedanci, která omezí výstupní proud. Odpor stimulační elektrody taktéž závisí na jeho povrchu; pokud je menší, má větší odpor, ale s menším povrchem zároveň roste proudová hustota a klesá stimulační práh. Polarizační impedanci můžeme snížit zmenšením délky impulzu nebo optimalizováním povrchu elektrody. V reálném systému se hodnota impedance pohybuje v rozmezí 200–2000 Ω (Korpas, 2011).

5.2 Práh

Jako práh nebo také stimulační práh se označuje minimální hodnota, při které ještě dojde ke vzniku a šíření depolarizace. Stimulační práh můžeme vyjádřit v jednotkách napětí, náboje nebo celkové stimulační energie viz Rovnice 1.

$$E = \frac{U^2}{R} \cdot t \quad \text{Rovnice 1 (Korpas, 2011, s. 99)}$$

E představuje energii v joulech, U napětí ve voltech, t čas v sekundách a R odpor v ohmech. V kardiostimulačních zařízeních se k stimulaci používají obdélníkové impulzy s programovatelnou amplitudou a šířkou přizpůsobenou dráždivosti srdečního svalu. Dva důležité body pro dráždivost srdečního svalu jsou reobáze a chronaxie. Reobáze je proudový stimulační práh pro nekonečně široký impulz, používají se 2 ms. Chronaxie je šířka impulzu, při které je velikost prahu dvojnásobek reobáze (viz Obr. 11). Za bezpečné nastavení stimulačního prahu pak považujeme buď dvojnásobnou hodnotu napěťového prahu, nebo šířku impulzu o trojnásobné délce. Práh stimulační elektrody je závislý na materiálu stimulační elektrody, na vzdálenosti stimulačních pólů a na stavu tkáně. Standardně používáme při měření prahu čas 0,4 ms. Naměřené hodnoty prahu jsou v reálném systému v rozmezí jednotek přibližně 0,4–2 V.



Obr. 11 Hoorweg-Weissova křivka ukazující závislost proudu na čase (Ellenbogen et al., 2017, s. 87, upraveno)

5.3 Sensing

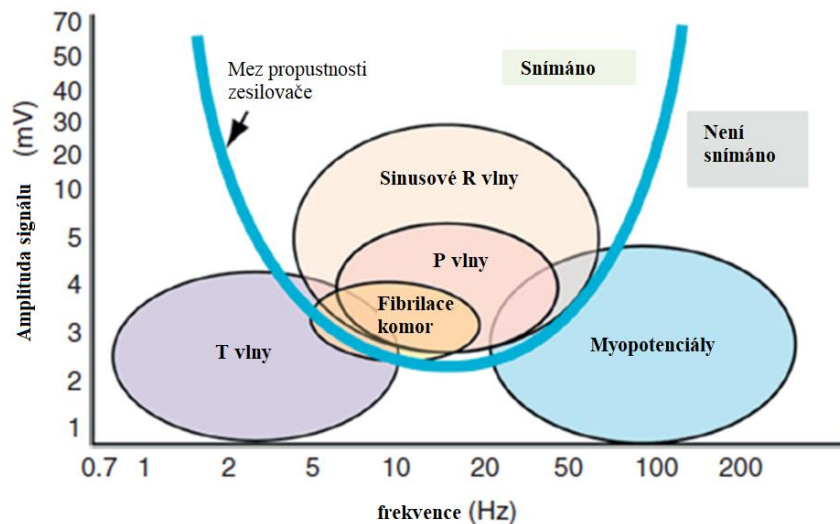
Sensingem (snímáním) **jakožto hodnotou** myslíme nastavitelnou hodnotu prahu snímaných vln, která ovlivňuje schopnost kardiostimulačních přístrojů správně číst vlastní srdeční aktivitu na principu EKG v jednotlivých srdečních oddílech.

Snímání **jakožto děj** zajišťuje stimulaci kardiostimulačního zařízení ve správné části srdečního cyklu. Správnému snímání taktéž napomáhají časovací intervaly zaslepení a refrakterní interval. Zaslepovací interval zajišťuje ignoraci snímání v době stimulace nebo jiného snímání

(zamezení zkříženého snímání) pomocí vypnutí vstupních zesilovačů. Refrakterní interval nastává po intervalu zaslepení, již při něm probíhá snímání, ale neovlivňuje další časování kardiostimulačního přístroje. Pro spolehlivé snímání je důležitý frekvenční filtr, který zamezuje snímání myopotenciálů a jiných nepotřebných biosignálů, viz Obr. 12.

Existují dva zásadní rozdíly mezi snímáním u KS a ICD: ICD na rozdíl od KS potřebuje snímat fibrilaci komor. KS také umožňuje snímání jak unipolárně, tak bipolárně (oproti snímání ICD, které je výhradně bipolární).

Sensing je menší v komorách než v síních kvůli tomu, že snímáme P vlnu namísto R vlny. Sensing taktéž musí být vyšší u unipolárních než u bipolárních elektrod, a to z důvodu filtrace signálů z jiných částí srdce (Ellenbogen et al., 2017).



Obr. 12 Amplitudy, frekvence a filtr snímání (Ellenbogen et al., 2017, s. 120, upraveno)

6 Příprava na zpracování dat

6.1 Data

Data z kardiocentra byla pro tuto bakalářskou práci poskytnuta oddělením biomedicínského inženýrství Karlovarské krajské nemocnice. Byla nashromážděna za dobu devíti měsíců. Aby byla skupina co nejhomogennější, byly nám vybrány a poskytnuty jen hodnoty pacientů s hypertenzí ve věku 60–70 let s AV blokádou nebo fibrilací síní. Ejekční frakce těchto pacientů se pohybuje kolem 50 %. Po úpravě názvu sloupců pro zjednodušení další manipulace s daty a po seřazení dat podle firmy dostaneme dvě tabulky: jedna tabulka udává hodnoty KS (kardiostimulátorů), viz Tab. 1, a druhá tabulka hodnoty systémů ICD, viz Tab. 2.

V prvním řádku obou tabulek máme označení sloupců. ID značí číslo přístroje z původního souboru a FIRMA nám označuje anonymizovaný kód firmy, kterou bylo zařízení vyrobeno. Hodnoty **sensingu** v tabulce jsou udávány v **mV**, hodnoty **prahu** ve **V** a hodnoty **impedance** v Ω (viz kapitola 5), všechny tyto hodnoty byly naměřeny bipolárně (viz kapitola 4.1).

V tabulce kardiostimulátorů (viz Tab. 1) máme celkem 98 řádků hodnot, každý řádek udává hodnoty jednoho kardiostimulátoru. Máme data dvou firem, a to 41 pro firmu A a 57 pro firmu B. V tabulce oddělujeme hodnoty naměřené v pravé síni (v tabulce PS) a v pravé komoře (v tabulce PK). V některých případech v tabulce není uveden práh PS – tato data nebyla změřena z důvodu fibrilace síní a jedná se celkem o 10 kardiostimulátorů (6 firmy A, 4 firmy B).

Tab. 1 Kardiostimulátory (plná tabulka viz Příloha A)

ID	FIRMA	SENSING_PS	PRAH_PS	IMPEDANCE_PS	SENSING_PK	PRAH_PK	IMPEDANCE_PK
34	A	0,8	1,2	682	14,5	1,3	1052
19	A	1		781	16,2	1	882
89	A	1	1,8	550	5,8	1	748
49	A	1,2		526	9	1,2	710
82	A	1,2	0,8	656	9,1	1	1060

V tabulce ICD systémů (viz Tab. 2) máme dohromady 101 řádků hodnot, každý řádek udává hodnoty jednoho ICD systému. Data pocházejí od čtyř firem, 35 hodnot firmy A, 33 firmy B, 16 firmy C a 16 firmy D. Zkratky PS, PK, LK označují místo měření hodnot, a to pravou síň, pravou komoru a levou komoru, v tomto pořadí. Pokud u prahu v pravé síni není hodnota, znamená to, že ho z důvodu fibrilace síní nebylo možno změřit. Sloupec VR_DR_BIV určuje,

zda se jedná o jednodutinové ICD označené **ICD VR**, dvoudutinové ICD označené **ICD DR**, nebo o biventrikulární systém CRT-D značený **BIV**.

Všechny tyto typy ICD mají hodnoty v PK, **ICD DR** a **BIV** má hodnoty i v PS a **BIV** má navíc ještě hodnoty v LK.

- V PS máme celkem 55 řádků hodnot (18 firmy A, 25 firmy B, 6 firmy C a 6 firmy D). Z těchto řádků hodnot nemáme práh u 8 (2 firma A, 3 firma B, 2 firma C, 1 firma D) z důvodu fibrilace síní stejně jako u KS.
- V PK máme 101 řádků hodnot (35 firmy A, 33 firmy B, 16 firmy C a 16 firmy D)
- V LK máme 32 řádků hodnot (11 firmy A, 12 firmy B, 3 firmy C a 6 firmy D)

Tab. 2 ICD systémy (plná tabulka viz Příloha B)

ID	FIRMA	VR_DR_BIV	SENSING_PS	PRAH_PS	IMPEDANCE_PS	SENSING_PK	PRAH_PK	IMPEDANCE_PK	SENSING_LK	PRAH_LK	IMPEDANCE_LK
116	A	ICD VR				2	0,75	475			
111	A	ICD VR				3,5	1,1	513			
54	A	ICD VR				5,5	0,7	380			
33	A	ICD VR				6,5	0,5	585			
110	A	ICD VR				8	0,4	650			

6.2 Nástroje zpracování

K statistickému zpracování a vyhodnocení dat je možné využít různé nástroje, mezi které patří Microsoft Excel, MATLAB, programovací jazyk R nebo PYTHON. Rozhodli jsme se použít program MATLAB r2018b, jelikož jsme se s tímto programem setkali v průběhu studia a funkce obsažené v jeho statistickém toolboxu nám umožnily jednoduchou práci s daty. Kvůli větší přehlednosti jsme k zobrazení výsledků z programu MATLAB používali shrnující tabulky vytvořené v programu Microsoft Excel.

6.3 Základní statistické pojmy

Statistické termíny, se kterými budeme dále pracovat, jsou:

- Střední hodnota je teoretická hodnota udávající přesný střed souboru (v našem případě budeme jako střed výběrového souboru používat aritmetický průměr nebo medián).
- Aritmetický průměr je označován symbolem \bar{x} a vypočteme ho viz Rovnice 2, kde x vyjadřuje jednotlivé proměnné a n počet proměnných. My jsme pro jeho výpočet v matlabu používali funkci *mean*.

$$\bar{x} = \frac{\sum_{i=1}^n x_i}{n}, \quad \text{Rovnice 2 (Litschmannová, 2012)}$$

- Medián označuje hodnotu, jaká nám po seřazení souboru od nejmenší po největší dělí soubor na dvě poloviny se stejným počtem vstupů.
- Výběrový rozptyl (dále jen rozptyl) se označuje jako s^2 a je to parametr vyjadřující rozptýlenost dat od střední hodnoty. Matematicky ho vypočteme viz Rovnice 3.

$$s^2 = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n - 1} \quad \text{Rovnice 3 (Litschmannová, 2012)}$$

- Výběrová směrodatná odchylka (dále jen směrodatná odchylka) je označena jako s a její velikost je odmocnina rozptylu.

Použili jsme také statistické testy pro zjištění normality, shodu rozptylů a středních hodnot, které jsou dále popsány v kapitole 7.

7 Statistické vyhodnocení dat

7.1 Cíle a výzkumné předpoklady

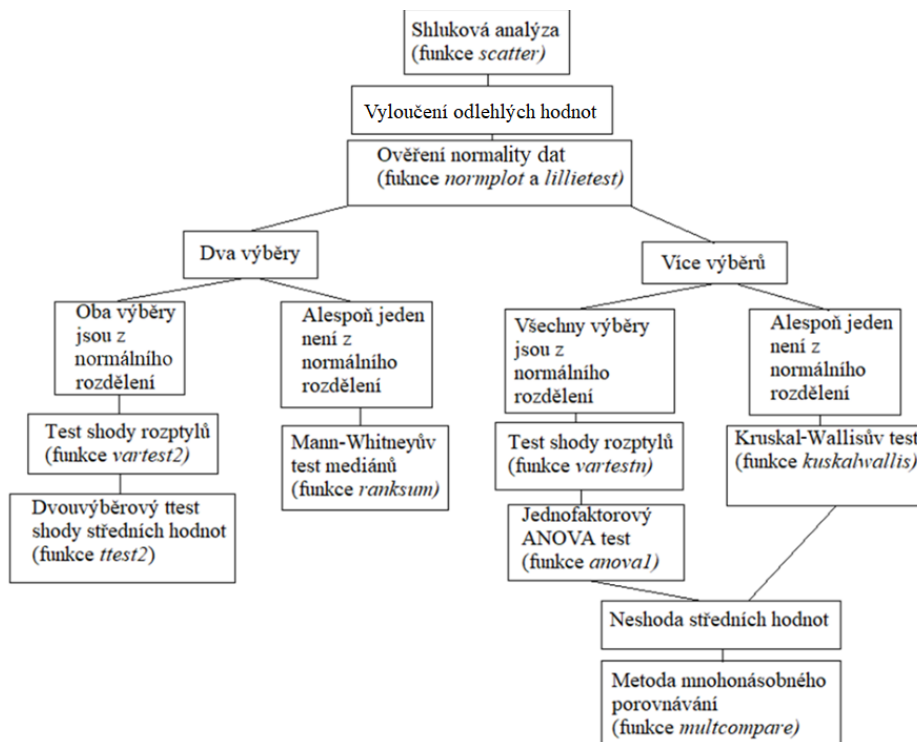
Cílem praktické části je zjistit, zda jsou hodnoty prahu, sensingu a impedance závislé na firmě, která přístroj vyrábí, nebo jestli můžeme říct, že tato data jsou mezi jednotlivými firmami stejná (s mírou spolehlivosti 5 %). Jelikož data pochází ze stejného druhu přístroje (KS, ICD) a odlišuje se pouze firma, předpokládáme, že data se lišit nebudou. Taktéž jsme u ICD zjišťovali, zda hodnoty závisí na typu přístroje (ICD VR, ICD DR, BIV). K vypracování praktické části jsme využili především statistický toolbox programu MATLAB.

7.2 Metoda vyhodnocení dat

Pro naši další práci s daty budeme používat funkce programu MATLAB, pomocí kterého budeme provádět statistické testy podle postupu viz Obr. 13. V tomto postupu nejdříve provedeme shlukovou analýzu, poté odstraníme odlehlé hodnoty a dále provedeme testy normality. Pokud máme dva výběry a data jsou normální, následuje test shody rozptylů a středních hodnot. Pokud alespoň jeden výběr nepochází z normálního rozdělení, provádíme Mann-Whitneyův test mediánů.

Pokud máme více než dva výběry a všechny jsou z normálního rozdělení, provedeme test shody rozptylů a jednofaktorový ANOVA test. Pokud alespoň jeden z více výběrů nepochází z normálního rozdělení, provádíme Kruskal-Wallisův test. Pokud v jednofaktorovém ANOVA testu nebo Kruskal-Wallisově testu nevyjde shoda středních hodnot, můžeme použít metodu mnohonásobného porovnávání.

Jednotlivé testy budou spolu s ukázkami kódů z programu MATLAB popsány v následujících kapitolách.

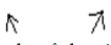


Obr. 13 Postup statistického vyhodnocení (Zdroj: autor)

7.3 Shluková analýza

Pro co nejpřesnější výstupy ze statistického vyhodnocení je dobré provést u dat shlukovou analýzu, která nám vizuálně rozřídí data do skupin (shluků) podle toho, jaké mají objekty zkoumání podobné vlastnosti. Na jejím základě je tedy možné všimnout si podezřelých hodnot, které můžeme zhodnotit a následně ponechat v souboru, nebo je z něj vyloučit v závislosti na tom, zda správně reprezentují danou skupinu. Ke shlukové analýze jsme v matlabu používali funkci *scatter*, do které zadáváme sloupcové vektory hodnot; ty pak budou vynášeny na osy x a y (viz Obr. 14). Pokud by funkce *scatter* vykreslila více než jeden shluk, museli bychom se shluky pracovat jako se samostatnými celky a jednotlivé shluky by mohly například ukazovat nemoc, kterou daný kardiostimulátor léčí. Orientačně jsme do gradu vykreslili aritmetické průměry hodnot, které jsou v tabulce označené jako *mean* (podle funkce ve které byly počítány). V legendě grafů bude zanesena zaokrouhlená hodnota.

```
>> scatter(KS_S_PS_A, KS_P_PS_A)
>>
```



zadání sloupcových vektorů, které leží na ose x a y

Obr. 14 Ukázka kódu funkce *scatter* (Zdroj: autor)

7.3.1 Shluková analýza kardiostimulátorů

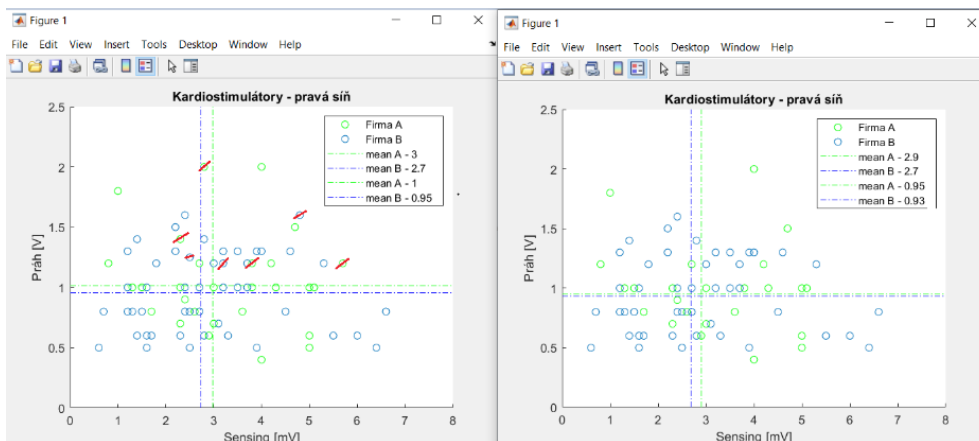
Budeme pracovat s daty z tabulky kardiostimulátorů (viz příloha A), kde máme 98 hodnot (41 firma A, 57 firma B). U 10 přístrojů (6 firma A, 4 firma B) chybí hodnota prahu PS, který kvůli fibrilaci síní nebyl změřen. Každý bod grafu znázorňuje jeden KS, který je v grafu umístěn podle dvou stimulačních parametrů (ty jsou v grafu zaznamenávány na osu x a y). Záznamy firmy A jsou znázorněny zelenou barvou a modré záznamy značí firmu B.

Celou shlukovou analýzu jsme provedli dvakrát, poprvé se všemi hodnotami, tyto grafy jsou zobrazeny v Graf 1–Graf 6 **na levé straně**. Poté jsme pro projednání s konzultantem z oboru biomedicínského inženýrství Karlovarské krajské nemocnice (Ing. Martin Čvančara) **vyřadili 8 kardiostimulátorů**, které byly odlehlou hodnotou alespoň v jednom z grafů (jsou znázorněny přeškrtnutím). Grafy **na pravé straně** jsou už jen z pročištěných 90 hodnot (36 firma A, 54 firma B).

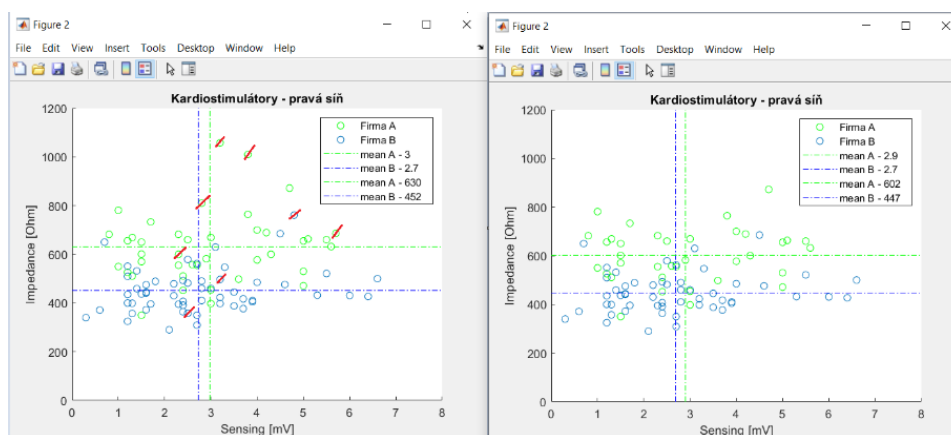
V Graf 1–Graf 6 vynášíme na osy hodnoty sensingu v jednotkách mV, hodnoty prahu v jednotkách V a hodnoty impedance v jednotkách Ω . Na jednotlivých osách je vždy zapsáno, které hodnoty jsou vynášeny.

V grafech Graf 1–Graf 3 jsme popisovali stimulační parametry u kardiostimulátorů (KS) v pravé síni (PS).

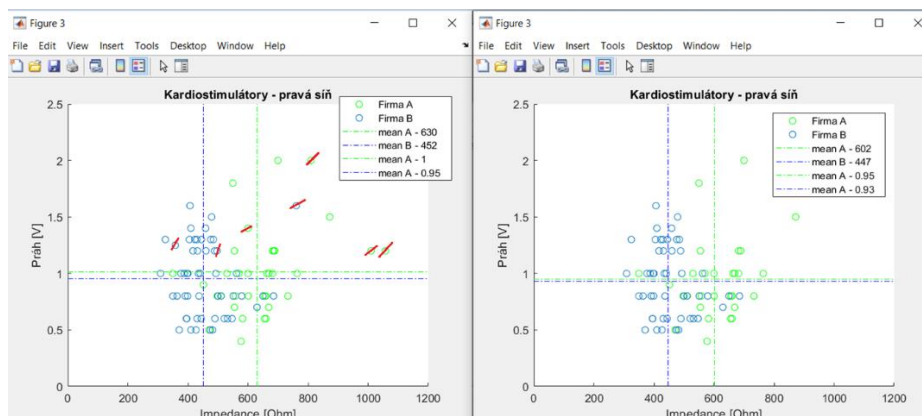
- Jelikož v Graf 2 není vynášena hodnota prahu, máme v levém grafu 98 hodnot a v pravém 90.
- V grafech Graf 1 a Graf 3 jsou na jednu z os vynášeny hodnoty prahu, proto máme v levém grafu jen 88 hodnot a v pravém 80.



Graf 1 KS shluková analýza PS levá strana s (Zdroj: autor)



Graf 2 KS shluková analýza PS 2 (Zdroj: autor)

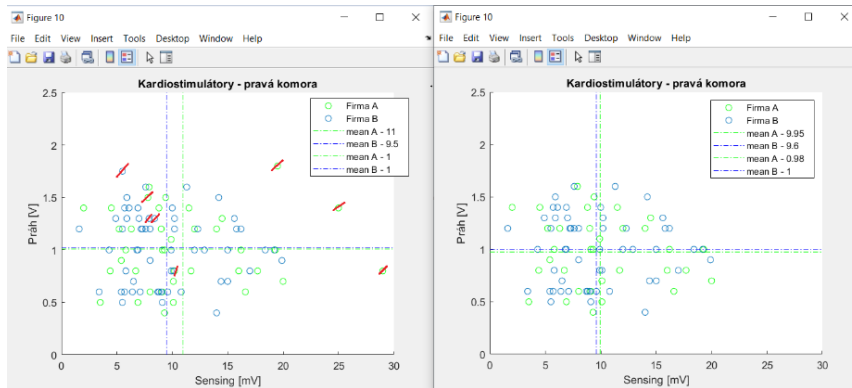


Graf 3 KS shluková analýza PS 3 (Zdroj: autor)

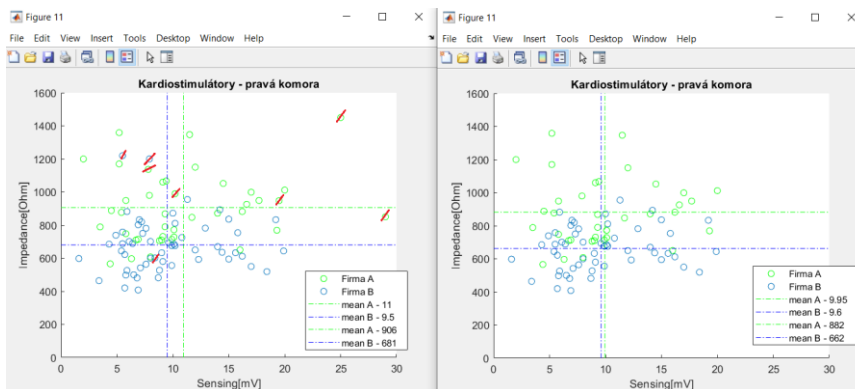
V Graf 1–Graf 3 můžeme vidět zlepšení tvaru shluku po vyškrtání odlehlých hodnot, stejně jako výrazné přiblížení průměrů sensingu a prahu. Také můžeme vidět rozdíly ve velikostech impedance u firem A a B v Graf 2 a Graf 3.

V Graf 4–Graf 6 jsme popisovali stimulační parametry KS v pravé komoře (PK).

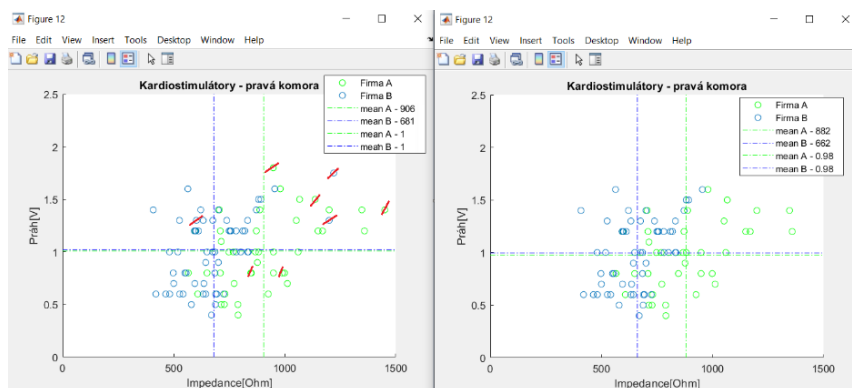
- V Graf 4–Graf 6 jsme na levou stranu vynášeli 98 hodnot (41 firma A, 57 firma B) a na pravou stranu 90 hodnot (36 firma A, 54 firma B).



Graf 4 KS shluková analýza PK 1 (Zdroj: autor)



Graf 5 KS shluková analýza PK 2 (Zdroj: autor)



Graf 6 KS shluková analýza PK 3 (Zdroj: autor)

Stejně jako v Graf 1–Graf 3 můžeme v Graf 4–Graf 6 vidět zlepšení tvaru shluku, a to nejvíce po vyškrtání odlehých hodnot u Graf 4. Také vidíme přiblížení průměrů sensingu. Stejně jako v Graf 2 Graf 3 můžeme v Graf 4 Graf 6 vidět rozdíly ve velikostech impedance u firem A a B.

Odlehlé hodnoty z tabulky byly viz Příloha A označeny oranžovou barvou a už s nimi dále nebudeme pracovat.

7.3.2 Shluková analýza ICD

U dat z ICD systémů (viz Příloha B) jsme provedli shlukovou analýzu obdobně jako u dat z tabulky KS. Provedli jsme shlukové analýzy pro celé srdeční oddíly (PS, PK, LK), viz Graf 7– Graf 15, a díky tomu, že se v jednotlivých odděleních netvořily shluky podle typu ICD (ICD VR, ICD DR, BIV), jsme mohli pro další statistické testy zanedbat typ ICD a dělit hodnoty podle srdečních oddílů.

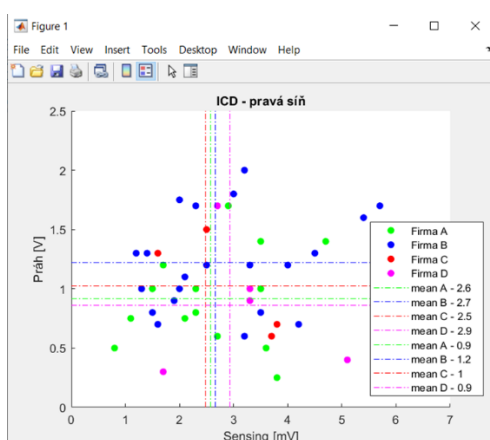
Celou shlukovou analýzu pro ICD jsme provedli dvakrát. Po první shlukové analýze všech dat ICD jsme po jednání s konzultantem z oboru biomedicínského inženýrství vyřadili 4 subjekty (3 ICD VR, 1 BIV), které správně nerepresentují soubor. Tyto čtyři řádky odlehlých hodnot jsou označeny oranžovou barvou viz Příloha B. Subjekt BIV jsme vyřadili z důvodu atypicky vysokého sensingu PS, viz červeně vyškrtnutý zápis v levém Graf 8. Další vyškrtnuté subjekty měly atypicky velký sensing nebo impedanci, které nerepresentují náš soubor, viz Graf 11 (přeškrtnuté hodnoty levého grafu). V dalších grafech jsme hodnoty nezobrazovali, protože se výrazně nevychylují. Tyto vyřazené subjekty jsou označeny oranžovou barvou a dále už s nimi nebudeme pracovat (viz Příloha B).

Každý bod grafu znázorňuje jeden ICD přístroj, který je v grafu umístěn podle dvou stimulačních parametrů (v grafu jsou zaznamenávané na osu x a y), záznamy firmy A jsou znázorněné zelenými body, modré body označují firmu B, žluté firmu C a růžové firmu D. Body jsme pro lepší odlišení od hodnot KS vykreslili plně.

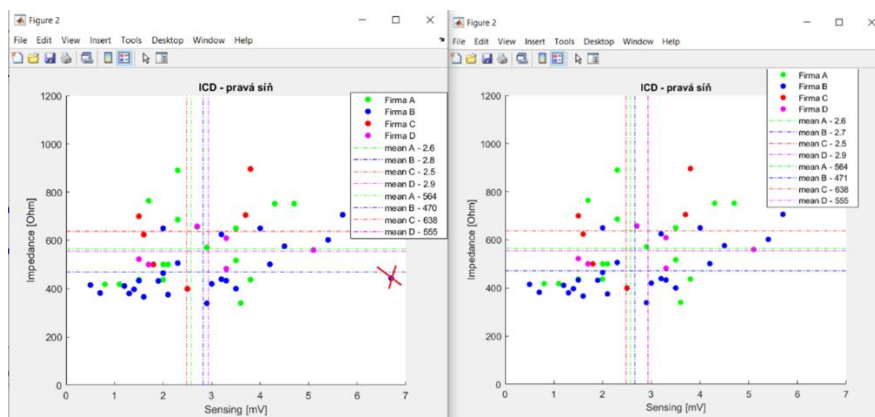
V Graf 7–Graf 15 vynášíme na osy hodnoty sensingu v jednotkách mV, hodnoty prahu v jednotkách V a hodnoty impedance v jednotkách Ω . Na jednotlivých osách je vždy zapsáno, které hodnoty jsou vynášeny.

V Graf 7–Graf 9 jsme popisovali stimulační parametry PS u ICD.

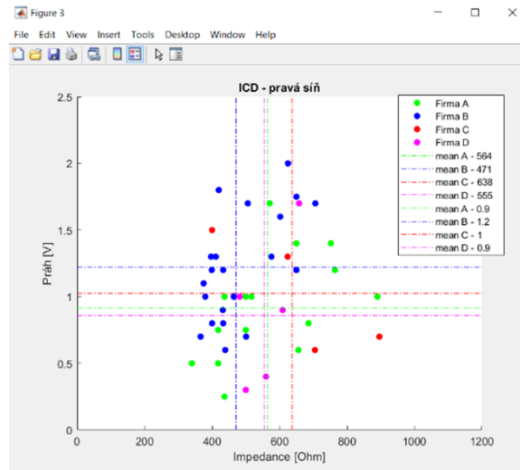
- V levém Graf 8 jsme vynášeli 55 hodnot (18 firma A, 25 firma B, 6 firma C, 6 firma D), v pravém grafu jsme po odstranění jednoho záznamu firmy B vynášeli zbylých 54 záznamů.
- V Graf 7 a Graf 9 vynášeli z celkových vyčištěných 54 hodnot (18 firma A, 25 firma B, 6 firma C, 6 firma D) jen 46 hodnot (16 firma A, 21 firma B, 4 firma C, 5 firma D) z důvodu chybějících hodnot prahu PS, který nebyl změřen kvůli fibrilaci síní.



Graf 7 ICD shluková analýza PS 1 (Zdroj: autor)



Graf 8 ICD shluková analýza PS 2 (Zdroj: autor)



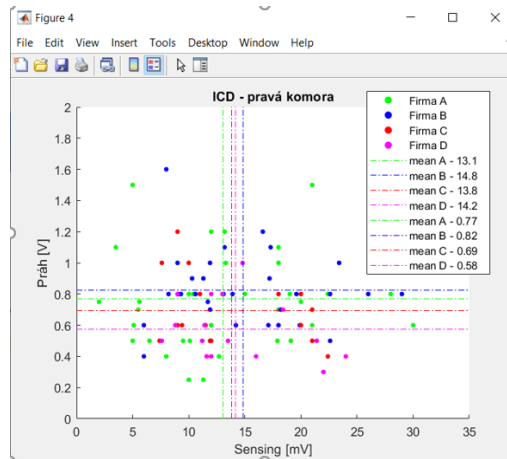
Graf 9 ICD shluková analýza PS 3 (Zdroj: autor)

Ze shlukové analýzy PS u ICD, viz Graf 7–Graf 9, můžeme vidět, že máme malý počet dat pro firmy C a D. Můžeme si také všimnout rozdílů velikosti prahů a impedancí mezi firmami A a B, a to nejvíce viz Graf 9.

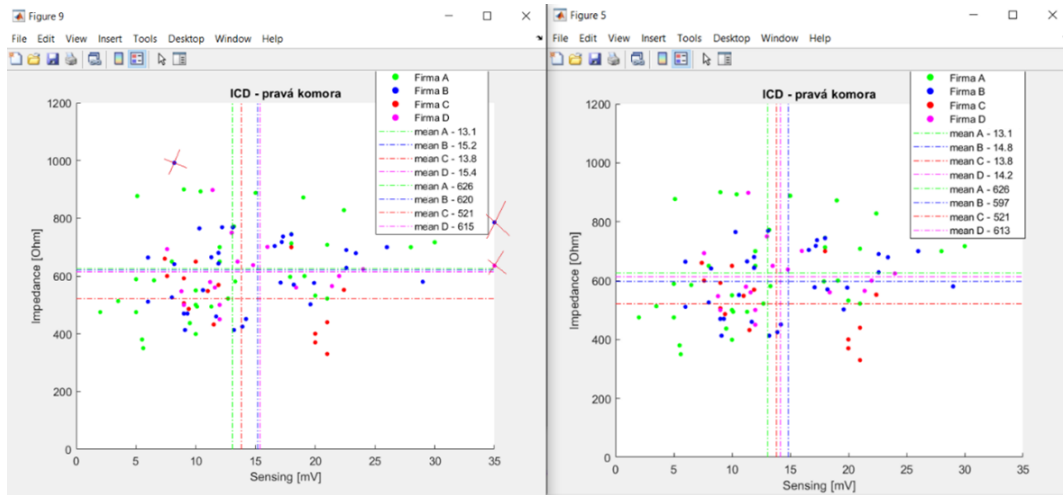
V Graf 10–Graf 12 jsme popisovali stimulační parametry PK u ICD.

- V levém Graf 11 jsme vynášeli původních 101 hodnot (35 firma A, 33 firma B, 16 firma C, 17 firma D) a můžeme vidět 3 vyškrtnuté odlehlé hodnoty (2 firma B, 1 firma D), které měly vysoký sensing nebo impedanci. Čtvrtou vyloučenou hodnotu není nutné znázorňovat, protože jsme ji vyloučili z důvodu vysokého sensingu; v PS a v LS má toto ICD normální hodnoty.
- V pravém Graf 11 stejně jako v Graf 10 a Graf 12 jsme vynášeli 97 pročištěných hodnot (35 firma A, 30 firma B, 16 firma C, 16 firma D).

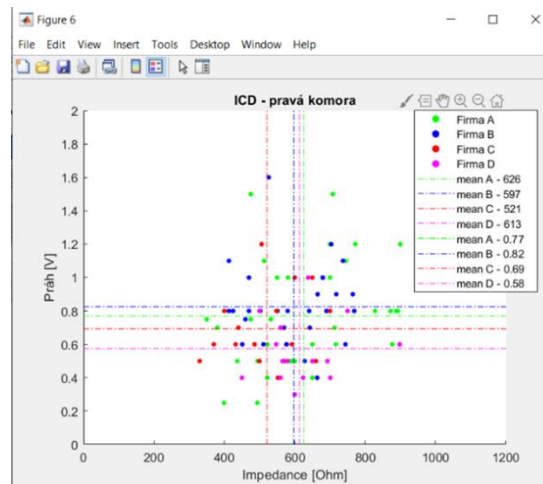
Jelikož jsme u ICD zvolili značení na grafu plnými body, bylo nutné je v grafech PK Graf 10–Graf 12 zmenšit, aby se v nich mezi velkým množstvím hodnot dalo orientovat.



Graf 10 ICD shluková analýza PK 1 (Zdroj: autor)



Graf 11 ICD shluková analýza PK 2 (Zdroj: autor)

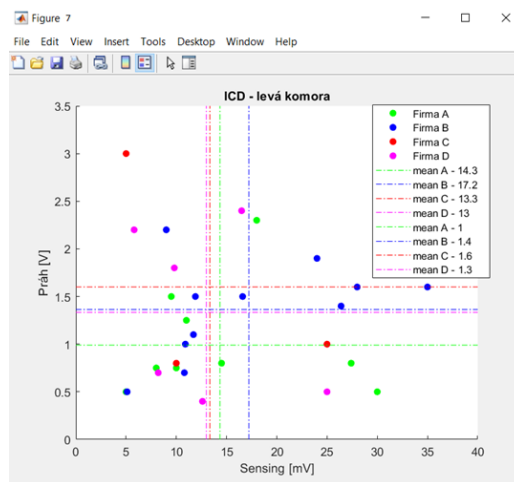


Graf 12 ICD shluková analýza PK 3 (Zdroj: autor)

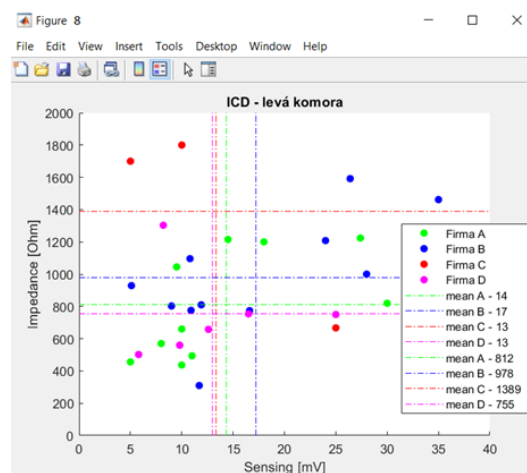
Ze shlukové analýzy v Graf 10–Graf 12 můžeme vidět, že všechny firmy při všech stimulačních parametrech tvoří jednolitý shluk. Jedinou výjimkou je impedance firmy C, viz Graf 11 a Graf 12, která je o něco nižší než impedance ostatních firem.

V Graf 13–Graf 15 jsme popisovali stimulační parametry LK u ICD.

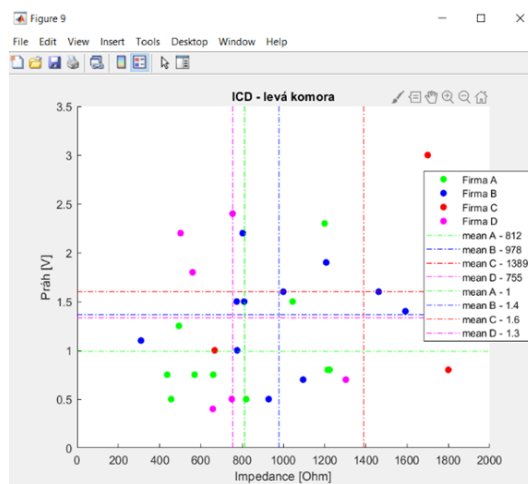
- V Graf 13–Graf 15 jsme vynášeli z původních 31 hodnot (10 firma A, 12 firma B, 3 firma C, 6 firma D) jen o jednu hodnotu firmy B méně. Tato hodnota byla vyřazena kvůli vysoké hodnotě sensingu v PS a její vyřazení není v Graf 13–Graf 15 zobrazené, protože nemá velkou výpovědní hodnotu. Již při zadávání hodnot do grafů si můžeme všimnout malého množství dat.



Graf 13 ICD shluková analýza LK 1 (Zdroj: autor)



Graf 14 ICD shluková analýza LK 2 (Zdroj: autor)



Graf 15 ICD shluková analýza LK 3 (Zdroj: autor)

V Graf 13–Graf 15 si můžeme všimnout velice malého množství dat, která jsou spíše nahodilá a shluky netvoří – výstupy dalších testů by neměly velkou výpovědní hodnotu, a proto jsme se rozhodli, že s daty z pravé síně nebudeme v následujících kapitolách pracovat.

7.4 Zjištění normality dat

Zjištění normality dat je důležitý statistický krok pro další práci s daty. Testy, které se na datech provádějí, se liší podle statistického rozložení. Způsob, kterým jsme zjišťovali normalitu dat, je vykreslení pomocí matlabové funkce *normplot*, do níž jsme vkládali sloupcový vektor (viz Obr. 15). Díky této funkci můžeme normalitu vizuálně ověřit. Pokud jsou data při použití této funkce vykreslena na přímce nebo se přímce přibližují, můžeme říct, že data pocházejí z normálního rozdělení. Na vodorovnou osu se vynáší hodnota parametru (sensing, práh, impedance) a na svislou osu se vynáší distribuční funkce (pravděpodobnost).

Protože určení, zda data (sensing, práh, impedance) jsou/nejsou z normálního rozdělení, je někdy podle funkce *normplot* obtížné, byl použit i přesný test pomocí matlabové funkce *lillietest*, který po zadání sloupcového vektoru hodnot, hladiny významnosti a určení druhu rozdělení (viz Obr. 15) vypočítá výsledek testu a p hodnotu. Nulová hypotéza *lillietestu* říká, že vložené hodnoty pocházejí z normálního rozdělení (nezamítáme, pokud vyjde p hodnota větší než 0,05) a alternativní hypotéza říká, že z normálního rozdělení nepocházejí (přijímáme alternativní, pokud vyjde p hodnota menší než 0,05).

```

>> normplot(KS_S_PS_A)
>>         ↑
>>   vložení sloupcového vektoru
>>   [H,p]=lillietest(KS_P_PS_A,0.05,'norm')
>>         ↑
>>   výsledek testu a p hodnota

```

určení druhu
rozdělení

hladina významnosti

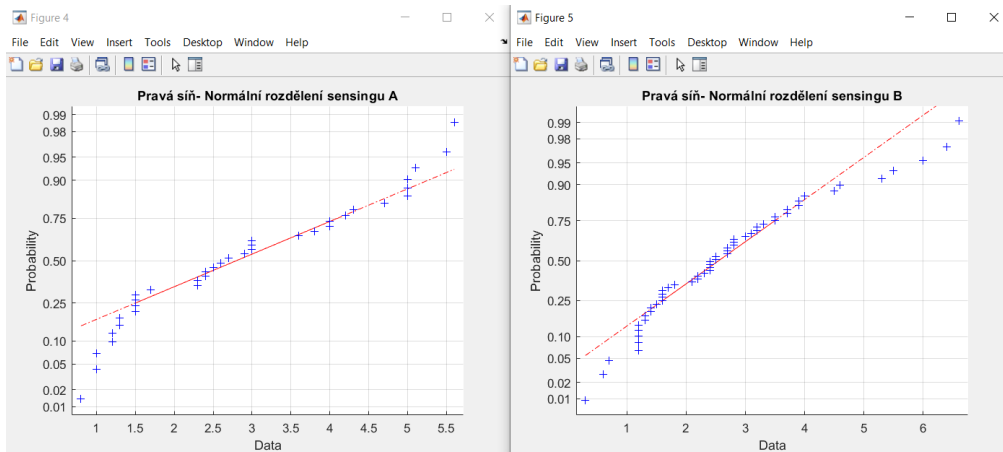
Obr. 15 Ukázka kódu funkce *normplot* a *lillietest* (Zdroj: autor)

7.4.1 Zjištění normality dat kardiostimulátorů

Pro každý stimulační parametr KS jsme použili funkci *normplot* a *lillietest*, a to pro firmu A i firmu B odděleně.

Sensing PS

Do levého Graf 16 jsme vkládali 36 hodnot firmy A a do pravého 54 hodnot firmy B.

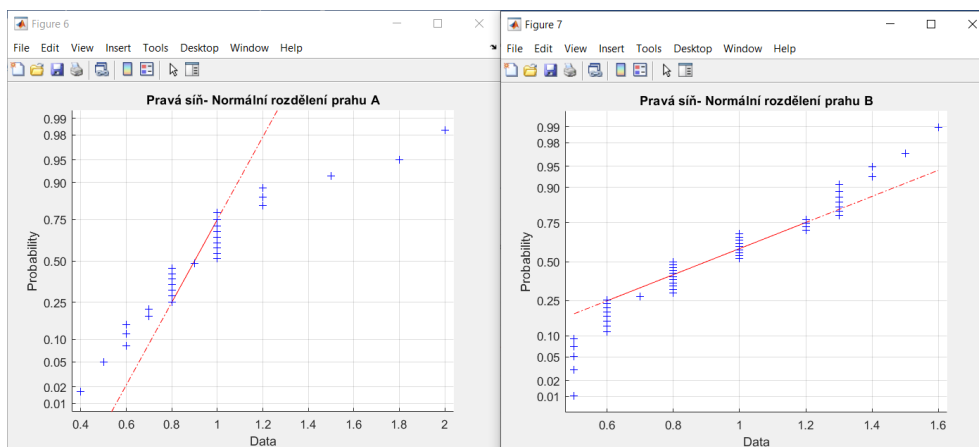


Graf 16 KS funkce *normplot* pro sensingy firem A a B pro PS (Zdroj: autor)

Pro obě strany grafu 16 můžeme říct, že pocházejí z normálního rozdělení, jelikož hodnoty kromě malých vychýlení na začátku a konci, leží na přímce. Toto tvrzení nám potvrdil i *lillietest*, jehož p hodnota je 0,0966 u firmy A a 0,0589 u firmy B.

Práh PS

Do levého Graf 17 jsme vkládali 31 hodnot firmy A a do pravého 49 hodnot firmy B.

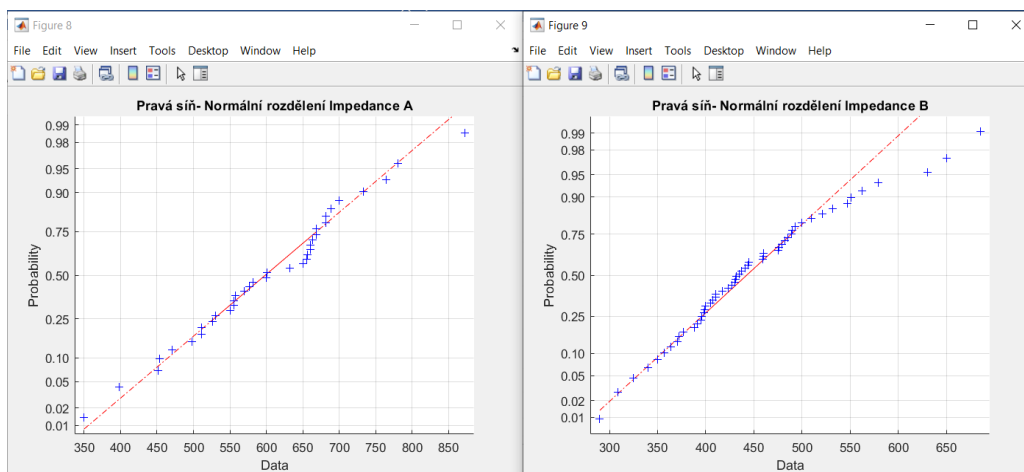


Graf 17 KS funkce *normplot* pro prahy firem A a B pro PS (Zdroj: autor)

U obou Graf 17 si můžeme všimnout více vstupů jedné hodnoty, což není pro normální rozdělení typické. Data tím pádem neleží na přímce a můžeme tedy říct, že nepocházejí z normálního rozdělení. To nám potvrdil i výsledek funkce *lillietest*, jehož p hodnota byla pro firmu A i B menší než 0,001 (matlab u počítání *lillietestu* o hodnotě menší než 0,001 zobrazí hodnotu 0,001).

Impedance PS

Do levého Graf 18 jsme vkládali 36 hodnot firmy A a do pravého 54 hodnot firmy B.



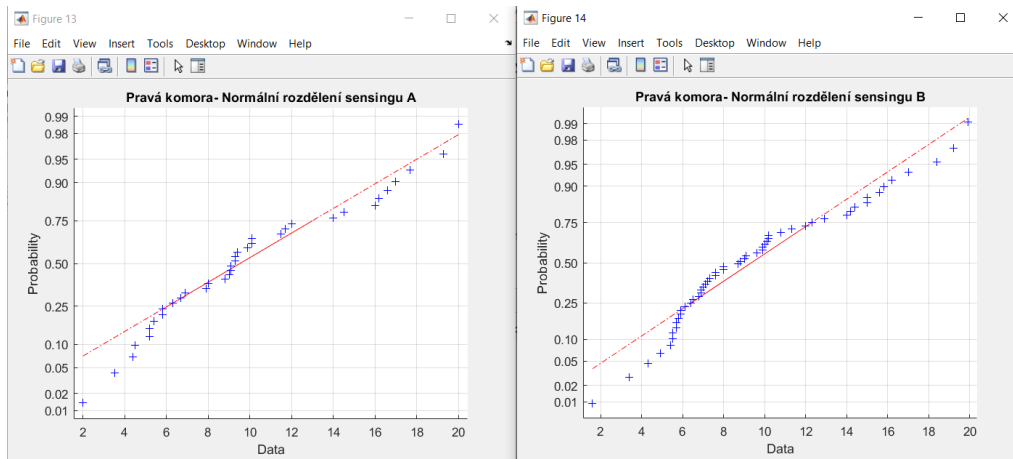
Graf 18 KS funkce *normplot* pro impedance firem A a B pro PS (Zdroj: autor)

U levého Graf 18 můžeme vidět, že většina dat kromě vlnky ve středu grafu leží na přímce, zatímco u pravého Graf 18 vidíme menší odstup dat na pravé straně grafu. Přesto můžeme říct,

že oba pocházejí z normálního rozdělení, což jsme potvrdili i *lillietestem*, pro který vyšla p hodnota u firmy A 0,2705 a 0,1709 u firmy B.

Sensing PK

Do levého Graf 19 jsme vkládali 36 hodnot firmy A a do pravého 54 hodnot firmy B.

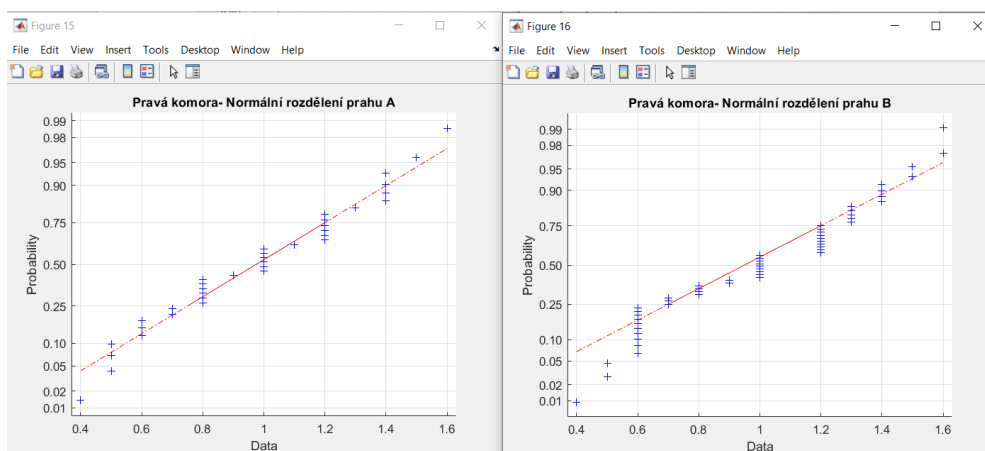


Graf 19 KS funkce *normplot* pro sensing firem A a B pro PK (Zdroj: autor)

V obou Graf 19 si můžeme všimnout vychýlení hodnot do tvaru písmene S, které může znamenat, že data nepocházejí z normálního rozdělení. Po provedení *lillietestu*, jsme ověřili, že oba sensingy PK z normálního rozdělení nepocházejí, a to s p hodnotou 0,0301 pro firmu A a 0,0241 pro firmu B.

Práh PK

Do levého Graf 20 jsme vkládali 36 hodnot firmy A a do pravého 54 hodnot firmy B.

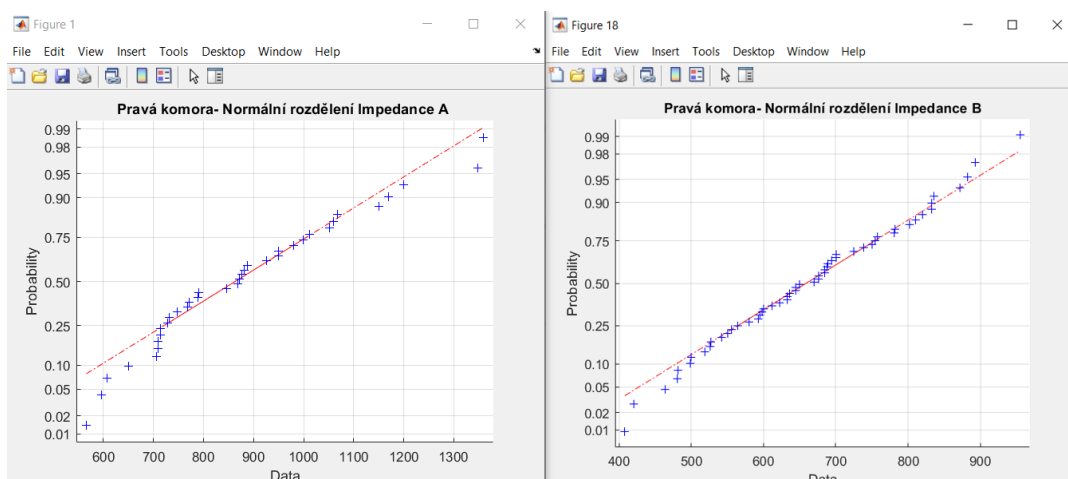


Graf 20 KS funkce *normplot* pro práh firem A a B pro PK (Zdroj: autor)

U levého Graf 20 byla data rovnoměrně rozložena po přímce. U pravého Graf 20 můžeme stejně jako v případě Graf 17 vidět, že hodnoty odstupují daleko od přímky – data prahů firmy B tedy nebudou pocházet z normálního rozdělení. *Lilietest* obou hodnot prahů nám tato tvrzení potvrdil. Data firmy A s p hodnotou 0,1642 pocházejí z normálního rozdělení, zatímco pro firmu B vyšla p hodnota 0,0014, a tím pádem nepocházejí z normálního rozdělení.

Impedance PK

Do levého Graf 21 jsme vkládali 36 hodnot firmy A a do pravého 54 hodnot firmy B.



Graf 21 KS funkce *normplot* pro impedanci firem A a B pro PK (Zdroj: autor)

U obou Graf 21 můžeme vidět dobré kopírování přímky až na odchylovající se konce u levého Graf 21; můžeme tedy říct, že vizuálně hodnoty pocházejí z normálního rozdělení. U firmy A je p hodnota *lilietestu* 0.1908 a u firmy B je p hodnota větší než 0,5 (pokud je p hodnota vyšší než 0,5, matlab zobrazí hodnotu 0,5).

Výsledné vyhodnocení normality dat KS jsme pro zpřehlednění zanesli i s p hodnotami, viz Tab. 3 (0 znamená, že data pocházejí z normálního rozdělení, a 1, že nepocházejí).

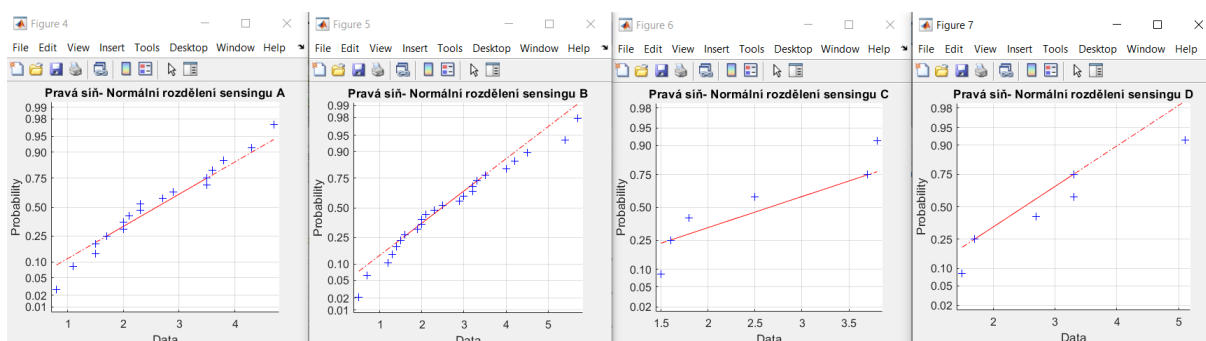
Tab. 3 Normalita KS (Zdroj: autor)

KS	PS			PK		
	Sensing	Práh	Impedance	Sensing	Práh	Impedance
A	0	1	0	1	0	0
p hodnota	0,0966	0,001	0,2705	0,0301	0,1642	0,1908
B	0	1	0	1	1	0
p hodnota	0,0589	0,001	0,1709	0,0241	0,0014	0,5

7.4.2 Zjištění normality dat ICD

Pro každý stimulační parametr ICD systémů jsme použili funkci *normplot* a *lillietest*, a to odděleně pro firmu A, B, C i D. V Graf 22–Graf 27 jsme vedle sebe zobrazili čtyři funkce *normplot* jednoho parametru, vždy pro firmu A–D zvlášť.

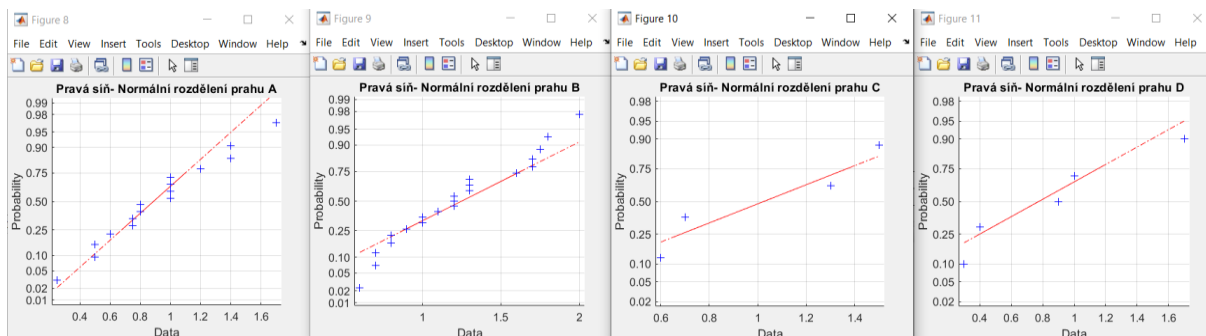
Do Graf 22 jsme vkládali hodnoty **sensingu PS**, 18 hodnot firmy A, 24 hodnot firmy B, 6 hodnot firmy C a 6 hodnot firmy D.



Graf 22 ICD funkce *normplot* pro sensingy firem A, B, C, D pro PS (Zdroj: autor)

Z Graf 22 můžeme vidět, že data firmy A a B jsou nejspíše normálního rozdělení, protože se výrazně nevychylují od přímky. Z *lillietestů* jsme zjistili, že p hodnota sensingu firmy A je 0,3201 a firmy B 0,5. U sensingu firem C a D jsme zjistili malý počet hodnot, který by neměl výpovědní hodnotu, a tak se sensingy PS dále nepracujeme.

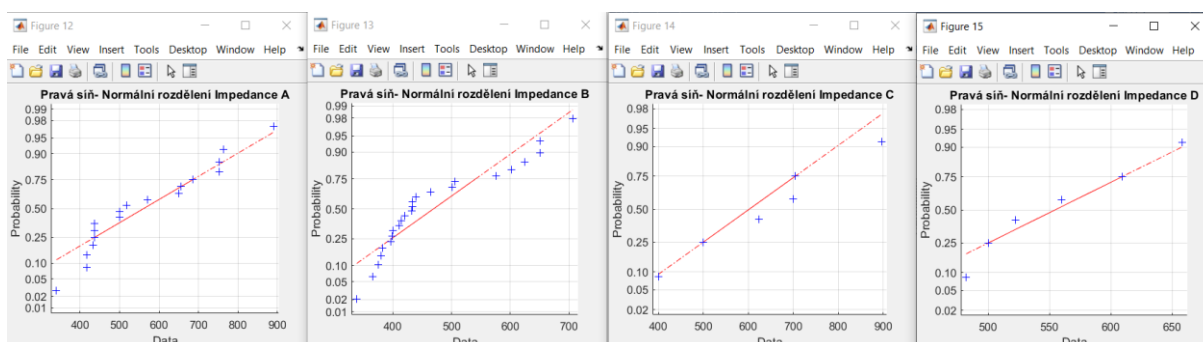
Do Graf 23 jsme vkládali hodnoty **prahu PS**, 16 hodnot firmy A, 21 hodnot firmy B, 4 hodnoty firmy C a 5 hodnot firmy D.



Graf 23 ICD funkce *normplot* pro práh firem A, B, C, D pro PS (Zdroj: autor)

Z Graf 23 můžeme u firmy A a B vyčíst, že data přímo naléhají na přímku; jejich odchylování od přímky můžeme pozorovat jen na okrajích. Pomocí *lillietestu* jsme o jejich p hodnotách (0,3037 pro firmu A a 0,3502 pro firmu B) zjistili, že prahy těchto firem pocházejí z normálního rozdělení. U prahů firem C a D jsme zjistili malý počet hodnot, který by neměl výpovědní hodnotu, a tak s prahy PS dále nepracujeme.

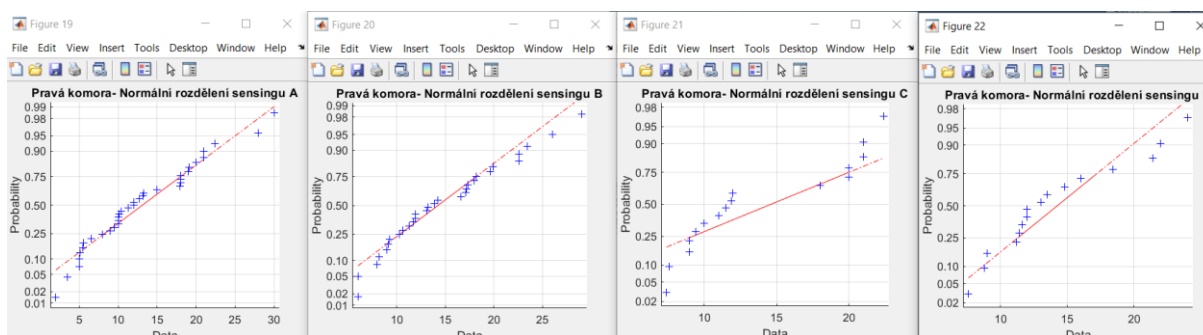
Do Graf 24 jsme vkládali hodnoty **impedance PS**, 18 hodnot firmy A, 24 hodnot firmy B, 6 hodnot firmy C a 6 hodnot firmy D.



Graf 24 ICD funkce *normplot* pro impedance firem A, B, C, D pro PS (Zdroj: autor)

Z Graf 24 vidíme velké zvlnění do tvaru písmene S u impedance firmy B, které nám značí, že data nebudou pocházet z normálního rozdělení; u firmy A to můžeme vidět také, ale ne tak výrazně. Po *lillietestu* jsme zjistili, že pro impedance PS firmy A vyšla p hodnota 0,1175 (pochází z normálního rozdělení) a p hodnota pro impedance PS firmy B je menší než 0,001. U impedance firem C a D jsme zjistili malý počet hodnot, který by neměl výpovědní hodnotu, a tak s impedance PS dále nepracujeme.

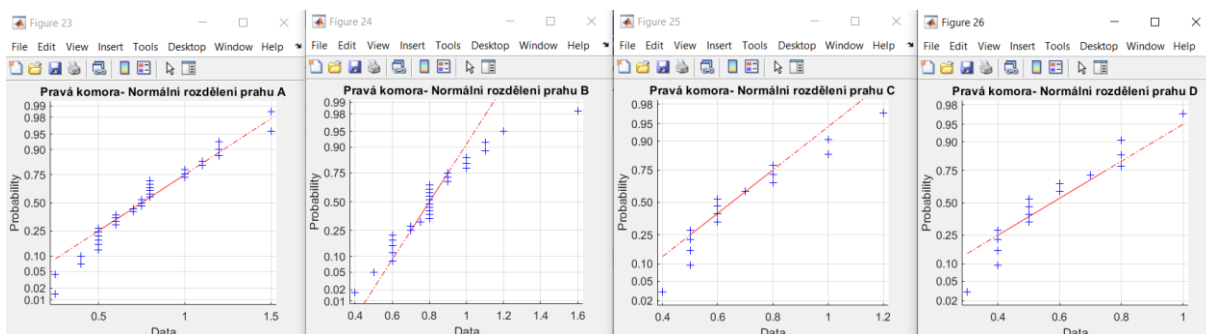
Do Graf 25 jsme vkládali hodnoty **sensingu PK**, 35 hodnot firmy A, 30 hodnot firmy B, 16 hodnot firmy C a 16 hodnot firmy D.



Graf 25 ICD funkce *normplot* pro sensingu firem A, B, C, D pro PK (Zdroj: autor)

U Graf 25 můžeme vidět hodnoty firem A a B, které velice dobře kopírují přímku. Hodnoty firmy C naopak přímku nesledují téměř vůbec a hodnoty firmy D mají lehký tvar písmene s. Provedli jsme *lillietest* a hodnoty sensingu PK firmy A mají p hodnotu 0,2783, firmy B 0,2952, firmy C 0,0066 a firmy D 0,1801. Všechny hodnoty sensingu PK – s výjimkou sensingu firmy C – tedy pocházejí z normálního rozdělení.

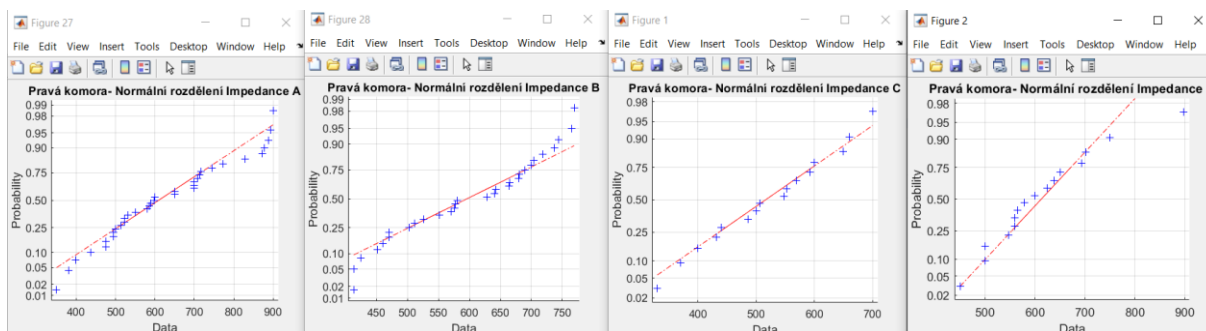
Do Graf 26 jsme vkládali hodnoty **prahu PK**, 35 hodnot firmy A, 30 hodnot firmy B, 16 hodnot firmy C a 16 hodnot prahu PK firmy D.



Graf 26 ICD funkce *normplot* pro prahy firem A, B, C, D pro PK (Zdroj: autor)

V Graf 26 můžeme vidět, že hodnoty prahů se výrazně odchylují od přímek, a proto můžeme předpokládat, že data nebudou vycházet z normálního rozdělení. Pomocí *lillietestů* jsme spočetli p hodnotu prahů PK, která pro firmu A vyšla 0,0072, pro firmu B 0,0017, pro firmu C 0,0296 a pro firmu D 0,0507. Všechny prahy PK kromě prahu firmy D tedy nepocházejí z normálního rozdělení.

Do Graf 27 jsme vkládali hodnoty **impedance PK**, 35 hodnot firmy A, 30 hodnot firmy B, 16 hodnot firmy C a 16 hodnot firmy D.



Graf 27 ICD funkce *normplot* pro impedance firem A, B, C, D pro PK (Zdroj: autor)

U všech Graf 27 si můžeme všimnout, že až na pár výjimek leží data na přímce – impedance všech firem by tedy měly pocházet z normálního rozdělení. Pomocí *lillietestu* jsme toto tvrzení ověřili, p hodnota impedance PK vyšla u firmy A 0,3478, u firmy B 0,2816, u firmy C 0,5000 a u firmy D také 0,5000.

Po vizuálním vyhodnocení a překontrolování pomocí funkce *lillietest* jsme se dostali k výsledku viz Tab. 4:

- 0 v tabulce znamená, že data pochází z normálního rozdělení
- 1 znamená, že data nepochází z normálního rozdělení
- x značí, že s daty dále nebudeme pracovat

Dále budeme tedy provádět dvouvýběrové testy u dat PS a vícevýběrové testy u dat PK.

Tab. 4 Vyhodnocení normálního rozdělení ICD dat (Zdroj: autor)

ICD	PS			PK			LK		
FIRMA	Sensing	Práh	Impedance	Sensing	Práh	Impedance	Sensing	Práh	Impedance
A	0	0	0	0	1	0	X		
p hodnota	0,3201	0,3037	0,1175	0,2783	0,0072	0,3478			
B	0	0	1	0	1	0			
p hodnota	0,5	0,3502	0,001	0,2952	0,0017	0,2816			
C	x	x	x	1	1	0			
p hodnota	x	x	x	0,0066	0,0296	0,5000			
D	x	x	x	0	0	0			
p hodnota	x	x	x	0,1801	0,0507	0,5000			

7.5 Test shody rozptylů

U dat, která pocházejí z normálního rozdělení, provádíme test shody rozptylů, jehož výsledek nám říká, zda mají tyto data shodné rozptyly s určitou hladinou významnosti (v našem případě 5 %). Pro porovnávání rozptylů dvou výběrů používáme matlabovou funkci *vartest2*, která nám po zadání vstupních dat, hladiny významnosti a typu intervalového odhadu (viz Obr. 17) vypočte výsledek hypotézy a p hodnotu. Nulová hypotéza říká, že rozptyly dvou vložených vstupních dat se rovnají (nezamítáme, pokud vyjde p hodnota větší než 0,05) a alternativní

hypotéza říká, že rozptyly dvou vstupních dat se nerovnájí (přijímáme alternativní, pokud vyjde p hodnota menší než 0,05).

```
>>
>>
>> [h,p]=vartest2(KS_S_PS_A, KS_S_PS_B, 0.05, 'both')
```

Obr. 16 Ukázka kódu funkce *vartest2* (Zdroj: autor)

Pro porovnávání rozptylů více než dvou výběrů, ze kterých alespoň jeden nepochází z normálního rozdělení, používáme matlabovou funkci *vartestn*. Tato funkce nám po zadání všech vstupních dat, vektoru skupin a typu intervalového odhadu (viz Obr. 17) vypočte p hodnotu a proměnnou *stat*. Nulová hypotéza říká, že rozptyly všech skupin vložených vstupních dat se rovnají (nezamítáme, pokud vyjde p hodnota větší než 0,05), a alternativní hypotéza říká, že rozptyly alespoň jedné skupiny vstupních dat se nerovnájí (přijímáme alternativní, pokud vyjde p hodnota menší než 0,05).

```
>> skupina1(1:length(ICD_I_PK_A))=1
skupina2(1:length(ICD_I_PK_B))=2
skupina4(1:length(ICD_I_PK_D))=4
skupina3(1:length(ICD_I_PK_C))=3
skupina=[skupina1, skupina2, skupina3, skupina4]
[p, stat]=vartestn(ds2.IMPEDANCE_PK, skupina, 'off', 'classical')
```

Obr. 17 Ukázka kódu funkce *vartestn* (Zdroj: autor)

7.5.1 Test shody rozptylů kardiostimulátorů

U normálně rozložených dat kardiostimulátorů jsme k tomuto testu použili matlabovou funkci *vartest2*, která nám po zadání vstupních dat (v našem případě data jednoho stimulačního parametru pro firmu A a firmu B), hladiny významnosti a typu intervalového odhadu vypočte výsledek hypotézy a p hodnotu.

- Pokud je p hodnota větší než hladina spolehlivosti (0,05), nevyvrácíme nulovou hypotézu o shodě rozptylů (viz Tab. 5, označeno jako výsledek testu = 0).
- Pokud je p hodnota menší než hladina spolehlivosti (0,05), přijímáme alternativní hypotézu, která nám říká, že rozptyly nejsou shodné (viz Tab. 5, označeno jako výsledek testu = 1).

Tab. 5 KS test shody dvou rozptylů, výběrů z normálního rozdělení (Zdroj: autor)

KS	PS sensing	PS impedance	PK impedance
p hodnota	0,9219	0,0484	0,0033
výsledek testu	0	1	1
Nulová hypotéza H_0 nám říká, že rozptyl hodnot firmy A je s hladinou významnosti 5 % shodný s rozptylem hodnot firmy B.			
Alternativní hypotéza H_A nám říká, že rozptyly těchto hodnot nejsou shodné s hladinou významnosti 5 %.			

Z tabulky tedy můžeme vyčíst, že sensingy firem A a B sice mají shodný rozptyl, ale impedance síní a komor u firem A a B nikoliv.

7.5.2 Test shody rozptylů ICD

Pro vyhodnocení dat normálně rozložených dat PS ICD jsme použili stejnou funkci jako u vyhodnocení dat kardiostimulátorů, a to funkci *vartest2*. Porovnávali jsme, zda jsou rozptyly firem A a B stejné. Výsledky jsme zanesli viz Tab. 6.

Tab. 6 ICD test shody dvou rozptylů, výběrů z normálního rozdělení (Zdroj: autor)

ICD	PS sensing	PS práh
p hodnota	0,3591	0,78
výsledek testu	0	0
Nulová hypotéza H_0 nám říká, že rozptyl dat firmy A je s hladinou významnosti 5 % shodný s rozptylem dat firmy B.		
Alternativní hypotéza H_A nám říká, že rozptyly těchto dat nejsou shodné s hladinou významnosti 5 %.		

Z výsledků viz Tab. 6 můžeme vidět, že ani u jednoho testu jsme nevyvrátili nulovou hypotézu o shodě rozptylů.

Pro hodnoty ICD v pravé komoře jsme pro hodnoty impedance, které podle předešlého kroku (viz Tab. 4) pocházejí z normálního rozdělení, v matlabu provedli vícevýběrový test shody rozptylů pomocí funkce *vartestn*. Tato funkce nám vrací tabulku, ve které jsou firmy A až D označeny čísly 1–4.

Tab. 7 ICD vícevýběrový test rozptylu impedancí PK (Zdroj: autor)

Figure 1: Variance Test

File Edit View Insert Tools Desktop Window Help

Group Summary Table			
Group	Count	Mean	Std Dev
1	35	625.943	156.321
2	30	597.4	112.522
3	16	520.938	107.572
4	16	613.438	110.139
Pooled	97	597.732	129.247

Bartlett's statistic	5.30121
Degrees of freedom	3
p-value	0.15102

P hodnota testu vyšla 0,15102, a proto nemůžeme zamítnout nulovou hypotézu o shodě rozptylů dat impedance, viz Tab. 7.

7.6 Shoda středních hodnot

Shodu středních hodnot dvou výběrů dat pocházejících z normálního rozdělení jsme testovali pomocí matlabové funkce *ttest2*. Kromě dat jsme navíc do funkce *ttest2* vkládali argument *equal* nebo *unequal* (viz Obr. 18) podle toho, zda u dat vyšla v kapitole 7.5 shoda rozptylu, či nikoli. Nulová hypotéza *ttestu2* říká, že vložené hodnoty mají s hladinou významnosti 5 % shodnou střední hodnotu (nezamítáme, pokud vyjde p hodnota větší než 0,05), a alternativní hypotéza říká, že vložené hodnoty nemají shodnou střední hodnotu (přijímáme alternativní, pokud vyjde p hodnota menší než 0,05).

```
>> [h,p]=ttest2(KS_S_PS_A, KS_S_PS_B, 0.05, 'both', "equal")
```

sloupcové vektory vstupních dat hladina významnosti výsledek *vartestn*

výsledek testu a p hodnota intervalový odhad

Obr. 18 Ukázka kódu funkce *ttest2* (Zdroj: autor)

Shodu středních hodnot dvou výběrů dat nepocházejících z normálního rozdělení jsme testovali pomocí Mann-Whitneyova testu mediánů, který má v matlabu funkci *ranksum*. Do této funkce vkládáme sloupcové vektory neparametrických dat, hladinu významnosti a intervalový odhad (viz Obr. 19). Funkce nám pak vypočte p hodnotu a výsledek testu. Nulová hypotéza funkce *ranksum* říká, že vložené hodnoty mají s hladinou významnosti 5 % shodnou střední hodnotu (nezamítáme, pokud vyjde p hodnota větší než 0,05), a alternativní hypotéza říká, že vložené hodnoty nemají shodnou střední hodnotu (přijímáme alternativní, pokud vyjde p hodnota menší než 0,05).

```

>>                                     sloupcové vektory vstupů
>> [p,h]=ranksum(KS_P_PS_A,KS_P_PS_B,0.05,'tail','both')
    ↑                                     ↑                                     ↑
    p hodnota a výsledek testu         hladina významnosti         intervalový odhad

```

Obr. 19 Ukázka kódu funkce *ranksum* (Zdroj: autor)

Pro vícevýběrové porovnání středních hodnot souborů, které pocházejí z normálního rozdělení a mají shodné rozptyly, jsme použili jednofaktorový ANOVA test, jehož funkce v matlabu je *anova1*. Do této funkce vkládáme jeden sloupcový vektor všech hodnot a vektor skupiny (viz Obr. 20), díky kterému se skupiny rozřadí. Funkce *anova1* pak vypočítá p hodnotu, vytvoří tabulku a vypočte proměnnou *stats*. Nulová hypotéza funkce *anova1* říká, že všechny vložené skupiny mají s hladinou významnosti 5 % shodnou střední hodnotu (nezamítáme, pokud vyjde p hodnota větší než 0,05), a alternativní hypotéza říká, že alespoň jedna ze skupin nemá shodnou střední hodnotu (přijímáme alternativní, pokud vyjde p hodnota menší než 0,05).

```

>> skupina1(1:length(ICD_I_PK_A))=1
skupina2(1:length(ICD_I_PK_B))=2
skupina4(1:length(ICD_I_PK_D))=4
skupina3(1:length(ICD_I_PK_C))=3
skupina=[skupina1,skupina2,skupina3,skupina4]
[p,anovatab,stats]=anova1(ds2.IMPEDANCE_PK,skupina,'on')
    ↑                                     ↑                                     ↑
    p hodnota, tabulka výsledků a proměnná stats  společný vektor všech impedancí  možnost grafického zobrazení

```

Obr. 20 Ukázka kódu funkce *anova1* (Zdroj: autor)

Pro porovnání více než dvou výběrů, z nichž alespoň jeden nepochází z normálního rozdělení, jsme použili Kruskal-Wallisův test, který je v matlabu označen jako funkce *kruskalwallis*. Do této funkce zadáváme stejně jako do funkce *anova1* jeden sloupcový vektor dat všech skupin výběru a vektor rozdělující skupiny (viz Obr. 21). Funkce *kruskalwallis* vypočte p hodnotu, proměnnou *stats* a zobrazí tabulku výsledků. Nulová hypotéza funkce *kruskalwallis* říká, že všechny vložené skupiny mají s hladinou významnosti 5 % shodnou střední hodnotu (nezamítáme, pokud vyjde p hodnota větší než 0,05), a alternativní hypotéza říká, že alespoň jedna ze skupin nemá shodnou střední hodnotu (přijímáme alternativní, pokud vyjde p hodnota menší než 0,05).

```
>> skupina1(1:length(ICD_P_PK_A))=1
skupina2(1:length(ICD_P_PK_B))=2
skupina4(1:length(ICD_P_PK_D))=4
skupina3(1:length(ICD_P_PK_C))=3
skupina=[skupina1,skupina2,skupina3,skupina4]
[p,anovatab,stats]=kruskalwallis(ds2.SENSING_PK,skupina,'on')
```

Obr. 21 Ukázka kódu funkce *kruskalwallis* (Zdroj: autor)

Pokud z výsledku jednofaktorového ANOVA testu nebo Kruskal-Wallisova testu vyjde p hodnota menší než 0,05, provádíme metodu mnohonásobného porovnání – ta vyšetří, které střední hodnoty na hladině významnosti nejsou shodné. V matlabu se tato funkce jmenuje *multcompare* a zadáváme do ní proměnnou *stats* (viz Obr. 22) z předchozího testu (*anova1* nebo *kruskalwallis*), který nepotvrdil shodu středních hodnot. Funkce pak vypočítá střední hodnoty a směrodatné odchylky výběru a zobrazí přehledný graf, který ukazuje, jaké střední hodnoty se nerovnají (viz Tab. 14).

```
fx >> [comparison,means]=multcompare(stats,'display','on')
```

Obr. 22 Ukázka kódu funkce *multcompare* (Zdroj: autor)

7.6.1 Shoda středních hodnot kardiostimulátorů

Pro data KS pocházející z normálního rozdělení (PS sensing, PS impedance, PK impedance) jsme provedli test shody středních hodnot pomocí matlabové funkce *ttest2* a výsledky (na hladině významnosti 5 %) můžeme vidět viz Tab. 8.

Tab. 8 KS test shody dvou středních hodnot, výběrů z normálního rozdělení (Zdroj: autor)

KS	PS sensing	PS impedance	PK impedance
p hodnota	0,5045	9,87E-10	3,28E-07
výsledek testu	0	1	1
Nulová hypotéza H_0 nám říká, že střední hodnota firmy A je s hladinou významnosti 5 % shodná se střední hodnotou dat firmy B.			
Alternativní hypotéza H_A nám říká, že střední hodnoty těchto dat nejsou shodné s hladinou významnosti 5 %.			

V Tab. 8 si můžeme všimnout, že nulovou hypotézu o shodě středních hodnot nevyvrátíme při porovnání dat sensingu u pravé síně. Naopak nulovou hypotézu zamítneme u dat impedance, a to jak ze síně, tak z komory. Přijmeme tedy alternativní hypotézu, která nám říká, že střední hodnoty firmy A a B se nerovnají.

Pro test shody středních hodnot neparametrických dat prahů pravé síně a pravé komory u kardiostimulátorů jsme použili Mann-Whitneyův test mediánů, který se v matlabu vyvolá funkcí *ranksum*. Do funkce jsme zadali data prahů i sensingy PK obou firem a výsledné hodnoty jsme zanesli do Tab. 9.

Tab. 9 KS Mann-Whitneyův test mediánů pro neparametrická data (Zdroj: autor)

KS	PS práh	PK sensing	PK práh
p hodnota	0,9877	0,8048	0,7555
výsledek testu	0	0	0
Nulová hypotéza H_0 nám říká, že střední hodnota firmy A je s hladinou významnosti 5 % shodná se střední hodnotou dat firmy B.			
Alternativní hypotéza H_A nám říká, že střední hodnoty těchto dat nejsou shodné s hladinou významnosti 5 %.			

Z Tab. 9 je zřejmé, že jsme nevyvrátili nulovou hypotézu ani o shodě mediánů mezi daty prahů firem A a B, ani o shodě mezi daty sensingu PK firmy A a B.

7.6.2 Shoda středních hodnot ICD

Porovnání středních hodnot ICD systému provedeme následovně: pro data PS pocházející z normálního rozdělení (sensing, práh) provedeme dvouvýběrový test pomocí funkce *ttest2*. Pro neparametrická data PS (impedance) pak provedeme Mann-Whitneyův test mediánů pomocí funkce *ranksum*; s daty z pravé síně ICD tedy pracujeme podobně jako s daty KS, jelikož porovnáváme jen firmy A a B (firmy C a D jsme vyřadili z důvodu malého počtu vstupů, viz kapitola 7.4.2).

Pro normálně rozložená data pravé komory (impedance) provedeme jednofaktorový ANOVA test, který porovnává shody středních hodnot více než dvou výběrů z normálního rozdělení. Pro neparametrická data využijeme Kruskal-Wallisův test, který je neparametrickou obdobou jednofaktorového testu ANOVA. Pokud některý z těchto testů zjistí, že stimulační parametr (sensing PK, práh PK, impedance PK) nemá shodu střední hodnoty u všech firem, použijeme metodu mnohonásobného porovnávání k zjištění, jaké střední hodnoty (kterých firem) nejsou shodné.

V Tab. 10 můžeme vidět výsledky dvouvýběrového testu sensingu PS a prahu PS mezi firmami A a B. Do tabulky jsme zadávali vypočítané p hodnoty a výsledek testu.

Tab. 10 ICD test shody dvou středních hodnot, výběrů z normálního rozdělení (Zdroj: autor)

ICD	PS sensing	PS práh
p hodnota	0.8228	0.0261
výsledek testu	0	1
Nulová hypotéza H_0 nám říká, že střední hodnota firmy A je s hladinou významnosti 5 % shodná se střední hodnotou dat firmy B.		
Alternativní hypotéza H_A nám říká, že střední hodnoty těchto dat nejsou shodné s hladinou významnosti 5 %.		

Vidíme, že u hodnot sensingu PS nezamítáme nulovou hypotézu o shodě středních hodnot firem A a B, kdežto u prahu PS zamítáme nulovou hypotézu a přijímáme alternativní, která nám říká, že střední hodnoty se nerovnají.

U ICD provádíme Mann-Whitneyův test mediánů pro impedance PS firmy A a B a výsledky vkládáme viz Tab. 11.

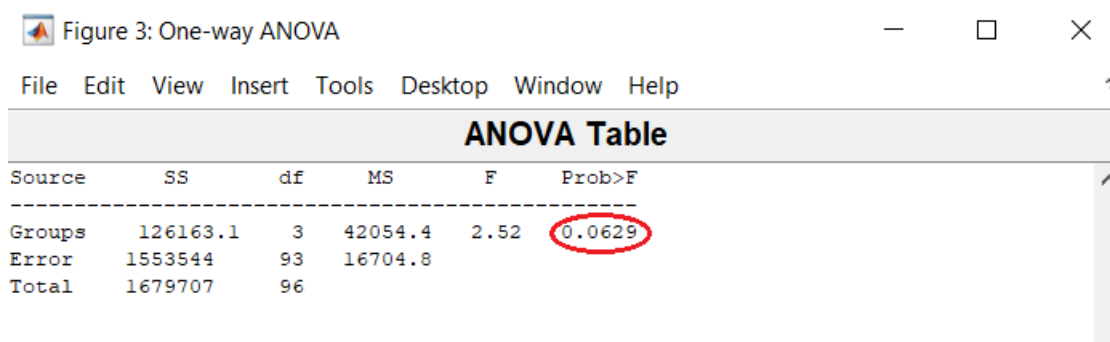
Tab. 11 ICD Mann-Whitneyův test mediánů pro neparametrická data (Zdroj: autor)

ICD	PS impedance
p hodnota	0,0027
výsledek testu	1
Nulová hypotéza H_0 nám říká, že střední hodnota firmy A je s hladinou významnosti 5 % shodná se střední hodnotou dat firmy B.	
Alternativní hypotéza H_A nám říká, že střední hodnoty těchto dat nejsou shodné s hladinou významnosti 5 %.	

Vyvrátili jsme nulovou hypotézu o shodě mediánů a přijali alternativní hypotézu, která říká, že střední hodnoty těchto dat nejsou shodné, viz tabulka Tab. 11.

Dále jsme prováděli shodu středních hodnot impedance PK pomocí jednofaktorového ANOVA testu, jehož nulová hypotéza je, že střední hodnoty dat všech firem (A, B, C, D) jsou na hladině významnosti 5 % shodné. Výsledky tohoto testu můžeme vidět viz Tab. 12.

Tab. 12 ICD jednofaktorový ANOVA test Impedance PK (Zdroj: autor)



ANOVA Table					
Source	SS	df	MS	F	Prob>F
Groups	126163.1	3	42054.4	2.52	0.0629
Error	1553544	93	16704.8		
Total	1679707	96			

Jelikož vyšla p hodnota 0,0629 (viz Tab. 12), nezamítáme nulovou hypotézu o shodě středních hodnot všech firem.

Jako další jsme prováděli porovnání středních hodnot neparametrických dat PK (sensing a práh), a to pomocí Kruskal-Wallisova testu (matlabová funkce *kruskalwallis*). Testovali jsme nulovou hypotézu, která říká, že střední hodnoty dat všech firem (A, B, C, D) jsou na hladině významnosti 5 % shodné. Výsledky testů jsme zadávali viz Tab. 13.

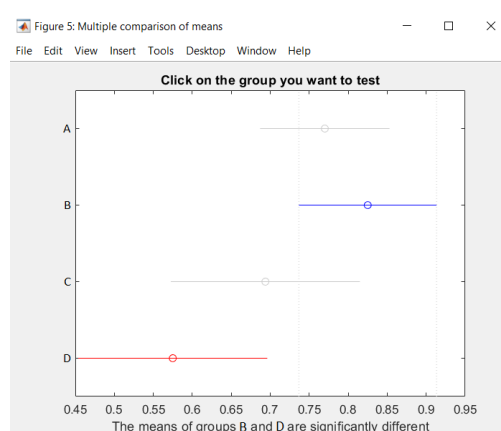
Tab. 13 ICD Kruskal-Wallisův test neparametrická data PK (Zdroj: autor)

ICD	PK sensing	PK práh
p hodnota	0,6377	7,30E-03
výsledek testu	0	1
Nulová hypotéza H_0 nám říká, že střední hodnoty firem A, B, C, D jsou s hladinou významnosti 5 % shodné		
Alternativní hypotéza H_A nám říká, že alespoň jedna střední hodnota těchto firem není shodná, a to s hladinou významnosti 5 %.		

U dat sensingu PK jsme nevyvrátili nulovou hypotézu o shodě středních hodnot. U dat prahu jsme vyvrátili nulovou hypotézu a přijali alternativní, která říká, že alespoň jedna z firem nemá shodnou střední hodnotu.

Dále jsme provedli metodu mnohonásobného porovnávání matlabovou funkcí *multcompare*, a to pro data, u kterých po vícevýběrovém testu shody středních hodnot vyšlo, že alespoň jedna z firem nemá shodnou střední hodnotu se všemi ostatními (práh PK). Tato funkce nám vykresluje pod sebe jednotlivé firmy a interval jejich střední hodnoty na osu x.

Tab. 14 ICD práh, PK metoda mnohonásobného porovnávání (Zdroj: autor)



Podle této metody jsme prokázali neshodnost střední hodnoty prahu firmy B a D – intervaly jejich středních hodnot se neprotínají, viz Tab. 14.

7.7 Souhrn testů středních hodnot

Výsledky všech testů středních hodnot KS jsme zanesli viz Tab. 15. Díky testům středních hodnot jsme zjistili, že na hladině významnosti 5 % se u kardiostimulátorů firem A a B nerovnejí střední hodnoty impedancí, a to PS i PK. Medián impedance PS firmy A je 601 Ω a firmy B je 433 Ω . Medián impedance PK firmy A je 870 Ω a firmy B je 660 Ω .

Tab. 15 KS výsledky testů středních hodnot (Zdroj: autor)

KS	PS			PK		
	Sensing [mV]	Práh [V]	Impedance [Ω]	Sensing [mV]	Práh [V]	Impedance [Ω]
A	=	=	\neq	=	=	\neq
B						

Výsledky testů středních hodnot ICD jsme zanesli viz Tab. 16. Díky těmto testům jsme zjistili, že na hladině významnosti 5 % se hodnoty prahu a impedance PS firem A a B nerovnejí. Medián prahu PS firmy A je 0,9 V a firmy B je 1,2 V. Medián impedance PS firmy A je 509 Ω a firmy B je 433 Ω . Také jsme zjistili, že na hladině významnosti 5 % se nerovnejí střední hodnoty impedance PK firmy B a D. Medián impedance PK firmy B je 0,8 V a firmy D je 0,5 V.

Tab. 16 ICD výsledky testů středních hodnot (Zdroj: autor)

ICD	PS			PK			LK		
	Sensing [mV]	Práh [V]	Impedance [Ω]	Sensing [mV]	Práh [V]	Impedance [Ω]	Sensing [mV]	Práh [V]	Impedance [Ω]
A	=	\neq	\neq	=	A=B=C B \neq D	=	X		
B									
C	x	x	X						
D	x	x	X						

8 Závěr

Tato bakalářská práce se zabývala problematikou implantabilních kardiostimulačních zařízení a stimulačních parametrů prahu, sensingu a impedance, které jsou při každé kontrole naměřeny. Zjišťovali jsme, zda jsou tyto parametry závislé na výrobci, nebo jestli jsou mezi všemi výrobci na hladině významnosti 5 % shodné. Taktéž jsme řešili, zda se objevují výrazné rozdíly mezi stimulačními parametry jedné srdeční dutiny u různých typů ICD (implantabilních kardioverter-defibrilátorů).

Data poskytnutá Karlovarskou krajskou nemocnicí jsme zpracovávali pomocí statistického toolkitu v programu MATLAB. Pracovali jsme samostatně s daty kardiostimulátorů a daty ICD systémů, jelikož tato zařízení nejsou mezi sebou zaměnitelná. Nejdříve jsme provedli shlukovou analýzu. Na jejím základě jsme odstranili odlehlé hodnoty, které mohly zkreslit vyhodnocení. Dále jsme provedli testy normality a buď jsme potvrdili, nebo vyvrátili normální rozdělení dat jednotlivých stimulačních parametrů v jednotlivých srdečních dutinách u jednotlivých výrobců.

Pokud jsme měli dva výrobce (dva výběry) a data pocházela z normálního rozdělení, následoval test shody rozptylů a středních hodnot. Když alespoň jeden výběr nepocházel z normálního rozdělení, provedli jsme Mann-Whitneyův test mediánů.

Pokud jsme měli více než dva výrobce (více výběrů) a všechna data byla z normálního rozdělení, provedli jsme test shody rozptylů a jednofaktorový ANOVA test, který zkoumal shodu středních hodnot všech výběrů. Když alespoň jeden z více výběrů nepocházel z normálního rozdělení, provedli jsme Kruskal-Wallisův test, který zkoumal shodu středních hodnot všech výběrů. Pokud v jednofaktorovém ANOVA testu nebo Kruskal-Wallisově testu nevyšla shoda středních hodnot, použili jsme metodu mnohonásobného porovnávání, díky které jsme zjistili, jaké výběry neměly shodné střední hodnoty.

Na základě výše uvedených testů jsme zjistili, že naměřené hodnoty sensingu a prahu pravé síně i pravé komory kardiostimulátorů byly u sledovaných výrobců shodné s tolerancí 5 %. Naopak naměřené hodnoty impedance pravé síně i pravé komory byly u sledovaných výrobců odlišné. U ICD systémů jsme zjistili, že naměřené hodnoty sensingu pravé síně a komory, stejně jako impedance pravé komory, byly u sledovaných výrobců shodné s tolerancí 5 %. Naopak naměřené hodnoty prahu a impedance v pravé komoře a také hodnoty prahu pravé komory byly u sledovaných výrobců odlišné.

U kardiostimulátorů nám byla poskytnuta data jen k jednomu typu (dvoudutinový) od dvou výrobců. U ICD jsme měli data tří typů (jendodutinový, dvoudutinový a třídutinový) od čtyř výrobců. Pomocí shlukové analýzy jsme zjistili, že typy ICD systémů nevytvářely samostatné shluky, což potvrdilo nezávislost dat na typu ICD.

V budoucnu by mohla být provedena podobná statistická analýza za delší období a s daty z více kardiologických oddělení.

Seznam použité literatury

BLAHÚT, Peter. [2017]. *EKG & Arytmológia (kniha)* [online kniha]. [Bratislava: Peter Blahút, cit. 2020-04-02]. Dostupné z: <https://www.techmed.sk/ekg-a-arytmologia-kniha/>

ČIHÁK, Radomír. 2016. *Anatomie 3*. 3. vyd./ Praha: Grada. ISBN 978-80-247-5636-3.

EISENBERGER, M., A. BULAVA a M. FIALA. 2012. *Základy srdeční elektrofyziologie a katédrových ablací*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-3677-8.

ELLENBOGEN, Kenneth A, et al. 2017. *Clinical cardiac pacing, defibrillation, and resynchronization therapy*. 5th ed. Philadelphia: Elsevier. ISBN 978-0-323-37804-8.

GRACE, Andrew. 2014. Subkutánní implantabilní kardioverter-defibrilátor. *Current opinion in cardiology*. **7**(1), 10-17. ISSN 1802-3711.

HAMPTON, John R. 2013. *EKG stručně, jasně, přehledně*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-4246-5.

HAMPTON, John R. a Joanna HAMPTON. 2019. *The ECG made easy*. Edinburgh: Elsevier. ISBN 978-0-7020-7457-8.

KORPAS, David. 2011. *Kardiostimulační technika*. Praha: Mladá fronta. ISBN 978-80-204-2492-1.

LANGOVÁ, K., J. ZAPLETALOVÁ a L. LIČMAN. 2017. Statistika v biomedicínském výzkumu II. *Anesteziologie a intenzivní medicína*. **28**(3), 183-187. ISSN 1214-2158.

LITSCHMANNOVÁ Martina. 2012. *Úvod do statistiky (interaktivní učební text)* [online]. [Ostrava: Martina Litschmannová, cit. 2020-04-10]. Dostupné z: http://mi21.vsb.cz/sites/mi21.vsb.cz/files/unit/interaktivni_uvod_do_statistiky.pdf

MATES, Martin et al. 2016. *Koronární cirkulace*. Praha: Maxdorf. ISBN 978-80-7345-487-6.

POLASEK, R., D. WICHTERLE a J. KAUTZNER. 2015. A new paradigm in cardiac resynchronization therapy. *The American journal of cardiology*. **115**(12), 1781. ISSN 0002-9149.

POSPÍŠILOVÁ, B., J. ŠRÁM a O. PROCHÁZKOVÁ. 2015. *Anatomie pro bakaláře II.: systém kardiovaskulární, systém nervový, smyslové orgány, soustava kožní, žlázy s vnitřní sekrecí*. 2. vyd. V Liberci: Technická univerzita. ISBN 978-80-7494-153-5.

REEK, Sven. 2017. Nositelný kardioverter-defibrilátor – současná technologie, indikace a další vývoj. *Current opinion in cardiology*. **10**(1), 17-24. ISSN 1802-3711.

RIEDLBAUCHOVÁ, Lucie. 2015. Srdeční resynchronizační terapie – kdy a u koho ji v současnosti indikovat? *Kardiologická revue*. **17**(1), 32-36. ISSN 2336-288X.

SEPŠI, M., D. POSPÍŠIL a M. KOZÁK. 2017. Elektrokardiogram a kardiostimulace. *Kardiologická revue*. **19**(2), 132-137. ISSN 2336-288X.

SHANKAR, Ramamurti. 2016. *Fundamentals of physics. II: Electromagnetism, optics, and quantum mechanics*. New Haven: Yale University Press. ISBN 978-0-300-21236-5.

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

TÁBORSKÝ, Miloš et al. 2018. *Kardiologie 1. 2. Vyd.* Praha: Mladá fronta a. s. ISBN 978-80-204-4812-5

TIMPERLEY, Jonathan et al. 2019. *Pacemakers and ICDs*. Oxford: Oxford University Press. ISBN 0199687838.

VRCHOVECKÁ, Pavlína. 2018. *Fyziologie člověka: učební texty*. Liberec: Technická univerzita v Liberci. ISBN 978-80-7494-418-5.

Seznam příloh

Příloha A – plná tabulka kardiostimulátory (2 strany)

Příloha B – plná tabulka ICD systémy (3 strany)

Příloha C – kompaktní disk

Obsah přiloženého CD

- Text bakalářské práce
 - Antonin_Licka_Bak_prace.pdf
- Matlabový kód
 - Antonin_Licka_Bak_prace_matlab_kod.m
- Excelové tabulky použity v matlabovém kóde
 - ICD_stimulacni_hodnoty_PS_PK_LK.xls
 - KS_stimulacni_hodnoty_PS_PK.xls

Příloha A

ID	FIRM A	SENSING_P S	PRAH_P S	IMPEDANCE_ PS	SENSING_P K	PRAH_P K	IMPEDANCE_P K
34	A	0,8	1,2	682	14,5	1,3	1052
19	A	1		781	16,2	1	882
89	A	1	1,8	550	5,8	1	748
49	A	1,2		526	9	1,2	710
82	A	1,2	0,8	656	9,1	1	1060
2	A	1,3		511	9,3	1	868
37	A	1,3	1	669	5,8	1	949
5	A	1,5		650	8	0,6	608
56	A	1,5	0,8	601	8,8	1,4	706
60	A	1,5	1	350	16	0,8	650
115	A	1,5	1	570	9,3	0,4	790
68	A	1,7	0,8	733	10,1	0,7	772
69	A	2,3	1,4	600	19,5	1,8	948
74	A	2,3	1	682	5,4	0,9	877
75	A	2,3	0,7	555	4,4	0,8	566
10	A	2,4	0,9	452	10,1	0,5	728
54	A	2,4	0,8	511	9,9	1,1	714
99	A	2,5	0,8	660	6,7	0,8	710
66	A	2,6	0,8	558	11,7	0,8	847
4	A	2,7	1,2	555	4,5	1,4	888
105	A	2,8	2	810	29	0,8	850
40	A	2,9	0,6	582	6,9	0,5	714
63	A	3	1	398	9,4	1,5	1067
80	A	3		454	6,3	1,2	597
83	A	3	0,7	669	14	1,2	872
55	A	3,2	1,2	1058	10,2	0,8	990
51	A	3,6	0,8	498	19,3	1	769
42	A	3,8	1,2	1010	7,8	1,5	1137
43	A	3,8	1	764	3,5	0,5	789
41	A	4	2	700	2	1,4	1200
44	A	4	0,4	577	9,1	0,6	731
20	A	4,2	1,2	689	17,7	0,8	949
88	A	4,3	1	600	11,5	1,4	1347
36	A	4,7	1,5	872	7,9	1,6	980
50	A	5	0,6	655	20	0,7	1012
73	A	5	0,5	471	16,6	0,6	926
84	A	5	1	530	17	0,8	999
87	A	5,1	1	663	5,2	1,2	1359
79	A	5,5	0,6	660	12	1,2	1150
53	A	5,6		632	5,2	1,2	1170
76	A	5,7	1,2	686	25	1,4	1450
78	B	0,3		340	9,1	0,5	580
93	B	0,6	0,5	371	12,3	1,2	593
91	B	0,7	0,8	650	8	1,2	600
6	B	1,2	0,8	510	15,8	1,2	754
9	B	1,2	1,3	325	5,9	1,3	526
28	B	1,2	1	435	3,4	0,6	464
30	B	1,2	0,8	551	16,2	1,2	612
92	B	1,2	1	400	5,4	0,6	644
77	B	1,3		357	10,1	0,8	685
104	B	1,3	0,8	399	5,7	0,6	420
3	B	1,4	0,6	532	10,2	1,3	676
86	B	1,4	1,4	459	1,6	1,2	598

25	B	1,5	0,8	437	5,7	1,4	622
27	B	1,6	1	441	7,2	1,2	820
101	B	1,6		372	9,9	1	676
108	B	1,6	0,5	475	14,2	1,5	893
109	B	1,6	0,6	444	15,6	1,3	633
57	B	1,7	0,6	396	8,8	0,6	527
8	B	1,8	1,2	489	12,9	1	782
107	B	2,1		290	6,5	0,7	500
14	B	2,2	1,5	479	14	0,4	670
35	B	2,2	1,3	430	4,9	1,3	739
72	B	2,3	0,6	395	5,5	1,2	758
15	B	2,4	0,8	391	17	0,8	550
39	B	2,4	1,6	407	9	0,6	633
96	B	2,4	1	493	7,6	1,2	781
97	B	2,4	0,8	364	7	1,3	833
29	B	2,5	1,25	358	5,5	1,75	1220
38	B	2,5	0,8	579	6,8	1	481
52	B	2,5	0,5	482	19,2	1	833
1	B	2,7	1	562	10	1,4	872
46	B	2,7	0,8	350	6,4	0,6	689
98	B	2,7	1	309	6,1	1,4	701
16	B	2,8		460	4,3	1	685
17	B	2,8	0,6	490	7,6	1,6	564
95	B	2,8	1,4	410	8,7	0,6	482
70	B	3	1,2	460	9,9	0,8	556
106	B	3,1	0,7	630	9,6	0,6	694
18	B	3,2	1,2	497	7,9	1,3	1200
45	B	3,2	1	398	14,4	0,7	636
90	B	3,2	1,3	423	7,3	1,2	750
65	B	3,3	0,6	547	10,2	1,2	811
11	B	3,5	1,3	445	19,9	0,9	644
94	B	3,5	1	388	12	1	650
12	B	3,7	1,2	417	18,4	1	519
47	B	3,7	1	377	6,9	1	802
33	B	3,9	0,5	410	5,5	0,5	688
64	B	3,9	1,3	405	15	1	836
119	B	4	1,3	485	6,9	1,4	408
23	B	4,5	0,8	685	8	0,9	701
31	B	4,6	1,3	476	15	0,7	595
102	B	4,8	1,6	761	8,4	1,3	602
24	B	5,3	1,2	432	7,1	0,6	542
26	B	5,5	0,6	521	10,8	0,6	725
59	B	6	0,6	431	5,8	0,8	498
71	B	6,4	0,5	427	11,3	1,6	955
103	B	6,6	0,8	500	5,9	1,5	882

Příloha B

ID	FIRMA	VR_DR_BIV	SENSING_PS	PRAH_PS	IMPEDANCE_PS	SENSING_PK	PRAH_PK	IMPEDANCE_PK	SENSING_LK	PRAH_LK	IMPEDANCE_LK
116	A	ICD VR				2	0,75	475			
111	A	ICD VR				3,5	1,1	513			
54	A	ICD VR				5,5	0,7	380			
33	A	ICD VR				6,5	0,5	585			
110	A	ICD VR				8	0,4	650			
102	A	ICD VR				9	1,2	900			
28	A	ICD VR				10,1	0,5	494			
155	A	ICD VR				12	0,6	650			
201	A	ICD VR				12	1,2	700			
59	A	ICD VR				13,3	1	581			
115	A	ICD VR				15	0,8	888			
60	A	ICD VR				17,9	0,5	597			
88	A	ICD VR				19	0,8	872			
76	A	ICD VR				19,1	0,5	600			
113	A	ICD VR				21	0,6	522			
58	A	ICD VR				22,4	0,8	828			
157	A	ICD VR				28	0,8	700			
101	A	ICD DR	1,1	0,75	418	5	1,5	475			
83	A	ICD DR	2,7	0,6	656	5,1	0,6	877			
156	A	ICD DR	3,5	1	517	10	0,8	500			
10	A	ICD DR	4,7	1,4	752	12,7	0,4	522			
126	A	ICD DR	2,3	0,8	686	13,2	1,2	772			
212	A	ICD DR	3,5	1,4	650	18	1	700			
180	A	ICD DR	1,5	0,8	433	20	0,75	532			
11	A	ICD DR	2,1	0,75	500	21	1,5	708			
119	A	BIV	2		437	5	0,5	589	11	1,25	494
208	A	BIV	3,6	0,5	340	5,6	0,75	350	5	0,5	456
118	A	BIV	0,8	0,5	418	9,5	0,5	437		1,5	1045
181	A	BIV	1,5	1	437	10	0,25	399	10	0,75	660
203	A	BIV	2	1	500	10	1	550	8	0,75	570
57	A	BIV	1,7	1,2	764	10,4	0,8	893	14,5	0,8	1215
120	A	BIV	3,8	0,25	437	11,3	0,25	494	10	0,75	437
27	A	BIV	2,3	1	890	18	1,1	745	18	2,3	1200
202	A	BIV	4,3		752	18	0,7	713	27,4	0,8	1224
207	A	BIV	2,9	1,7	571	30	0,6	717	30	0,5	820
78	B	ICD VR				8,2	0,8	641			
153	B	ICD VR				8,2	1	992			
77	B	ICD VR				17,1	0,6	577			
90	B	ICD VR				17,3	1,1	737			
79	B	ICD VR				18,2	0,7	570			
82	B	ICD VR				19,9	0,6	576			
92	B	ICD VR				22,6	0,8	690			

91	B	ICD VR				35	0,5	786			
26	B	ICD DR	1,9	0,9	432	6	0,4	664			
228	B	ICD DR	3,5	0,8	400	9	1	470			
179	B	ICD DR	1,5	0,8	433	9,1	0,8	413			
106	B	ICD DR	3,2	2	625	10,6	0,8	551			
130	B	ICD DR	3	1,8	420	11,3	0,9	665			
178	B	ICD DR	2	1	464	11,9	0,7	643			
52	B	ICD DR	1,4	1,3	397	13,1	0,8	769			
137	B	ICD DR	2,9		339	14,2	0,6	451			
6	B	ICD DR	3,2	0,6	439	16,6	1,2	704			
152	B	ICD DR	5,4	1,6	602	18	0,6	744			
206	B	ICD DR	1,6	0,7	366	19,6	0,8	502			
136	B	ICD DR	5,7	1,7	706	23,4	1	679			
205	B	ICD DR	4	1,2	650	26	0,8	700			
177	B	BIV	3,3	1,2	433	6	0,6	511	9	2,2	803
89	B	BIV	2,1	1,1	375	8	1,6	526	35	1,6	1462
104	B	BIV	1,2	1,3	411	9,3	0,8	470	26,4	1,4	1592
129	B	BIV	4,5	1,3	576	10,3	0,9	765	5,1	0,5	929
163	B	BIV	1,3	1	380	11,7	0,75	460		1,1	310
31	B	BIV	2	1,75	650	11,9	1	680			810
227	B	BIV	6,7	0,8	443	12,2	0,8	769	8,6	0,7	1078
165	B	BIV	2,5	1,2	399	13,2	1,1	413	16,6	1,5	774
7	B	BIV	0,7		382	13,9	0,8	425	10,9	1	776
226	B	BIV	2,3	1,7	506	17,2	0,9	718	24	1,9	1208
135	B	BIV	0,5		415	22,6	0,5	628	28	1,6	1000
151	B	BIV	4,2	0,7	501	29	0,8	580	10,8	0,7	1096
93	C	ICD VR				7,4	0,5	660			
138	C	ICD VR				9	1,2	506			
114	C	ICD VR				9,4	0,6	486			
34	C	ICD VR				10	1	650			
211	C	ICD VR				11	0,8	548			
2	C	ICD VR				20	0,6	370			
160	C	ICD VR				20	0,8	400			
107	C	ICD VR				21	0,5	330			
94	C	ICD VR				22,4	0,4	552			
109	C	ICD DR				7,6	1	600			
183	C	ICD DR	1,6	1,3	624	11,5	0,6	432			
210	C	ICD DR	3,8	0,7	896	11,9	0,5	569			
184	C	ICD DR	2,5	1,5	400	12	0,5	500			
139	C	BIV	1,5		700	9	0,6	592	5	3	1700
159	C	BIV	1,8		500	18	0,8	700	10	0,8	1800
108	C	BIV	3,7	0,6	705	21	0,7	440	25	1	667
187	D	ICD VR				7,6	0,5	693			
85	D	ICD VR				8,8	0,6	547			
5	D	ICD VR				9	0,8	500			
87	D	ICD VR				11,4	0,6	898			

4	D	ICD VR				12	0,4	450			
161	D	ICD VR				12	0,8	500			
134	D	ICD VR				13	0,8	750			
132	D	ICD VR				13,5	0,5	650			
86	D	ICD VR				14,8	1	638			
131	D	ICD VR				16	0,4	701			
3	D	ICD VR				35	0,6	636			
162	D	BIV	2,7	1,7	658	11,2	0,5	579	12,6	0,4	658
186	D	BIV	5,1	0,4	560	11,6	0,4	560	9,8	1,8	560
185	D	BIV	3,3	1	482	18,4	0,7	560	5,8	2,2	502
55	D	BIV	1,5		522	21,4	0,5	565	8,2	0,7	1303
9	D	BIV	1,7	0,3	500	22	0,3	600	25	0,5	750
56	D	BIV	3,3	0,9	609	24	0,4	624	16,5	2,4	754