



Bakalářská práce

Náhradní elektrický obvod lidského těla pro testování parametrů kardiostimulátoru

Studijní program:

B0914P360007 Biomedicínská technika

Autor práce:

Adam Urbančík

Vedoucí práce:

Ing. Tomáš Souček

Fakulta zdravotnických studií

Liberec 2023



Zadání bakalářské práce

Náhradní elektrický obvod lidského těla pro testování parametrů kardiostimulátoru

<i>Jméno a příjmení:</i>	Adam Urbančík
<i>Osobní číslo:</i>	D20000011
<i>Studijní program:</i>	B0914P360007 Biomedicínská technika
<i>Zadávající katedra:</i>	Fakulta zdravotnických studií
<i>Akademický rok:</i>	2022/2023

Zásady pro vypracování:

Cíle práce:

1. V teoretické části bude popsán princip fungování kardiostimulačních přístrojů.
2. V teoretické části budou popsány parametry lidského těla.
3. V praktické části bude vytvořen náhradní elektrický obvod lidského těla
4. Bude provedeno měření oscilometrem, parametrů vybraných kardiostimulátorů s využitím vytvořeného obvodu

Teoretická východiska (včetně výstupu z kvalifikační práce):

Základní problematikou, kterou se práce bude zabývat je efektivní testování parametrů kardiostimulátorů. Cílem bude vytvoření kompaktního zařízení pro snímání vybraných parametrů. Zařízení bude v budoucnu pomáhat při testování parametrů kardiostimulátorů jako by bylo aplikováno na člověka.

Výzkumné předpoklady / výzkumné otázky:

Bude navržen a zkonstruován elektrický obvod, který nahradí elektrické vlastnosti lidského těla.

Metoda:

Kvalitativní

Technika práce, vyhodnocení dat:

Výzkum/realizace náhradního obvodu/experimentální měření

Místo a čas realizace výzkumu:

Listopad 2022 – Duben 2023 TUL Liberec

Vzorek:

Vybraný model kardiostimulátoru

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:

tištěná/elektronická

Jazyk práce:

Čeština

Seznam odborné literatury:

BAROLD, S. S., R. STROOBANDT a A. F. SINNAEVE. 2010. Cardiac pacemakers and resynchronization step-by-step: an illustrated guide. 2nd ed. Chichester: Wiley-Blackwell. ISBN 1-4051-8636-4.

BARTAS, Martin. 2020. Expozice elektromagnetickému záření z běžných zdrojů. Praha: Academia. ISBN 978-80-200-3046-7.

BENEŠ, J., D. JIRÁK a F. VÍTEK. 2015. Základy lékařské fyziky. 4. vyd. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum. ISBN 978-80-246-2645-1.

BENNETT, David H. 2014. Srdeční arytmie: praktické poznámky k interpretaci a léčbě. Praha: Grada.

ISBN 978-80-247-5134-4.

BERKA, Štěpán. 2015. Elektrotechnická schémata a zapojení v praxi. 1. Brno: Computer Press. ISBN 978-80-251-4598-2.

BIOLEK, Dalibor. 2004. Řešíme elektronické obvody, aneb, Kniha o jejich analýze. Praha: BEN – technická literatura. ISBN 80-7300-125-X.

BULAVA, Alan et al. 2018. Základy srdeční resynchronizační léčby. Praha: NLN. ISBN 978-80-7422-671-7.

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

NAVRÁTIL, Leoš et al. 2019. Medicínská biofyzika. 2 vyd. Praha: Grada. ISBN 978-271-0209-9.

OŠŤÁDAL Petr a Martin MATES. 2018. Akutní infarkt myokardu. Praha: Maxdorf. IN 978-80-7345-554-5.

ROSINA, J., J. VRÁNOVÁ a H. KOLÁŘOVÁ. 2021. Biofyzika: pro zdravotnické a biomedicínské obory. 2. vyd. Praha: Grada. ISBN 978-80-271-2526-5.

Vedoucí práce:

Ing. Tomáš Souček

Fakulta zdravotnických studií

Datum zadání práce:

25. října 2022

Předpokládaný termín odevzdání: 5. května 2023

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.

Poděkování

Rád bych poděkoval vedoucímu práce Ing. Tomáši Součkovi za pomoc a ochotu s vypracováním mé bakalářské práce. Děkuji za poskytnuté rady, prostory a materiály na vytvoření fyzického modelu, a celkově vřelý přístup.

ANOTACE

Anotace:

Práce se zabývá vytvořením testovacího zařízení, které bude simulovat parametry lidského těla. Model bude ve formě elektrického obvodu. Následně bude měřena odolnost implantabilního pulzního generátoru vůči rušení a vyhodnoceno jeho správného fungování.

Klíčová slova:

Elektromagnetická kompatibilita, kardiostimulátor, náhradní elektrický obvod těla, testování

ANOTATION

Anotation:

In my work, I will deal with the creation of a test device that will simulate the parameters of the human body. The model will be in the form of an electrical circuit. Subsequently, I will measure the resistance of the implantable pulse generator to interference and evaluate its proper functioning.

Key words:

Electromagnetic compatibility, pacemaker, body replacement electrical circuit, testing

Obsah

Obsah	8
Seznam symbolů a zkratek	9
1 Úvod.....	10
2 Teoretická část	11
2.1 Srdce.....	11
2.1.1 Elektrofyzologie srdce	13
2.1.2 Převodní systém srdeční	14
2.1.3 Patofyzologie převodního systému srdečního	15
2.2 Kardiostimulátor	17
2.2.1 Dělení přístrojů	18
2.2.2 Stimulační impulzy	19
2.2.3 Kardiostimulační režimy.....	20
2.2.4 Elektrody.....	21
2.3 Elektromagnetické pole a kardiostimulační technika	22
2.4 Elektrické vlastnosti tkáně	24
2.4.1 Účinky elektrického proudu na lidské tělo	27
2.5 Náhrada lidské tkáně elektrickým obvodem	27
3 Výzkumná část.....	33
3.1 Cíle práce	33
3.2 Metody	33
3.3 Analýza výzkumných dat.....	35
3.4 Analýza výzkumných cílů.....	49
4 Diskuze	50
5 Návrh doporučení pro praxi	51
6 Závěr	52
Seznam použité literatury	53
Seznam grafů a obrázků.....	56
Seznam příloh	59

Seznam symbolů a zkratk

AV	Atrioventrikulární
CRT	Cardiac resynchronization therapy
CMOS	Complementary metal oxide semiconductor
EKG	Elektrokardiogram
ICD	Implantable cardioverter-defibrillator
LRI	Lower rate interval
LRL	Lower rate limit
PCM	Pacemaker
RC	Ramus circumflexus
RCA	Pravá věnčitá tepna
RIVA	Přední mezikomorová větev levé věnčité tepny
SA	Sinoatriální
Tzv.	Takzvaný

1 Úvod

Kardiostimulátory se staly běžnou součástí našich životů. V kardiologii se jedná o velice efektivní cestu, jak léčit patologie spojené s převodním systémem srdečním. Vzhledem k tomu, že Česká republika patří mezi země s největší četností kardiovaskulárních chorob je téma kardiostimulátorů stále aktuální. Počet pacientů s implantovaným kardiostimulátorem neustále roste, tím se i zvyšuje tlak na výrobce, aby jejich technologie byla co nejlepší. A to jak z hlediska bezpečí, funkčnosti, ale i ceny.

V současné době se vyvíjejí neustále modernější a přesnější přístroje. A s tím je spojené jejich testování a ověřování jejich funkce. Zvláště při vývoji je systém testování funkce kardiostimulátoru velice důležitý. Doprovází samotný vývoj a v dnešní době neexistuje výrobce, který by mohl na trh dodávat neotestovanou techniku.

Přístupů k testování parametrů kardiostimulátorů je mnoho. Na každý parametr či simulaci se hodí různý model testovacího zařízení. Můžeme se setkat s testováním ve formě počítačové simulace, biologického materiálu, nebo ve formě elektrického obvodu.

Elektrický obvod lidské tkáně nám zajistí stejné podmínky pro provedení testu na rozdíl od skutečné lidské tkáně, která je u každého pacienta jiná. Zároveň dokážeme poměrně přesně nahradit elektrické vlastnosti lidské tkáně elektronickými součástkami. Další výhodou tohoto testování je nižší finanční zátěž a ulehčený hygienický dozor, než je tomu při práci s biologickou tkání.

2 Teoretická část

V teoretické části se budu zabývat nejprve fyziologií a patologií srdce. Elektrostimulace srdce neboli kardiostimulace je hlavním účelem použití kardiostimulátoru, z tohoto důvodu bude největší důraz patřit převodnímu systému srdečnímu. Nedílnou součástí této kapitoly bude i jeho patologie. Jaké komplikace mohou nastat a jak jsou řešitelné kardiostimulátorem.

V další kapitole rozeberu fungování kardiostimulátoru. Budou zde podrobněji popsány všechny klíčové prvky, které se na fungování kardiostimulátoru podílejí. Jeho konstrukční prvky, nastavení a elektromagnetická kompatibilita.

Třetí kapitola teoretické části bude o elektrických vlastnostech lidské tkáně. Detailně popíšu, jaké vlastnosti má konkrétní typ tkáně. Jakým způsobem se dá klasifikovat vodivost tkáně a jak ji můžeme nahradit.

V poslední kapitole se zaměřím na rešerši v oblasti náhrady lidské tkáně elektrickým obvodem. Uvedu různé případy z minulosti, kdy byly různé obvody použity a nastíním naše možnosti, jak daný obvod zrealizovat.

2.1 Srdce

Srdce je svalový orgán, který zajišťuje průtok krve skrz krevní řečiště. Pod tlakem žene krev v cévách a žilách svým typickým rytmickým smršťováním, kdy se pravidelně střídá systola neboli stah srdce a diastola, uvolnění svalů.

Srdce je uloženo v mediastinu, česky nazýváno mezihrudí. Má tvar převráceného kužele o hmotnosti 230–340 g v závislosti na pohlaví. Srdce je uloženo v perikardu (osrdečníku), který slouží jako obal. Prostor mezi myokardem a perikardem je velice malý a je vyplněný serózní tekutinou, ta zajišťuje jemné klouzání tkání o sebe bez hrozby tření. Celý prostor je uzavřen do hrudního koše, který se skládá z hrudní kosti a žeber.

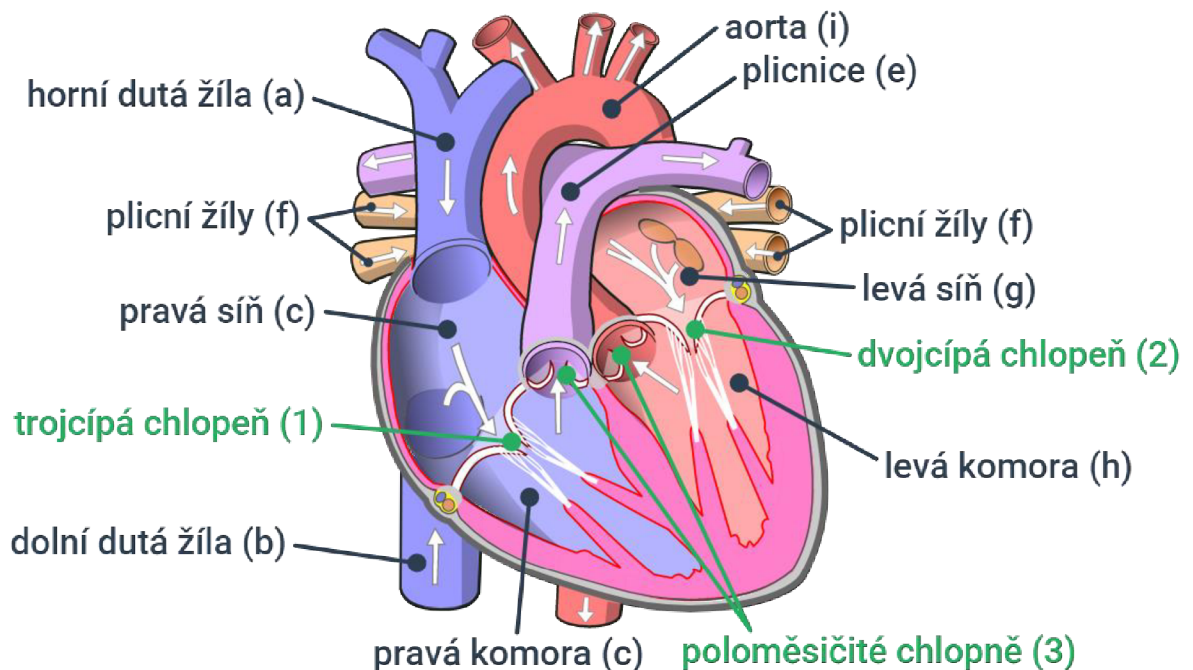
Srdce je rozděleno do čtyř částí. Pravá síň a pravá komora, které jsou rozděleny trojcípou chlopní slouží k přečerpání odkysličené krve z těla do plic, kde probíhá její okysličení v alveolech (plicních sklípcích). Do pravé síně ústí vena cava superior a vena cava inferior (horní a dolní dutá žíla), které stahují odkysličenou krev z celého těla. Do pravé síně vyúsťuje také coronární sinus, což je hlavní krevní odtok z myokardu. Z pravé komory do malého krevního oběhu vyúsťuje kmen plicní. Kmen plicní neboli plicnice je

od komory oddělena poloměsíčitou chlopní. Kmen plicní se hned dělí na dvě plicní tepny (pravou a levou), které zásobí danou plíci.

Levá část srdce je anatomicky větší, a to především zásluhou mnohonásobně větší komory, která vzhledem k vysokotlakému systému, do kterého vhání okysličenou krev, má větší podíl svalové hmoty. Do levé síně přivádějí 4 plicní žíly okysličenou krev z plic. Mezi levou síní a komorou se nachází dvojcípá chlopeň, ale v klinické praxi se častěji používá označení chlopeň mitrální. Ústí levé komory představuje aorta. Ta zásobí svými větvemi celé tělo.

Stěna srdečního svalu je tvořena třemi základními vrstvami. Vnitřní výstelka, která pokrývá vnitřek síní a komor se nazývá endokard a je tvořena epitelem. Střední stěna, tvořena svalovými buňkami se nazývá myokard. A vnější epikard obsahuje pouze vazivo.

Srdce jako každý jiný sval musí být samo zásobeno okysličenou krví, aby byla zajištěna dostatečná síla stahu svalů a jejich adekvátní regenerace. Tuto funkci obstarávají tzv. koronární tepny. Klinikové mluví o třech koronárních tepnách, které označují: RCA (pravá věnčitá tepna), RIVA (přední mezikomorová větev levé věnčité tepny), RC (levá věnčitá tepna). (Čihák, 2016)



Obr. 1 Schematický náčrt srdce s popisky

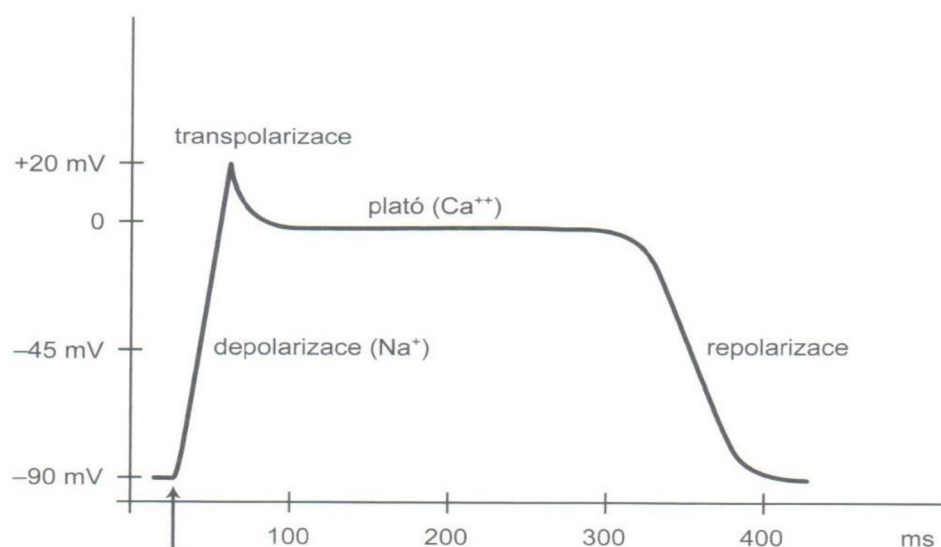
2.1.1 Elektrofyziologie srdce

V této kapitole budu psát o způsobu vzniku a přenosu elektrického signálu skrz srdce. Srdce je tvořeno zvláštní svalovou tkání, která má schopnost sama generovat a vést vzruchy.

Předpokladem vedení elektrických vzruchů je fenomén, který se nazývá klidový membránový potenciál. Tento stav, který můžeme vyčíslit jako -70 až -90 mV je výsledkem nerovnoměrného rozložení iontů uvnitř a vně buňky. Důvodem tohoto nerovnoměrného rozložení je semipermeabilní (polopropustná) membrána, která je jinak propustná pro každý iont.

Aby došlo k vedení vzruchu a elektrický signál postupoval skrz myokard popisujeme děj zvaný akční potenciál. Je způsoben depolarizací buněk. Při depolarizaci dochází v krátkém čase ke změně rozdělení iontů a klidový membránový potenciál se dostává na hodnotu 0 mV nebo klidně i na $+20$ mV. Po této extrémně rychlé změně potenciálu nastává fáze plató. Tato fáze se vyznačuje nemožností buňku podráždit. Fáze plató je oproti depolarizaci dlouhá, trvá $200-300$ ms. Na fázi plató navazuje repolarizace. Během repolarizace se hodnota membránového napětí vrací na svou původní hodnotu. Je to zapříčiněno zvýšenou propustností membrány pro draslík.

Srdeční buňky jsou unikátní, vzhledem k jejich důležitosti u nich nenastává fáze relaxace, ale jejich činnost je nepřetržitá. (Mourek, 2012)

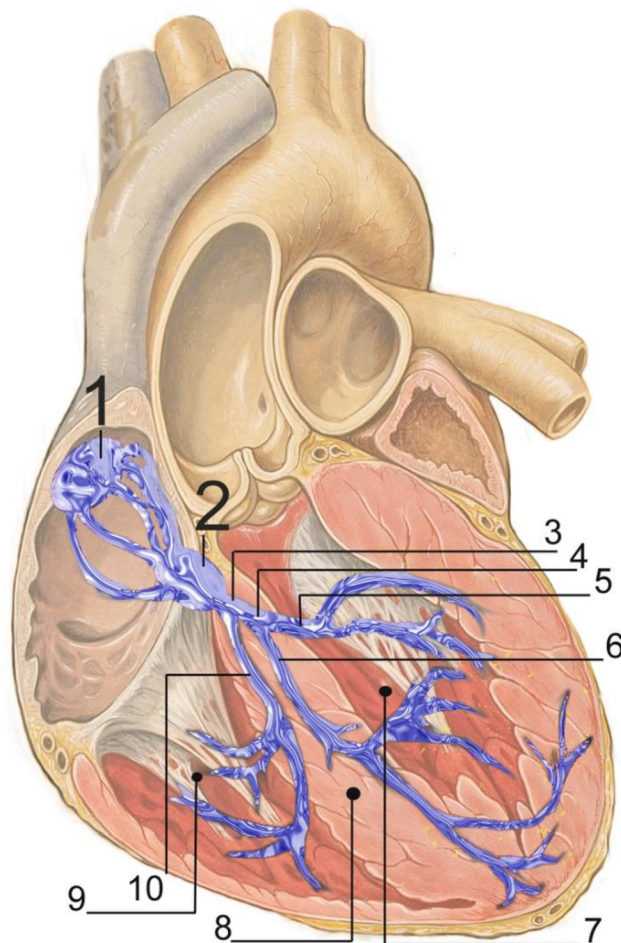


Obr. 2 Průběh depolarizačních změn

2.1.2 Převodní systém srdeční

Převodní systém srdeční je soubor buněk, které mají na starost tvorbu a vedení vzruchů po srdci. Odpovídají tím za správné střídání systoly a diastoly. Celý aparát se skládá z několika částí, ale nejdůležitější je tzv. sinoatriální uzel. Je to primární pacemaker (udavatel rytmu). Ten v pravidelných intervalech generuje vzruchy a posílá je po svalovině síní do atrioventrikulárního uzlíku. Odsud se vzruch šíří na komory za pomoci Hisova svazku. Tato část se nachází v mezikomorové přepážce. V ní se také dělí na Tawarova raménka. Levé a pravé raménko směřují přes srdeční apex, kde se dělí na Purkyňova vlákna. Purkyňova vlákna směřují do bází komor.

Toto je cesta, kterou by měl v ideálním případě postupovat vzruch. Tomu, že to tak není se budu věnovat v pozdější kapitole o postižení tohoto aparátu. (Mourek, 2012)



Obr. 3 Převodní systém srdeční

2.1.3 Patofyziologie převodního systému srdečního

V předcházející kapitole jsme popsali ideální fungování přenosu elektrického signálu skrz srdeční myokard. V této kapitole je potřeba uvést ty nejčastější poruchy tohoto systému. Řeč bude o různých arytmiích, fluttrech a jiných onemocnění. Srdce může samozřejmě postihnout mnoho jiných problémů (mechanické poškození, vývojové vady atd.). Zde pro účely mé práce se budu věnovat pouze problémům spojených s převodním systémem srdečním.

Arytmie patří mezi nejčastější srdeční onemocnění. Jedná se o nějakou odchylku od fyziologického rytmu, který se udává přibližně 70 tepů/min. Samozřejmě tep může dosahovat i více než 100 tepů/min, a to je za určitých okolností v pořádku například při sportu nebo stresu. Trénovaní jedinci jsou schopni svůj tep dostat i pod hranici 60/min. Ale tyto jevy jsou pouze na přechodnou dobu, pokud se u někoho tyto stavy vyskytují samovolně a na delší dobu, jedná se o patologii, kterou je potřeba léčit.

Arytmie můžeme rozdělit mnoha způsoby. Jedním z kritérií může být místo vzniku. Z tohoto pohledu můžeme narazit na sinusové arytmie (porucha vzniká v sinusovém uzlu), supraventrikulární (arytmie vzniká nad komorami, konkrétně v oblasti junkce síní a komor) a komorové (vznikají v komorách). Arytmií je celá řada, proto uvedu nejvýznamnější typy. (Bennett, 2014)



Obr. 4 Arytmie zaznamenaná na EKG

První z nich je tachykardie. Jedná se o zrychlení srdeční činnosti nad 90 stahů/min. V tomto stavu dochází ke zvýšení srdečního výdeje, ale od určité frekvence stahů se začne výrazně zkracovat tzv. preload (naplnění komory před vypuzením). Tím pádem objem, které takto zrychlené srdce přečerpá je menší než obvyklých 70 ml v klidu. Zvýšení srdeční frekvence má za následek větší svalovou námahu, ale i zároveň zkrácený čas na regeneraci s potencionálním vznikem ischemie (špatné až žádné prokrvení dané oblasti).

Druhá velice častá arytmie je bradykardie, která je téměř přesným opakem tachykardie. Jedná se o zpomalení srdeční aktivity za hranici 60 stahů/min. Může se objevovat ve spánku nebo ve stavu relaxace. U trénovaných jedinců, kteří ji dokážou fyziologicky navodit, se vyskytuje i při určitých činnostech, např. potápění na výdrž. Bradykardii může způsobit např. infarkt myokardu nebo nitrolební poranění či vliv léků. Do těla se tedy dostává méně okysličené krve než kolik, tělo potřebuje. Pacient může cítit zvýšenou únavu a závratě. V některých případech může pokles krevního tlaku, který je s tímto onemocněním spojený vést až k bezvědomí. Toto je typicky postižení, které se v praxi řeší implantací kardiostimulátoru.

Flutter a fibrilace (fibrilace síní je nejčastější arytmií vůbec). V obou případech se jedná o závažné poruchy rytmu. Jedná se o nekoordinované a abnormální vedení elektrické aktivity skrz myokard. Důsledkem je nedostatečná mechanická aktivita tkáně. Vzhledem k tomu, že nedochází ke stahům, ale pouze ke chvění, je vypuzení krve téměř nulové. Rozdíl mezi flutterem a fibrilací je jasně vidět na EKG.

Poruchy vedení, jinými slovy blokády. Jedná se o narušení vedení elektrických drah a jsou známi dvě podoby blokád. Sinoatriální blokáda, kdy je vedení narušeno v místech vedoucích ze sinusového uzlu na síně a častější atrioventrikulární blokáda umístěná mezi síní a komorou. Blokády definujeme trojího typu podle jejich závažnosti. I. stupeň, jedná se pouze o zpomalení. II. stupeň, značí částečnou blokádu (někdy vzruch projde a někdy ne). III. Stupeň je úplná blokáda a z elektrického signálu neprojde nic. III. stupeň vede k zástavě stahu komor, naštěstí dochází k aktivaci v nižším centru převodního systému a je udržována frekvence 30-40/min. (Vokurka, 2018)

V předcházejícím textu jsem popisoval všelijaké patologie týkající se poruch srdečního rytmu. Důležité, ale je zmínit způsob, kterým dokážeme snímat onu elektrickou aktivitu srdce. EKG neboli elektrokardiogram je metoda sloužící k záznamu elektrické aktivity srdce v čase. Výsledný graf nám pomáhá k diagnostice nespočetného množství nemocí.

Pokud bychom chtěli zjednodušeně popsat princip EKG mohli bychom říci, že srdce je velký soubor svalových buněk, skrz které prochází vlna depolarizace a za předpokladu, že je pacient plně relaxovaný (nedochází ke kontrakci kosterních svalů) můžeme za pomoci elektrod neinvazivně (z povrchu těla) měřit směr a časový kontext dané depolarizace. Výsledkem je nám tzv. EKG křivka. Skládá se z P vlny (kontrakce síní), QRS komplex (depolarizace komor) a vlna T (návrat komorového myokardu do klidového stavu – repolarizace). (Hampton, 2013).

K léčbě těchto patologií lze přistupovat mnoha způsoby. Je možná farmakologická léčba, katetrizační léčba nebo chirurgická léčba. V mnoha případech dochází k implantaci buď kardiostimulátoru nebo kardioverter-defibrilátoru. (Bulava, 2018)

2.2 Kardiostimulátor

Kardiostimulátor (anglicky pacemaker) je zařízení, které spadá do kategorie elektrických implantabilních zařízení. V klinické praxi se PCM (pacemaker) používá k léčbě poruch srdečního rytmu, konkrétně bradyaritmie, kdy je srdeční rytmus pomalejší než klasické fyziologické hodnoty. (Štros, 2014)

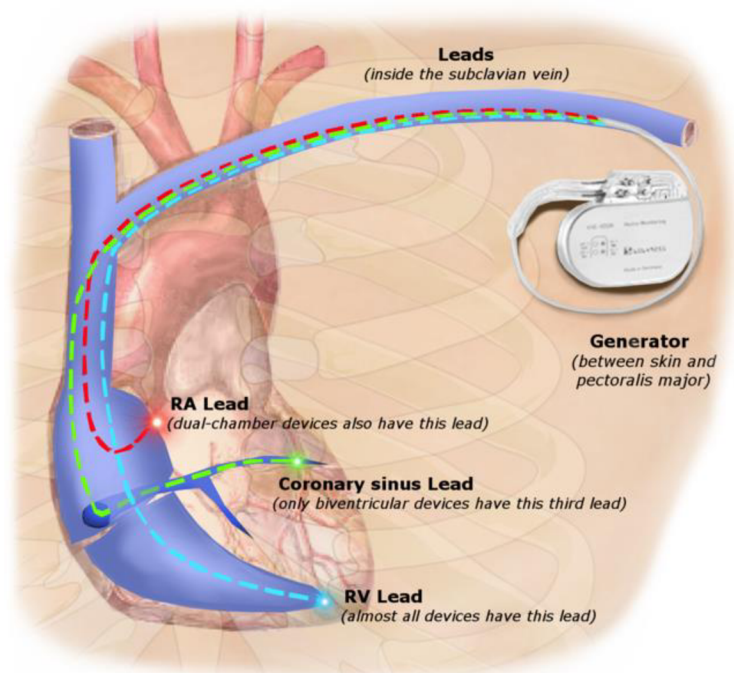
Samotný přístroj se skládá z těla a elektrod. Uvnitř pouzdra, které je z titanu nebo jeho slitiny se nachází veškeré řídicí systémy, baterie a samotný generátor impulzů.

Baterií byla v historii celá řada. Postupem času, ale zvítězil elektrochemický model baterii, především proto, že nejlépe splňuje požadavky, které na přístroj máme. Jedná se o dostatečnou kapacitu energie, spolehlivost, bezpečí, provozní vlastnosti jako je napětí, samovolné vybíjení, hustota energie na jednotku objemu a konstrukční tvar. Proto jsou v dnešní době zdroje energie kardiostimulátorů monočláňkové baterie nebo vícečláňkové lithiové baterie. Napětí je většinou okolo 3 V a vzniká rozdílnými elektrochemickými potenciály lithia a jódu. Kapacita se pohybuje v rozmezí 0,8 Ah do 1,8 Ah v závislosti na typ přístroje. Živostnost přístroje se odvíjí od jeho nastavení a účelu (jak často stimuluje, detekuje...). Průměrná výdrž baterie je 6-12 let. (Barold, 2010)

Řídicí systém kardiostimulátoru je obsáhlý elektronický systém. Využívá mikroprocesorovou techniku na bázi CMOS, která zesílený signál z těla filtruje, zpracuje a vyhodnotí. K filtraci je použita řada speciálních algoritmů. Samotné řídicí algoritmy jsou uloženy na ROM paměti s obsahem 1-2 kB. Diagnostická data se ukládají na RAM paměť, která má vzhledem ke svému účelu větší kapacitu. (Švitorková, 2013)

Na pouzdře jsou vyraženy nezbytné informace od výrobce a je zde obsažen port na připojení elektrod. Podle nastavení a technického vybavení můžeme rozdělit přístroje na unipolární nebo bipolární.

U unipolární konfigurace anodu představuje samotný přístroj. Tato konfigurace má své výhody (lepší snímání artefaktů, tím pádem lepší interpretace EKG) i nevýhody (anoda leží blízko velkých svalů, způsobuje nechtěnou stimulaci nebo snímání myopotenciálů). V případě bipolární konfigurace jsou oba stimulační konce v elektrodě. Impulz tak probíhá po mnohem menší vzdálenosti, tím pádem nezasahuje do jiných tkání. (Korpas, 2011)



Obr. 5 Schéma použití kardiostimulátoru

2.2.1 Dělení přístrojů

Jednodutinové kardiostimulátory jsou přístroje, které stimulují pouze jednu dutinu. Jedna elektroda je umístěna buď do pravé síně nebo do komory (uložení do pravé síně jen zřídka). Zde provádí sensing/pacing. Nejčastější indikací je permanentní fibrilace síní a pomalý převod na komoru.

Dvoudutinové přístroje mají již elektrody dvě. Tím pádem mohou stimulovat dva úseky. Nejčastěji v pravé síni a v pravé komoře. Používají se u pacientů se síňokomorovou blokádou nebo u pacientů trpících sick sinus syndromem.

Trojduťinové. Toto označení se ovšem v praxi nepoužívá. Častěji se o této konfiguraci (3 elektrody) mluví jako o CRT. 3. elektroda je v žilním systému umístěna tak, aby byla v kontaktu s myokardem levé komory. Značka CRT je zkráceninou pro cardiac resynchronization therapy. Jak je z anglického názvu zjevné, CRT dává synchronizované pulzy oběma komorám tak, aby se stahovaly stejně. Je to tzv. biventrikulární stimulátor.

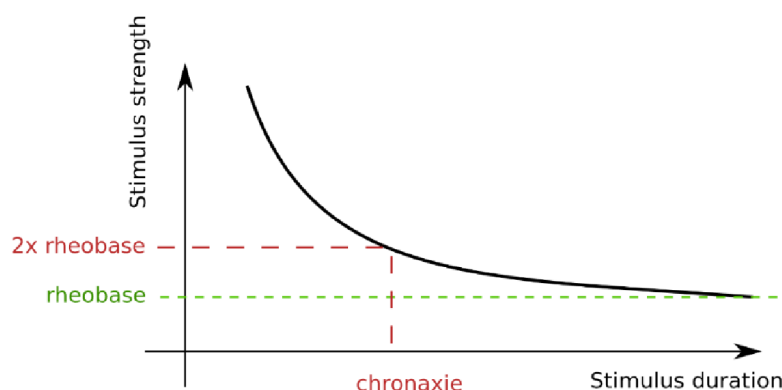
V této kapitole ještě za zmínku stojí **ICD** neboli implanatabilní kardiovertebrální-defibrilátor. Tento přístroj má v sobě navíc kromě “obyčejného“ pacemakeru i zabudovaný defibrilátor. Který se používá na léčbu tachykardií a dokáže pacientovi větším (defibrilačním) výbojem resynchronizovat buňky převodního systému. (Riedlbauchová, 2015)

2.2.2 Stimulační impulzy

V kardiostimulační technice je asi nejčastějším pojmem stimulační impulz. Důležité je si říci, jakým způsobem je tento impulz u každého pacienta definován. K tomu budeme muset znát význam dvou klíčových slov, které se u stimulační techniky vyskytují. Je to reobáze a chronaxie. Tyto pojmy nám definují, jak je daná tkáň dráždivá i to i jaký je vztah mezi intenzitou a trváním podnětu, který vyvolá akční potenciál.

Reobáze je nejmenší nutná intenzita podnětu, která působí maximální užitečný čas a vyvolá akční potenciál.

Chronaxie je čas, který je potřebný k podráždění proudem o dvojnásobné intenzitě reobáze. (Beneš, 2007)



Obr. 6 Hoorwegova-Weissova křivka, zobrazující vztah chronaxie a reobáze

2.2.3 Kardiostimulační režimy

Kardiostimulační režimy nám dávají informaci o možnostech nastavení přístroje. Pro danou nemoc je i logicky daná stimulační činnost. Vše závisí na možnostech přístroje a počtu připojených elektrod. V praxi se používá označení pomocí NASPE/BPEG kódů, které jsou uvedeny v tabulce.

V sloupci I. vidíme, které dutiny jsou stimulovány, v II. sloupci vidíme dutiny, které jsou snímané. Sloupec III. nám říká, co přístroj udělá po zhodnocení vlastní aktivity srdce. Sloupec IV. nám doplňuje informaci o přístroji. Ve většině případů se uvádí informace o modulaci rychlosti stimulace. To znamená, zdali je přístroj schopný sám upravovat frekvenci stimulace podle např. fyzické aktivity člověka. K tomuto snímání má zabudovaný akcelerometr. A sloupec V. udává informaci o stimulování na více bodech v daném oddílu srdce tzv. multisite pacing.

Pro úplnost uvedu pár kódů a vysvětlím konkrétně, co znamenají a jak se přístroj chová. (Rozman, 2006)

Pozice	I	II	III	IV	V
Kategorie	Stimulované dutiny	Snímané dutiny	Odezva na snímání	Modulace rychlosti stimulace	Multisite stimulace
Písmena	0 – žádná	0 – žádná	0 – žádná	R – modulace rychlosti stimulace	0 – žádná
	A – síň	A – síň	T – spouštění		A – síň
	V – komora	V – komora	I – inhibice		V – komora
	D – duální (A + V)	D – duální (A + V)	D – duální (T + I)		D – duální (A + V)
Někteří výrobci	S – jedna (A nebo V)	S – jedna (A nebo V)			

Obr. 7 Kódy kardiostimulačních režimů

Režim A00: Stimulační impulzy se aplikují asynchroně. Vlna P nepotlačí ani nespustí stimulaci. Používá se hlavně při operacích k snížení rizika terapie elektrokauterizací.

Režim VVI: Přístroj bude, jak snímat, tak stimulovat v komorách a pokud SA uzel vytvoří vlastní aktivitu, která projde na AV uzel a způsobí depolarizaci, je impulz pozastaven.

Režim DDD: V tomto případě je jak síň, tak komora snímána i stimulována. Pokud vše funguje tak jak má, přístroj pouze pozoruje tuto aktivitu, ale pokud chybí aktivita od SA

uzlu, tak přístroj podle naprogramovaných dispozic začne udávat tempo. Můžeme vidět i typ DDDR, kde je navíc mechanismus modulace impulzů a přístroj dokáže měnit rytmus podle fyzické aktivity. (Allen, 2006)

V rámci stimulačních režimů je důležité zmínit časování kardiostimulátoru. Správné načasování stimulace je klíčové pro správné fungování přístroje. V rámci nastavení parametrů, které probíhají při jeho implantaci nás zajímá několik parametrů. Délka impulzu (nejčastěji 0,4 ms), jeho amplituda (většinou v rozmezí 1,5-3 V), měří se impedance elektrod a nastavuje se tzv. LRI. LRI je nejdelší možný interval mezi dvěma stimulačními impulzy. Dalším parametrem, který je nastaven, je LRL, což je minimální rychlost stimulace. Posledním pojmem, který je u časování stimulace důležitý je únikový interval, ten slouží u inhibovaných režimů k definování časového rozdílu mezi dvěma impulzy při nepřístupnosti snímané vlastní aktivity. (Váňová, 2019)

2.2.4 Elektrody

Elektroda má dva účely. Jeden je tzv. sensing. Což je pouze vnímání elektrických vzruchů v dané dutině. Tato funkce je důležitá při ochraně srdce (pokud elektroda cítí nativní stimulaci nemusí sama iniciovat výboj a tím šetří jak tkáň, tak i baterii). Používají se při stimulaci v režimu on demand.

Druhá funkce je pacing, to není nic jiného než provedení stimulace v daném úseku myokardu. Jde o dodání adekvátního množství energie k vyvolání depolarizace.

Elektrody (vodič + samotná koncovka) jsou co se týče mechanického namáhání nejvíce ohroženou součástí celého systému. Vzhledem k jejich účelu je zde kladen důraz na spolehlivost. Elektrody jsou implantovány doživotně a jakákoliv manipulace po implantaci je nežádoucí. Je totiž spojena s řadou rizik. Elektrody nesmí být v žádném případě toxické, či jinak závadné v lidském kardiovaskulárním systému. Vodiče prostupují žilami, kde figurují jako cizí těleso, nesmí tím pádem vzbuzovat pozornost imunitního systému. Pokud tomu tak není, je velká pravděpodobnost rozvoje infekce.

Konstrukčně se elektrody skládají z fixačního mechanismu, stimulačních pólů, vodiče, izolace a konektoru. Co se týče konektoru. Používá se zde jednoduchý systém zajišťovacích šroubků nebo pružinky, aby byl zajištěn přesný kontakt mezi drátem a tělem přístroje. Závit je opatřen izolací, aby byl voděodolný. V dnešní době je standardizovaný a nejvíce používaný IS-1, ale při použití kvadrupolární levokomorové stimulace se použije typ IS4. Izolace je z epoxidové pryskyřice. Izolace po celém povrchu

drátů je také principiálně velice jasná. Musí být biologicky inertní a neporušená. Vnější izolace je z polyuretanu a slouží jako obal kolem celého drátu. Ale pokud používáme bipolární elektrody, tak musíme oddělit anodu a katodu. Toto oddělení je ze silikonu. Jeden z nejčastějších důvodů reimplantace elektrod je právě porušení izolace a s ní spojené negativní následky na pacientovo zdraví. Vodič elektrody je mechanicky velice namáhaný kus vodiče. Prochází skrz žíly a vede energii do koncovky. Pokud budeme považovat za průměrnou tepovou frekvenci 70 tepů za minutu, dostáváme se na 36 milionů srdečních stahů za rok. Protože vodič zprostředkovává jak stimulaci, tak snímání, je potřeba použít speciální materiálovou slitinu. Jedná se o slitinu kobaltu, chromu a niklu.

Stimulační póly jsou klíčovou částí v řetězci. Dochází zde k předání energie do tkáně. Nejčastějším materiálem použitým na výrobu jsou drahé kovy především platina a iridium. Přenos náboje probíhá ze zdroje v přístroji, skrz vodiče až na pól elektrody. Na kovovém konci vzniká vrstva náboje, která přechází na iontovou vodivost elektrolytu tkáně.

Fixační mechanismus se v dnešní době používá výhradně aktivní. Spočívá v zasunutí šroubovice do tkáně. Jeho předchůdce, pasivní fixace spočívala pouze v zaseknutí kotviček do tkáně. Důvodem přechodu na aktivní fixační systémy je snížení odporu tkání při předávání výboje, možnost změnit polohu elektrody. (Ellenbogen, 2011)

2.3 Elektromagnetické pole a kardiostimulační technika

V dnešní době, kdy jsou elektromagnetické pole a s nimi spojené rušení všude kolem nás, je elektromagnetická odolnost kardiostimulátoru naprosto klíčová pro jeho správnou funkci. Kardiostimulátor musí být schopný správně detekovat a vyhodnocovat signály z lidského těla, a naopak správně rozpoznat a odfiltrovat rušivé signály jiných elektromagnetických polí ve kterých se nachází.

Rizika nežádoucí interference s elektromagnetickým polem jsou u pacientů s implantovaným kardiostimulátorem na denní pořádku. Zdrojů ELM záření je nespočet a není možné se před nimi 100 procentně chránit. Záleží i na samotném nastavení a konstrukci přístroje. Tělo přístroje je umístěno v titanovém pouzdře, tím pádem je od vlivů ELM pole chráněno. Jediné místo, které není chráněno proti rušení jsou konce elektrod. Nejnáchylnější je unipolární nastavení přístroje, kde je snímána aktivita mezi katodou na konci elektrody a tělem přístroje (anoda). Elektromagnetická interference se

vyskytuje ve dvou formách. Ve formě vedené, kdy je zdroj ELM interference v kontaktu s tělem, nebo ve formě vyzařované, kdy se tělo pacienta dostane do silného elektromagnetického pole. (Doupal, 2010)

Typickými zdroji rušení jsou například mobilní telefony, indukční varné desky, mikrovlnná trouba a jiné. Vliv na interferenci může mít i vykonávání různých činností jako je například sváření elektrickým obloukem nebo podrobování se různým typům elektroterapie. Interference může způsobit poruchy funkce, v lepším případě dojde pouze k dočasnému falešnému snímání, což může vyústit k vydání nechtěné stimulace. Tento jev může při špatném načasování spustit arytmií. V závažnějších případech může dojít až k trvalému poškození přístroje nebo k vytvoření nekrózy tkáně, která je v kontaktu s hrotem elektrody. (Vlašínová, 2008)

Aby přístroj splnil předpoklady pro uvedení na trh, je vybaven několika různými typy ochrany, co se týče elektromagnetického pole. Prvním ochranným mechanismem je tělo kardiostimulátoru, které je tvořeno z kovu a veškerá elektronika je hermeticky stíněna. Tím pádem k rušení dochází výhradně na elektrodách. O to více se musíme snažit správně konfigurovat snímání a citlivost.

Druhým obranným mechanismem proti rušení je systém frekvenčních filtrů, který se každý výrobce snaží nastavit co možná nejpřesněji tak, aby přístroj snímal pouze užitečné signály a ostatní šum ořízl hned na vstupu. V rámci filtrů je vhodné zmínit tzv. notch filter, který se díky svým vlastnostem používá na blokování síťové frekvence 50 Hz. U každého výrobce najdeme lehce odlišné přístupy a hranice k filtrování signálu a je téměř nemožné určit, který systém je nejefektivnější.

V mé práci se budeme zabývat testováním těchto parametrů. Bude nás zajímat schopnost přístroje rozpoznat rušení a jeho vyhodnocovací proces.

Důležité je říci, co vlastně znamená testování kardiostimulátoru. Vzhledem k tomu, že přístroj spadá do kategorie implantabilních zařízení, je na něj kladen velký nárok na spolehlivost, netoxičnost a celkově správné fungování. Proto je v technických normách celá sekce, která se věnuje testování parametrů kardiostimulátorů. Konkrétně se jedná o ČSN EN 45502 s názvem „Chirurgické implantáty – Aktivní implantabilní zdravotnické prostředky.“ Před uvedením na trh je potřeba, aby daný přístroj splňoval určité parametry. (Doupal, 2010)

Elektromagnetické neionizující pole je fyzikální pojem pro pole, ve kterém působí elektrické a magnetické síly v prostoru. V praxi se poté následně určuje vliv elektrické a magnetické složky zvlášť, ale obě složky způsobí indukci napětí v těle, takže testování

probíhá stejně. Vzhledem k tomu, že elektromagnetické pole je všude kolem nás, musíme počítat s jeho interakcí jak s lidskou tkání, tak i s přístrojovou technikou. (Hařka, 2019)

Hlavním předpokladem pro testování kardiostimulátorů je, že zařízení nesmí způsobit jakékoliv poškození pacienta v důsledku citlivosti na elektrické vlivy z vnějších elektromagnetických polí. (ČSN EN 45502, 2004)

2.4 Elektrické vlastnosti tkáně

Lidská tkáň je tvořena hmotou. Tato hmota má určité elektrické vlastnosti, které nelze z technického hlediska opomíjet. Biologická tkáň se skládá z několika kompartmentů. Prvním z nich je mezibuněčná tekutina. Jak její název napovídá nachází se v prostorech mimo buňky, vyplňuje prostor mezi nimi. Mezibuněčná tekutina je ve své podstatě voda, ve které jsou rozpuštěny elektrolyty, aminokyseliny, enzymy, soli atd. Tvoří přibližně jednu třetinu celkové hmotnosti těla. Druhou složkou je buněčná membrána. Jedná se o semipermeabilní membránu, tedy polopropustnou. Je složena z dvou řad lipidů, které jsou protkány buď periferními nebo integrálními bílkovinami. Tato membrána ohraničuje celou buňku a pomáhá k její ochraně a řídí přenos živin a odpadních látek do, ale i z buňky. Zároveň drží uvnitř jádro a veškeré buněčné organely. Intracelulární tekutina, kterou je buňka vyplněna obsahuje především cytoplazmu.

Z hlediska elektrického proudu se dá tělo označit jako vodič druhého typu. Kde vodivost zajišťují kladné a záporně nabitě ionty. Vodič prvního druhu to je typicky kov, kde vodivost zajišťují volné elektrony. U vodivost lidského těla je, ale nutné počítat s jeho složitou mikroskopickou i makroskopickou stavbou a jeho značnou nehomogenitou.

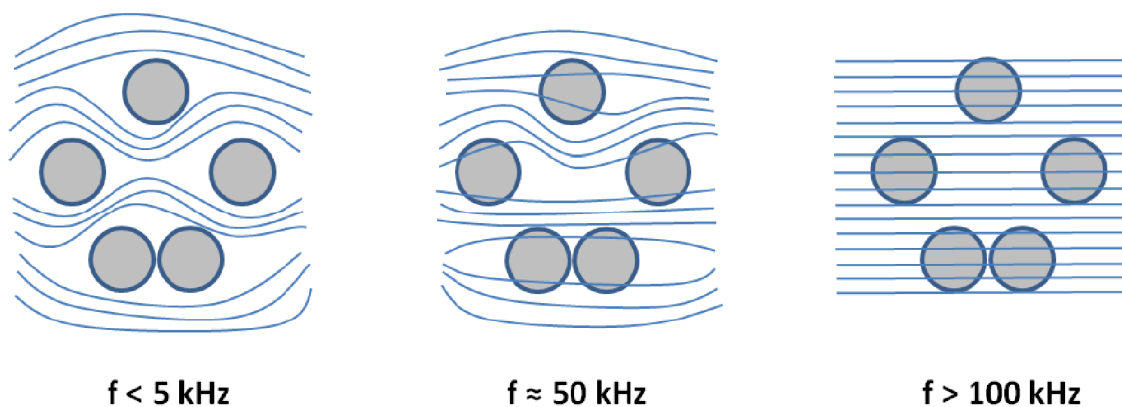
Schopnost vést elektrický proud lze charakterizovat různými způsoby. Jedním z nejčastějších je pomocí měrné vodivosti (konduktivita – σ). Tato veličina popisuje schopnost látky vést elektrický proud. Celková vodivost záleží na několika faktorech. Jednak na koncentraci volných iontů. Zadruhé viskozita a teplota, ty mají vliv především fyzikální. Z předchozího textu je už zřejmé, že mezibuněčná tekutina se dá považovat za velice dobrý vodič s konduktivitou asi 0,2-1,0 S/m. Kdežto buněčné membrány se chovají naopak jako velice špatné vodiče (asi 10^{-6} S/m).

Tkáň lidského těla	Rezistivita [Ωcm]
Krev	62,9 ^a
Mozkomíšňi mok	64,6
Paže (část těla)	160
Kosterní svaly	240
Krk (část těla)	280
Prsty a ruce (část těla)	280
Hrudník (část těla)	375 až 455
Trup (část těla)	415
Mozek	588
Hlava (část těla)	840
Srdeční sval	925 až 1 150
Kost	16 000

Lidské tělo není jednotné ve svém složení, a proto také nemá ani stejnou rezistivitu. Hodnoty uvedené v této tabulce, zejména pro části těla, by měly být považovány za druh „průměrných“ hodnot.
^a Tato hodnota platí pro krevní plazmu neobsahující buňky ve vzorku. Vzdůstá-li množství buněk v krevní plazmě, vzdůstá i její rezistivita až na hodnotu téměř 300 Ωcm .

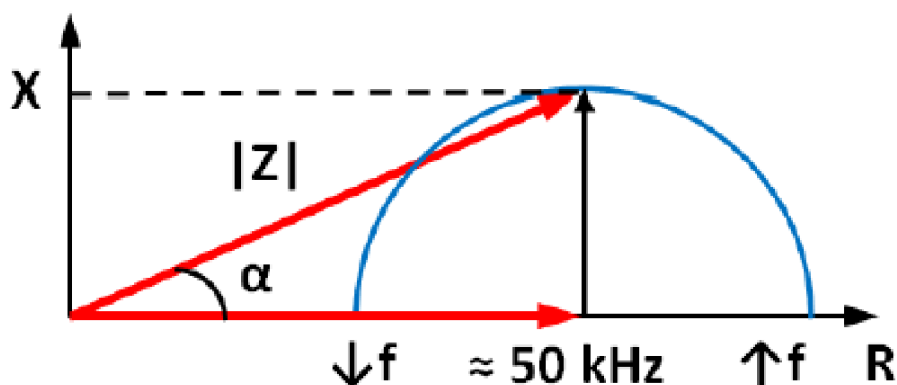
Obr. 8 Rezistivita tkání

Logicky k tomuto tématu navazuje i odpor biologických tkání neboli bioimpedance. Bioimpedance nám dává informaci o odezvě živého organismu na elektrický proud a vyjadřuje odpor tkáně (jak moc brání průchodu). Je to velice nestálá hodnota. Záleží na molekulové a anatomické struktuře a na jejím fyziologickém stavu. Zvláštní roli v této problematice hraje samotná buněčná membrána. Ta totiž při průchodu proudem vykazuje podobné charakteristiky jako kondenzátor. Vytváří kmitočtově závislou impedanci, tzv. zdánlivý odpor. Jinými slovy její kapacitní a odporové vlastnosti se mění v závislosti na frekvenci proudu. Pokud tedy chceme uvažovat celkovou bioimpedanci lidské tkáně, tak ta je dána jako součet frekvenčně nezávislých odporů (extracelulární a intracelulární kapalina) a frekvenčně závislého odporu membrán. Jak tedy vidíme závisí na mnoha faktorech. Na faktorech biologických (voda, elektrolyty, proteiny). Na faktorech fyzikálních (viskozita, teplota), ale nejvíce na frekvenci proudu, kterým je na tkáň působeno.



Obr. 9 Grafické znázornění průchodu proudu buňkami

Z hlediska frekvence lze v tomto tématu proud rozdělit do dvou skupin. První, do které spadá proud stejnosměrný a střídavý s frekvencí menší než 5 kHz neboli nízkofrekvenční proud. Pro tyto složky je buněčná membrána zcela nepropustná a proud prochází pouze v mezibuněčném prostoru. Druhou skupinou je proud střídavý s frekvencí větší než 5 kHz. Zde platí jednoduchá přímá úměra, čím vyšší frekvence, tím více je membrána propustná. Až do svého maxima při 50 kHz. Při této hodnotě je buněčná stěna plně propustná. Pokud budeme i nadále zvyšovat frekvenci bude docházet už jenom k omezení propustnosti. Tento model popisuje Cole-Cole křivka. (Sedlář, Staffa a Mornstein, 2014)



Obr. 10 Cole-Cole křivka

2.4.1 Účinky elektrického proudu na lidské tělo

V předcházející kapitole jsme si popsali, jaké má lidské tělo elektrické vlastnosti. Nyní už tedy můžeme přejít k části, kdy na lidské tělo budeme úmyslně, či neúmyslně působit elektrickým proudem a setkáme se s jeho pasivními vlastnostmi. Opakem jsou aktivní vlastnosti lidské tkáně. Ty se týkají vlastní elektrické aktivity tkáně. Jedná se především o přenos akčního potenciálu mezi buňkami.

Z hlediska účinků elektrického proudu můžeme říci, že existují tři hlavní účinky: elektrolytické, dráždivé a tepelné.

Elektrolytické účinky jsou doménou stejnosměrných proudů. Jak víme stejnosměrný proud se šíří výhradně v extracelulárním prostoru, kde reaguje s volnými nabitými ionty. Dráždivé účinky se projeví pouze při zapnutí nebo vypnutí, či při zeslabení, respektive zesílení. Tepelné účinky jsou zanedbatelné. V praxi se používá zejména při terapeutických výkonech galvanoterapie, iontoforéza a elektroforéza.

Nízkofrekvenční střídavý proud, s frekvencí menší než 100 Hz, se převážně projevuje svými dráždivými účinky. Tepelné a elektrolytické účinky jsou zanedbatelné. Tento typ proudu se projevuje zejména u defibrilace a také u kardiostimulace.

Vysokofrekvenční střídavý proud s frekvencí okolo 10-100 kHz. Jeho dráždivé schopnosti rostou až do svého maxima okolo 10 000 Hz, poté prudce klesají a přestávají se projevovat. Při takto vysokých frekvencích jsou elektrolytické účinky téměř nulové a největší roli hrají účinky tepelné. V dnešní době je úplným standardem na chirurgických sálech provádět určité výkony elektrochirurgicky, kdy se využívá tepelných účinků daného proudu. Jinými příklady využití v praxi je mikrovlnná terapie.

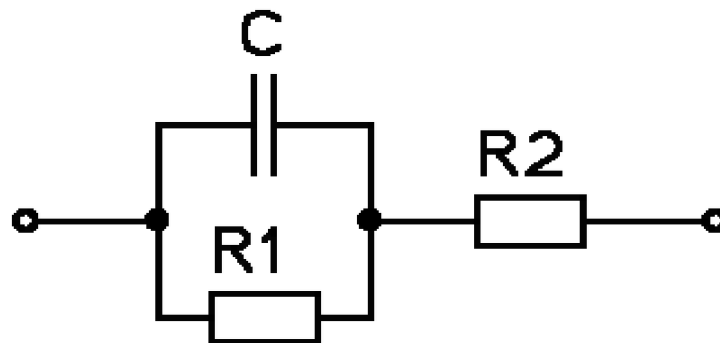
Co se týče neúmyslného vystavení lidského těla proudu, mluvíme o tzv. úrazech elektrickým proudem. Hraje zde roli několik významných faktorů. Jaký typ proudu, jeho velikost, délka expozice, místo, ve kterém vstupuje do těla, aktuální odpor tkáně, cesta, kterou projde a jiné. Bezpečné hodnoty, které by mělo tělo bez problémů zvládnout jsou u stejnosměrného proudu do 10 mA a u střídavého do 3,5 mA. (Rosina, 2013)

2.5 Náhrada lidské tkáně elektrickým obvodem

Použití elektrického obvodu jako náhrady za skutečnou lidskou tkáň nám přináší plno výhod. Pokud dokážeme věrně okopírovat elektrické vlastnosti lidské tkáně, zjednoduší nám to práci, sníží cenu a zajistí nám to stejné podmínky pro každé měření.

Měření navíc probíhá neinvazivně, v laboratorních podmínkách což snižuje jeho náročnost. (Gheorghe, 2020)

Nejjednodušší způsob, jak si obvod představit je provést konstrukci frekvenčně nezávislé složky (rezistor) a frekvenčně závislé složky impedance (kondenzátor). Proveďte se to paralelním zapojením rezistoru (R1) a kondenzátoru (C) a do série k nim připojeného rezistoru (R2).



Obr. 11 Jednoduchý schématický obvod impedance lidské tkáně

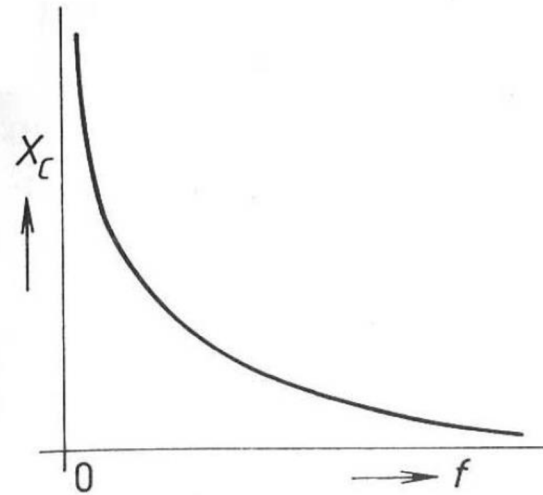
Pouze slovy popíši chování daného obvodu. Pokud přiložíme stejnosměrné napětí bude se kondenzátor chovat jako rozpojený vodič a výsledný odpor bude reprezentován pouze sériovým zapojením R1 a R2. Tím pádem výsledný odpor bude $R = R1 + R2$. Dá se říci, že to reálně kopíruje situaci v lidském těle, výsledný odpor R reprezentuje kožní odpor a odpor extracelulární tekutiny. Jinými slovy vidíme, že frekvenčně závislá složka C se na výsledném odporu nepodílí.

Pokud přivedeme vysokofrekvenční střídavé napětí, dosáhneme téměř zkratu kondenzátoru, ten přemostí rezistor R1 a na výsledné impedance se bude podílet pouze rezistor R2.

Ve své podstatě zde máme vše zastoupené, C představuje kapacitu buněčných membrán, R1 modeluje elektrickou vodivost tělesných tekutin, především pak tekutinu extracelulární (ovšem ani intracelulární tekutina se nedá opomenout, je uvažována ve velikosti hodnoty R1) a konečně R2 odpovídá impedanci v místě dotyku (kožní odpor). (Wikiskripta, 2021)

Hlavní veličina, která nás v obvodech s kondenzátory zajímá je kapacitní reaktance, značí se X_c a základní jednotkou jsou ohmy $[\Omega]$. Je to hodnota odporu, kterou klade kondenzátor při průchodu střídavého proudu. Způsobuje nám v obvodech fázový posun: napětí se zpožďuje za proudem Jak vidíme na grafu 12 je nepřímo závislá na

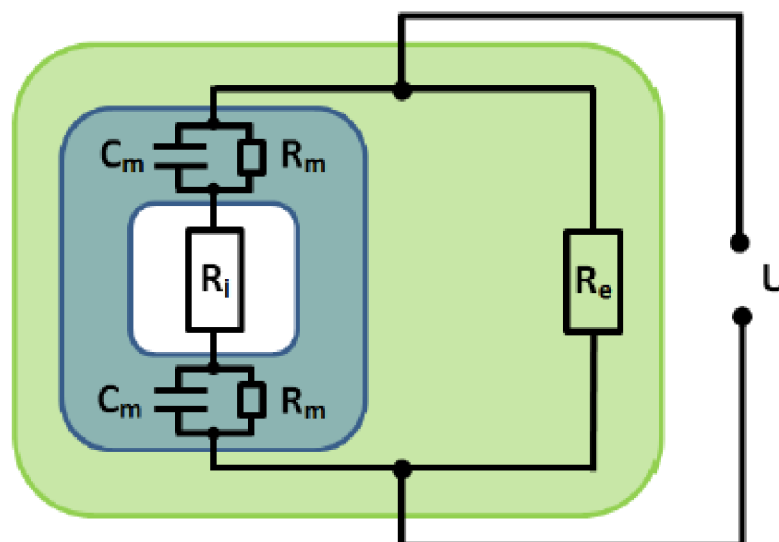
frekvenci. Jinými slovy čím vyšší frekvence, tím menší hodnota reaktance, což znamená snadnější průchod proudem. Zjistíme ji výpočtem ze vzorce: $X_c = -j * \frac{1}{2 * \pi * f * C}$ [Ω]. Pro úplnost vidíme grafické znázornění na grafu. (Hartman, 2013)



Obr. 12 Frekvenční závislost kapacitní reaktance

Ale jak z minulých kapitol víme, lidská tkáň je mnohem složitější, proto se v praxi používají mnohem složitější obvody. Tento zde sloužil pouze na představení základních principů.

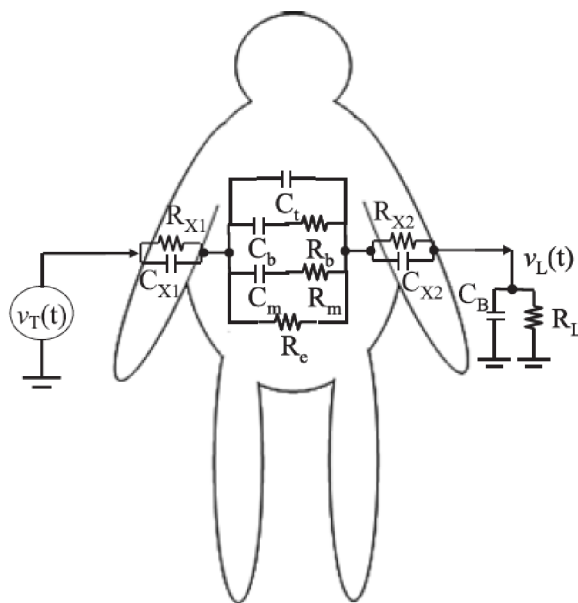
Pokud budeme chtít být přesnější a uvažovat o problematice detailněji, můžeme biologickou tkáň nahradit čtyř prvkovým odporově-kapacitním zapojením.



Obr. 13 Čtyř prvkové schéma odporu tkáně

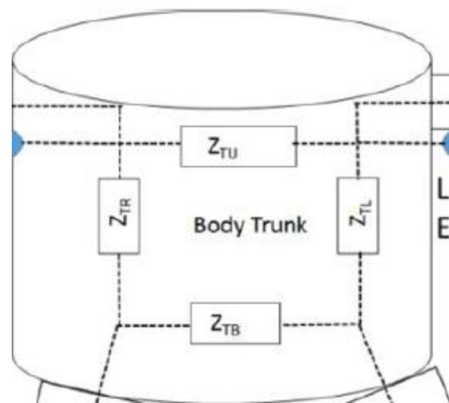
Zde máme přesnější reprezentaci každé složky celkového odporu. R_e reprezentuje odpor extracelulární tekutiny, R_i odpor intracelulární tekutiny a R_m a C_m odpovídá odporu a kapacitě buněčné membrány. Zde můžeme vidět mnohem přesnější uvažování nad tím, jak buňka ve skutečnosti vypadá, ale princip zůstává stále stejný. (Sedlář, Staffa a Mornstein, 2014)

V průběhu let se nám naskytly i jiné pohledy na tuto problematiku. Na obrázku 14 vidíme zase jiný přístup. Vidíme, že se nám oproti jednodušším obvodům zvyšuje počet kondenzátorů a rezistorů. Tím dosáhneme věrnější reprezentace elektrických vlastností. Ale princip stále zůstává stejný. R_{x1} a R_{x2} reprezentují odpor kůže, kondenzátory C_{x1} a C_{x2} zase kapacitní složku kůže. Zde vidíme větší přesnost oproti předchozím modelům, kde jsme brali odpor kůže pouze jako frekvenčně nezávislou složku. A dále tu máme detailněji popsané složení jednotlivých tkání a jejich reprezentaci v obvodu. R_e = odpor extracelulární tekutiny, C_m a R_m nám dohromady dávají odpor a kapacitu svalové tkáně, C_b a R_b dohromady zase impedanci červených krvinek. Kondenzátor C_t reprezentuje zbylé části tkáně. V tomto modelu je zastoupeno i místo kontaktu tkáně se zemí, a to kondenzátorem C_B . V daném modelu pracujeme s rovností odporů a kapacit. $R_{x1} = R_{x2} = R_x$. R_x je přibližná hodnota suché kůže, v rozsahu několika stovek $k\Omega$. A $C_{x1} = C_{x2} = C_x$, C_x je také přibližná hodnota kapacitní složky, pohybuje se okolo několika desítek nF. (Tseng, 2010)



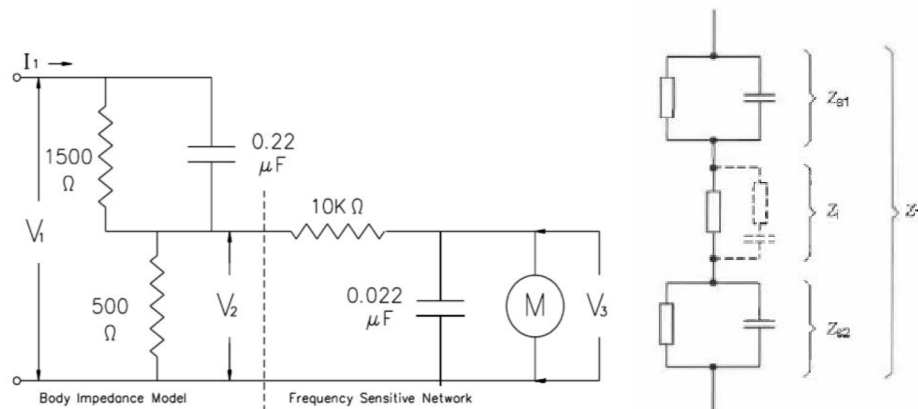
Obr. 14 Zjednodušený model impedance lidského těla

Vzhledem k tomu, že tato práce je o testování kardiostimulátorů, největší důležitost bude vztažena k hrudníku, kde je srdce (elektrody) i samotný přístroj uložen. Hrudník je, co se týče elektrické impedance, velice složitá oblast. Vše je ohraničeno kostmi (žebra, hrudní kost...) a zároveň je prostor mezi nimi vyplněn měkkými tkáněmi (plíce, srdce...), které vykazují úplně jiné elektrické vlastnosti. Na obrázku 2.5.E vidíme model, který se důkladněji zabývá oblastí hrudníku. Vidíme zde čtyři hodnoty impedancí (Z_{TU} , Z_{TL} , Z_{TB} , Z_{TR}), které nám dávají přesnější obraz o hodnotě impedancí v hrudní části lidského těla. (Chinen, 2015)



Obr. 15 Elektrická impedance trupu

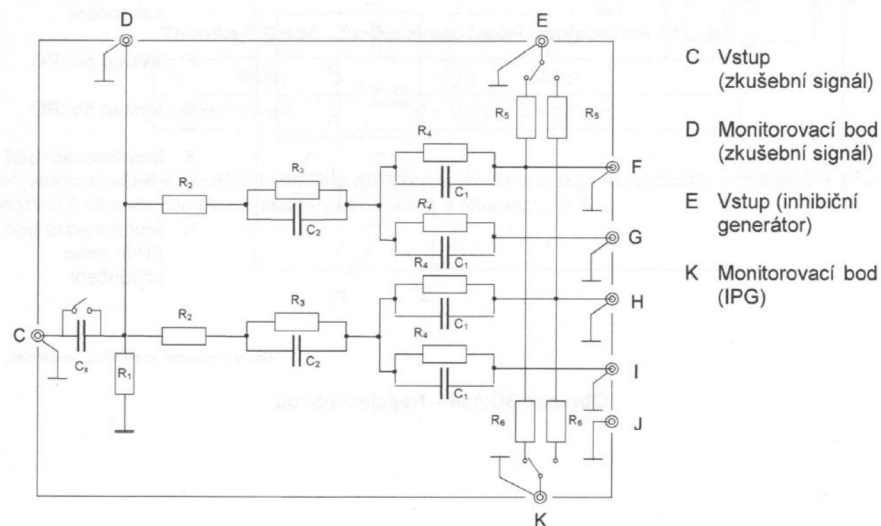
Veškeré tyto obvody byly použity ve studiích zabývajících se měření impedancí lidské tkáně a podobně. Musím ale zmínit i obvody, které se stejně jako náš vyskytují v technických normách a slouží k testování různých parametrů a jevů. Např. na obrázku 2.5.F vidíme modely z normy IEC 60479, která se zabývá účinky elektrického proudu na člověka a zvířata. Modely jsou jednodušší než ten, který použijeme, ale pro úplnost je zde uvádím. (Hai, 2017)



Obr. 16 Obvody lidské impedance z normy IEC 60479-1

V mé práci se ale zabýváme kardiostimulační technikou. Vzhledem k tomu, že se jedná o techniku, která přichází do kontaktu s kardiovaskulárním systémem, je na ni kladen velký důraz, co se týče testování a bezpečnosti. Za tímto účelem byla sepsána norma ČSN EN 45502-2-1 s názvem Aktivní implantabilní zdravotnické potřeby. Ve které byl i navržen obvod pro testování parametrů kardiostimulátoru. Na obrázku 17 vidíme obvod, který je uvedený v normě.

Můžeme vidět, že obvod má dvě hlavní větve, které jsou symetrické. I hodnoty konkrétních součástek se shodují. Důvod tohoto rozdělení je, že jedna větev reprezentuje síň a druhá komoru. Ale ve výsledku vidíme, že se stále jedná o paralelní kombinaci rezistorů a kondenzátorů jako tomu bylo v dřívějších modelech. S tímto modelem budeme pracovat v praktické části.



Obr. 17 Obvod náhradní tkáně pro praktické měření

3 Výzkumná část

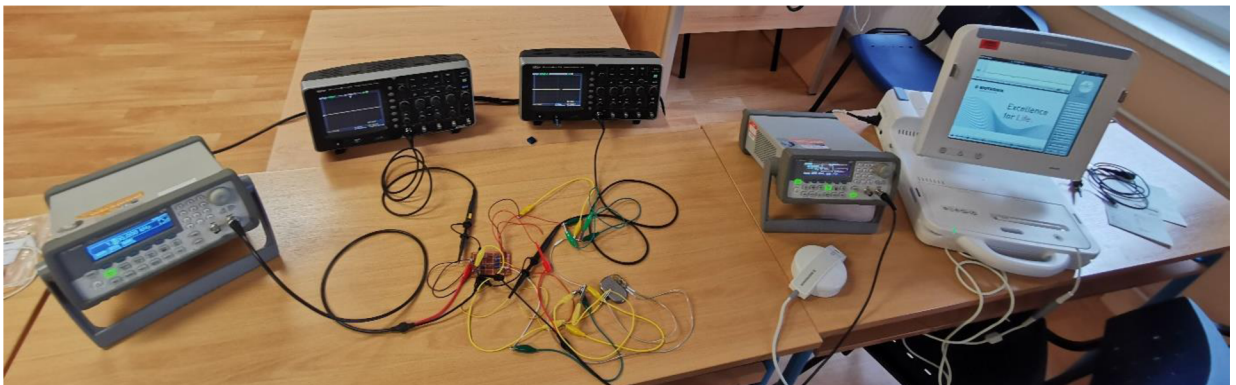
Experiment, který budeme provádět poslouží jako demonstrační měření, jak lze obvod využít. Bude nás zajímat vliv, respektive ochrana a rezistence přístroje proti elektromagnetickému, neionizujícímu záření. Budeme se snažit zjistit mezní hranice a ověřit nastavení proti rušení. Jednak proti obyčejnému rušení a poté i se simulací vlastní srdeční aktivity. Ověříme schopnost přístroje detekovat vlastní srdeční aktivitu a budeme zkoumat jeho chování při působení rušení.

3.1 Cíle práce

- 1) Sestavení náhradního obvodu lidské tkáně
- 2) Provedení měření na kardiostimulátorech, testování rušení přístroje
- 3) Analýza naměřených dat
 - Předpokládáme ověření schopnosti přístroje detekovat rušení
 - Předpokládáme, že se model bude chovat jako lidská tkáň, která vykazuje jiné vlastnosti při působení různých intenzit proudu.

3.2 Metody

Měření proběhlo v učebně FZS a k jeho uskutečnění bylo použito vybavení zapůjčené od Technické univerzity a Krajské nemocnice Liberec. K provedení jsme použili obvod náhradní tkáně, dva osciloskopy LeCroy WaveAce 214 s jmenovitou vstupní impedancí $1\text{ M}\Omega$, generátor zkušebního signálu Agilent 33210A s výstupní impedancí $50\ \Omega$ a programmer Biotronik Renamic.



Obr. 18 Realizace měření v praxi

Pro provedení daného měření je jako první potřeba sestavit obvod náhradní tkáně. Jeho návrh vychází ze schématu uvedeného v normě. Obvod je tvořen kondenzátory a rezistory předem dané hodnoty. Kondenzátor C_x byl při měření přemostěn, proto není uveden v seznamu součástek. Na desku plošných spojů připájíme součástky podle nákresu a připravíme vývody. Vývod C slouží k přivedení rušivého signálu z generátoru. Na vývodu D budeme sledovat jeho průběh. Vývod E zůstane v první části měření nevyužit, ale při rozšíření našeho měření o simulaci intrakardiálního signálu, bude tento signál přiveden právě do bodu E. Na bodu K bude připojen druhý osciloskop ukazující průběh stimulace pulzního generátoru. A vývody F, G, H, I, J nám poslouží k připojení samotného kardiostimulátoru. V závislosti na jeho konfiguraci a nastavení použijeme různá zapojení.

Velikost jednotlivých rezistorů a kondenzátorů potřebných pro zapojení:

$$R_1 = 68 \Omega$$

$$R_4 = 560 \Omega$$

$$C_1 = 15 \text{ nF}$$

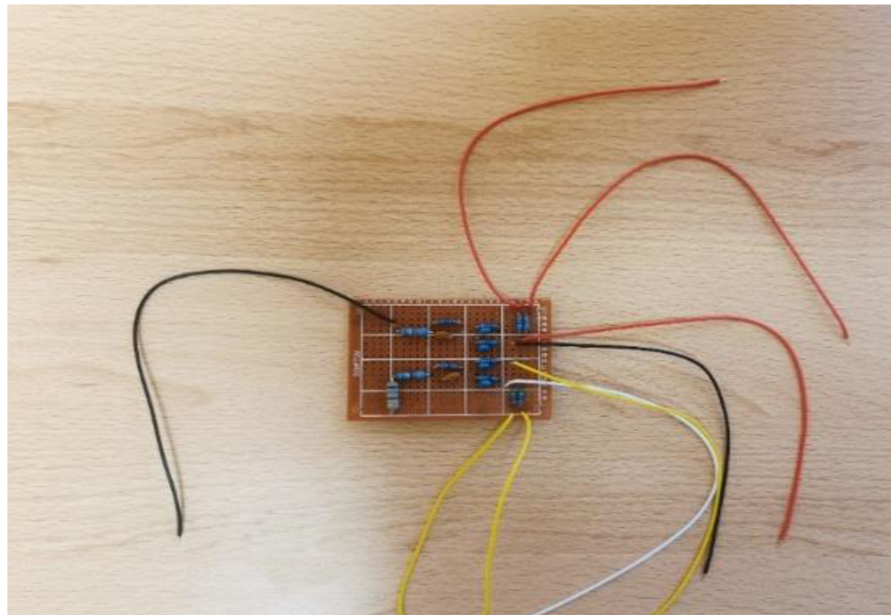
$$R_2 = 82 \Omega$$

$$R_5 = 56 \text{ k} \Omega$$

$$C_2 = 180 \text{ nF}$$

$$R_3 = 120 \Omega$$

$$R_6 = 1 \text{ M}\Omega$$



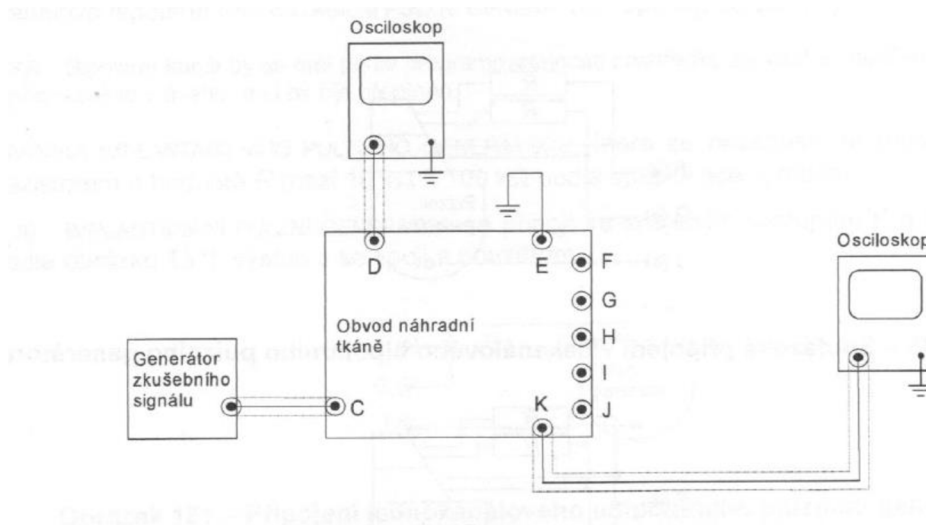
Obr. 19 Skutečný obvod náhradní tkáně podle schématu



Obr. 20 Skutečný obvod v ochranné krabičce

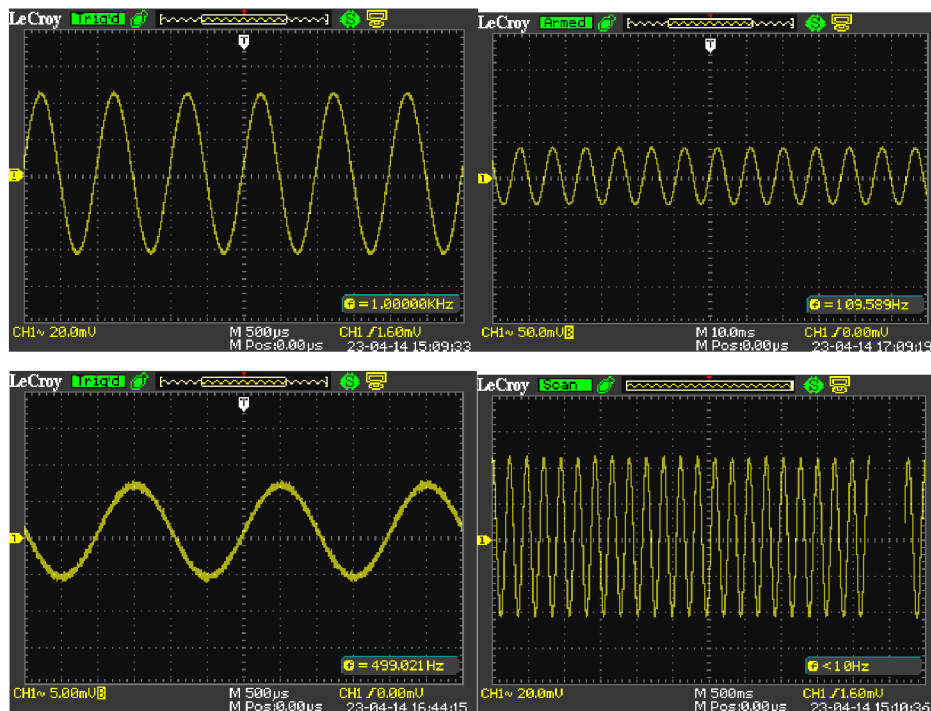
3.3 Analýza výzkumných dat

Na obrázku 21 vidíme celé zapojení experimentu. V prvním měření budeme do obvodu, bez simulace intrakardiálního signálu, pouštět rušivý signál.



Obr. 21 Schéma zapojení praktického měření

Dále je potřeba si definovat rušivý signál, vůči kterému budeme testovat kardiostimulátor. Zkušební signál bude trvalý sinusový signál. Frekvence bude v rozsahu od 3 Hz až do 10 kHz. Amplitudu budeme zvyšovat od 10 mV do 1000 mV. Signál budeme modelovat na generátoru a přivádět do obvodu.

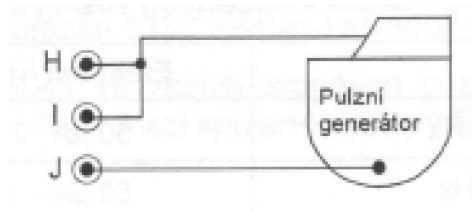


Obr. 22 Průběhy rušivého signálu zobrazeného na osciloskopu

Postup měření: generátor rušivého (zkušební) signálu připojíme ke vstupu C obvodu náhradní tkáně. Zkušební signál se měří osciloskopem připojeným do bodu D. Provoz implantabilního pulzního generátoru se zaznamenává na osciloskopu připojeném k monitorovacímu bodu K. Zařízení je konstrukčně připravené na měření různých skupin přístrojů.

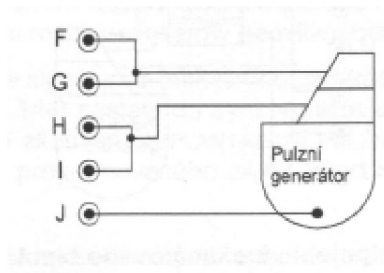
- 1) Jednokanálové unipolární pulzní generátory
- 2) Vícekanálové unipolární pulzní generátory
- 3) Jednokanálové bipolární pulzní generátory
- 4) Vícekanálové bipolární pulzní generátory

Připojení jednokanálového unipolárního generátoru: generátor se připojí ke spojeným vstupům H a I, obvodu náhradní tkáně, výstup J se spojí s pouzdrem.



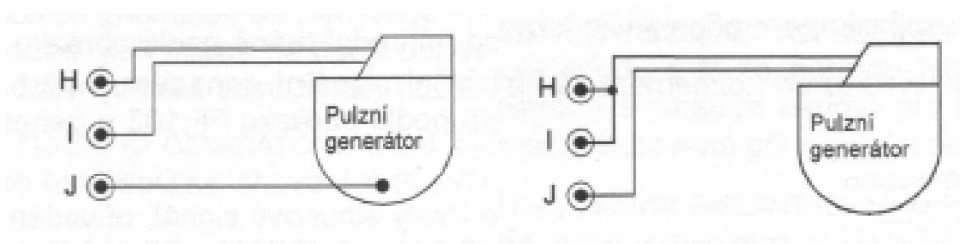
Obr. 23 Připojení jednokanálového unipolárního pulzního generátoru

Připojení vícekanálového unipolárního generátoru: každý vstup/výstup implantabilního generátoru se vedle sebe připojí ke spojeným vstupům F, G a H, I obvodu náhradní tkáně, výstup J se spojí s pouzdrem.



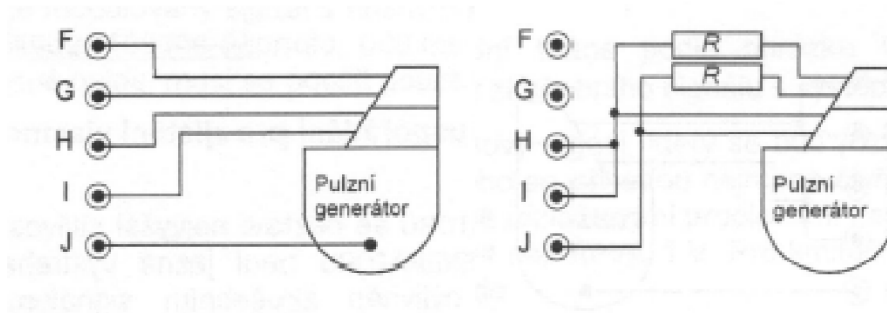
Obr. 24 Připojení vícekanálového unipolárního pulzního generátoru

Připojení jednocanálového bipolárního pulzního generátoru: při zkoušení soufázových vlastností se implantabilní generátor připojí k výstupům H a I obvodu náhradní tkáně, výstup J se spojí s pouzdem. Pro zkoušení diferenciálních vlastností se zkouší signálem o amplitudě snižené na jednu desetinu. Pulzní generátor se připojí mezi spojené výstupy H a I a výstup J obvodu náhradní tkáně.



Obr. 25 Soufázové/diferenciální připojení jednocanálového bipolárního generátoru

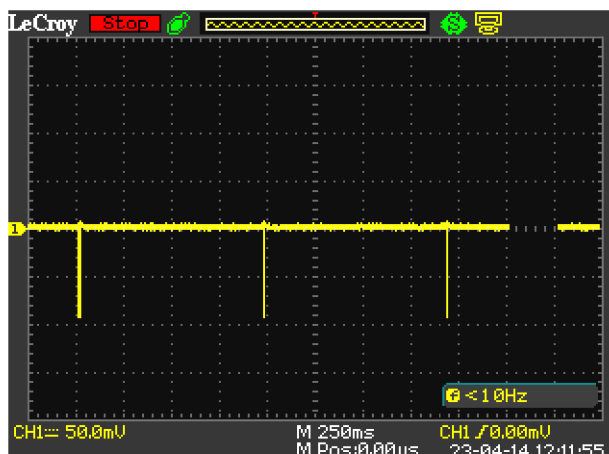
Připojení vícekanálového bipolárního generátoru: při zkoušení soufázových vlastností se každý vstup/výstup pulzního generátoru připojí k výstupům F, G, H a I obvodu náhradní tkáně, výstup J se spojí s pouzdem. Při zkoušení diferenciálních vlastností se zkouší signálem o amplitudě snižené na jednu desetinu. Každý vstup/výstup pulzního generátoru se postupně připojí mezi spojené výstupy H a I a výstup J obvodu náhradní tkáně. Každá svorka generátoru, která nezkouší, se připojí k odpovídající svorce zkoušeného kanálu rezistorem o hodnotě R mezi 10 k Ω a 100 k Ω .



Obr. 26 Soufázové/diferenciální připojení vícekanálového bipolárního generátoru

V našem případě otestujeme dva přístroje. Jako první použijeme jednocanálový přístroj Effecta SR od firmy Biotronic. Pro nastavení požadovaných parametrů použijeme programmer Biotronic. Přístroj nastavíme jako unipolární. Sensitivita musí být nastavena na co nejmenší hodnotu v tomto případě 0,5 mV. Nastavený mód: VVI, základní rytmus 60 stimulů za minutu. Amplituda pulzu 3 V s délkou 0,4 ms a refrakterní perioda 250 ms.

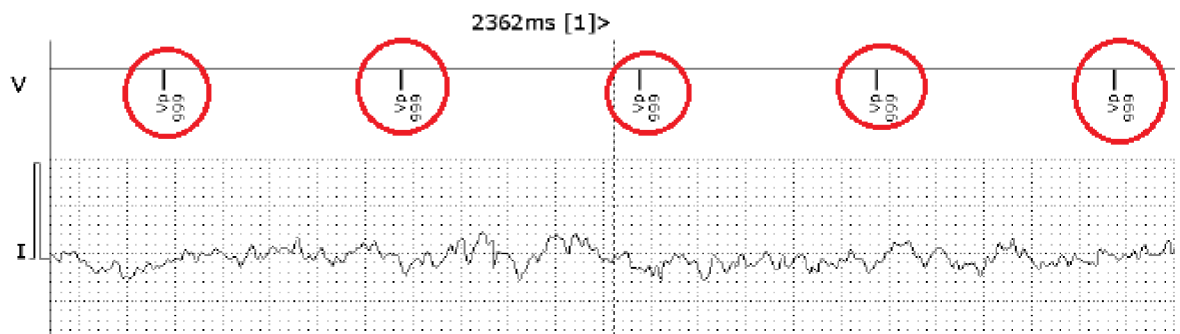
Jako první ověříme že kardiostimulátor stimuluje tak jak jsme nastavili. Průběh stimulace budeme sledovat jak na osciloskopu, tak i v programmeru, kde máme přesněji popsané, co kardiostimulátor vidí a jestli stimuluje. Průběh stimulace vidíme na obrázku 27.



Obr. 27 Stimulace jednocanálového kardiostimulátoru zobrazená na osciloskopu

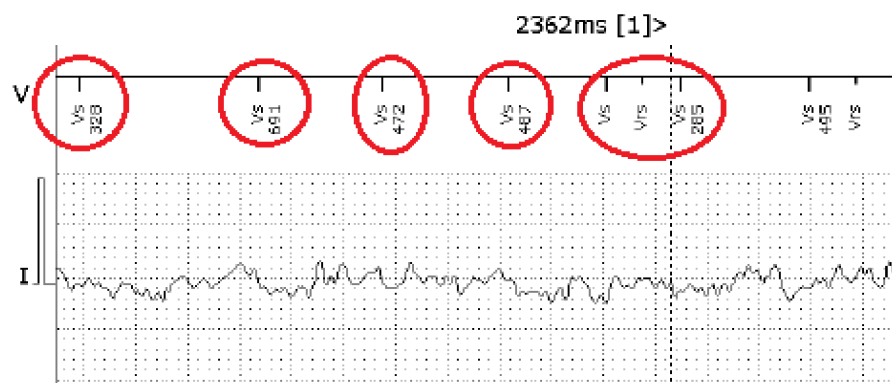
Na obrázku 28 vidíme záznam z programmeru. V červených kolečkách máme zobrazené markery. Jsou to značky událostí co stimulátor vidí, popřípadě co dělá. Vzhledem k umístění elektrod máme dva oddíly A (=atrium =síň) a V (=ventricular

=komora). A k nim malé indexy: p (=paced =stimulováno) a s (=sensed =snímáno). U nich vidíme i menším indexem psané číselné údaje. Ty nám udávají časový interval mezi událostmi, takže 999 ms znamená stimulace po téměř jedné sekundě, což značí frekvenci 60/min. Díky těmto značkám dokážeme číst značky v záznamu programmeru.

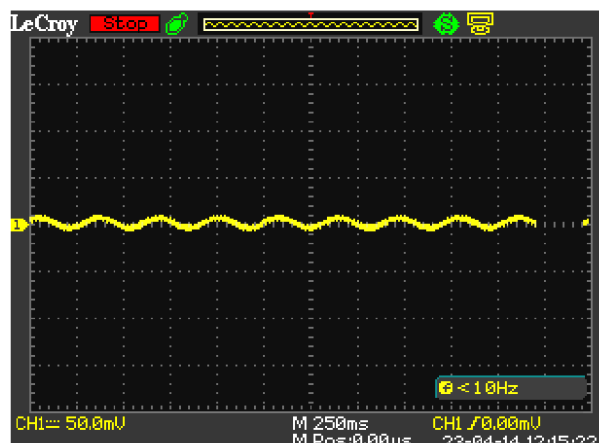


Obr. 28 Ověření nastavení v programmeru

Nyní začneme působit rušení. Jako první použijeme frekvenci 3 Hz. Na ní nefunguje žádná filtrace (3 Hz = 180 bpm). Při amplitudě 15 mV vidíme na obrázku 29 první známky zarušení (přístroj sensuje nějakou vlastní aktivitu, která tam ale není) a od 20 mV je vidět trvalý sensing, tím pádem na osciloskopu (obrázek 30) nejsou vidět žádné podané stimulační impulzy a v programmeru je vidět vyhodnocení, že není potřeba stimulovat.

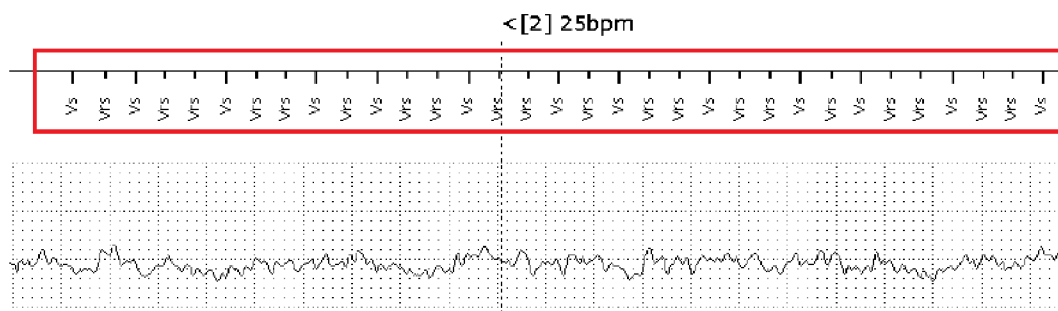


Obr. 29 Záznam programmeru (sensing při $f_1 = 3$ Hz)



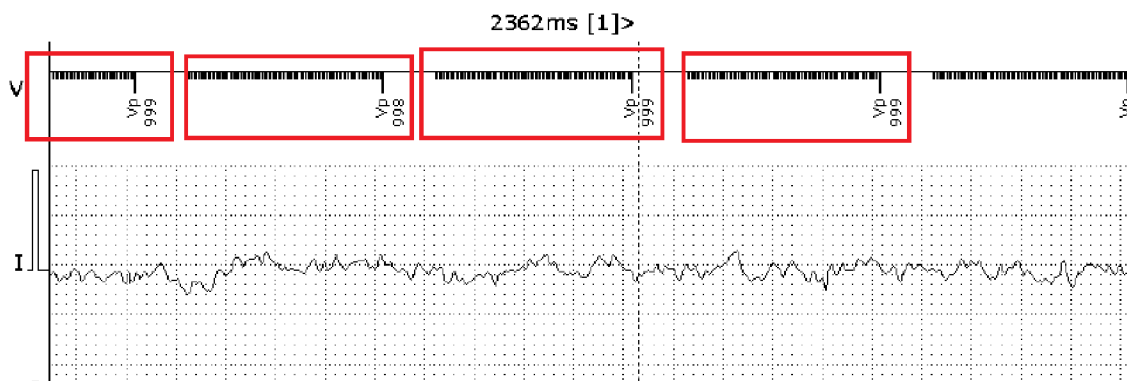
Obr. 30 Zarušení kardiostimulátoru $f_1 = 3$ Hz

Druhou frekvenci, kterou použijeme, je 7 Hz. Už při amplitudě 10 mV je vidět, že přístroj, je rušený a snímá aktivitu viz. obrázek 31, která tam není. Na obrázku vidíme marker Vrs, což značí, že snímaná událost je v refrakterní periodě, která je nastavena v přístroji. Přístroj nepodává žádné impulzy což může vést k ohrožení skutečného pacienta v případě, že je na přístroji závislý.

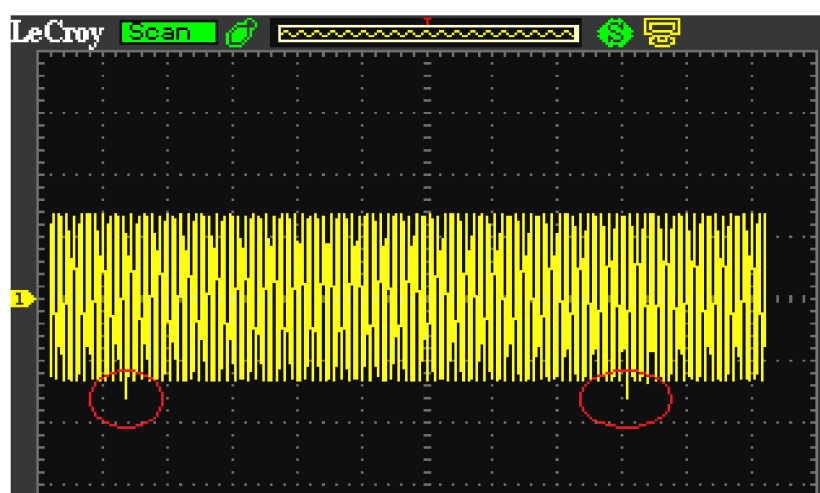


Obr. 31 Zarušení signálem $f_2 = 7$ Hz

Když se ale přiblížíme frekvencím, které jsou běžné (v síťových rozvodech 50 Hz + jejich harmonické násobky) nebo vysoké uvidíme, že kardiostimulátor je na ně připravený. Na obrázku 33 vidíme, že díky jeho nastavení dokáže rozpoznat rušení (vnímat ho), ale stále podávat impulzy tak jako bylo nastaveno. Třetí frekvence $f_3 = 35$ Hz, při zvyšování amplitudy do 10 mV až do 1 V. Na obrázku 32 je vidět černá přerušovaná čára v prvním řádku, která značí rušení. Ale záznam o stimulačních impulzech zůstává stejný.

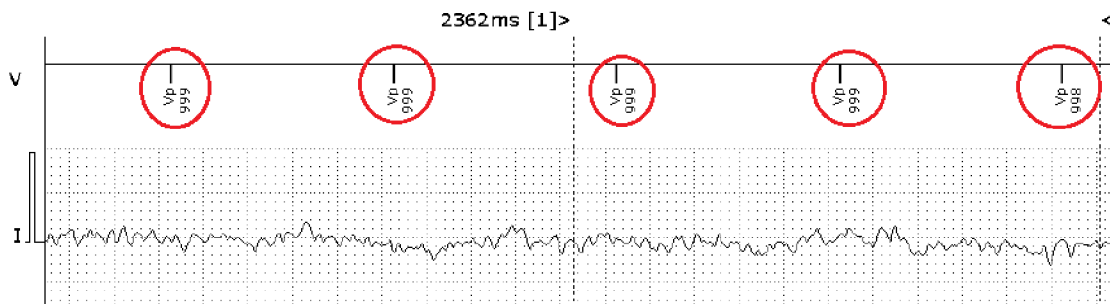


Obr. 32 Rušení $f = 35$ Hz, bez vlivu na funkci kardiostimulátoru



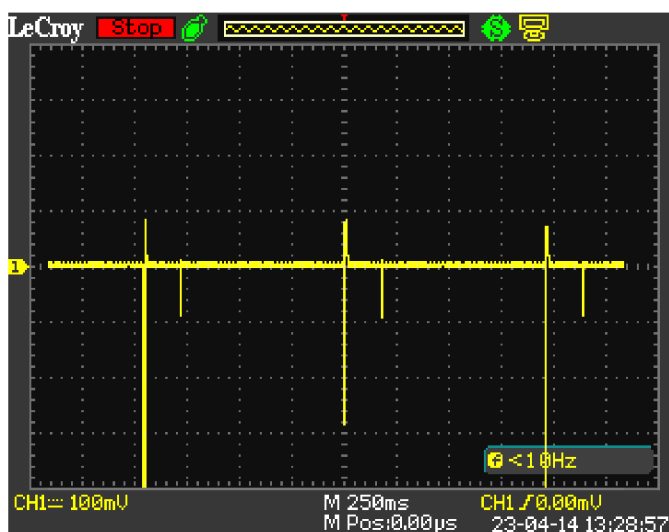
Obr. 33 Viditelné stimulační peeky při rušení 35 Hz

V posledním případě, pokud zvolím vysokou frekvenci $f_4 = 10$ kHz. A to hlavně pro demonstraci, že při takto vysokých frekvencích je stimulátor proti rušení imunní. Jinými slovy je přístroj vybavený takovými filtry, které dokážou zabezpečit správnou funkci kardiostimulátoru. Na záznamu z programeru (obrázek 34) není vidět žádné rušení a přístroj funguje podle předem nastavených parametrů.

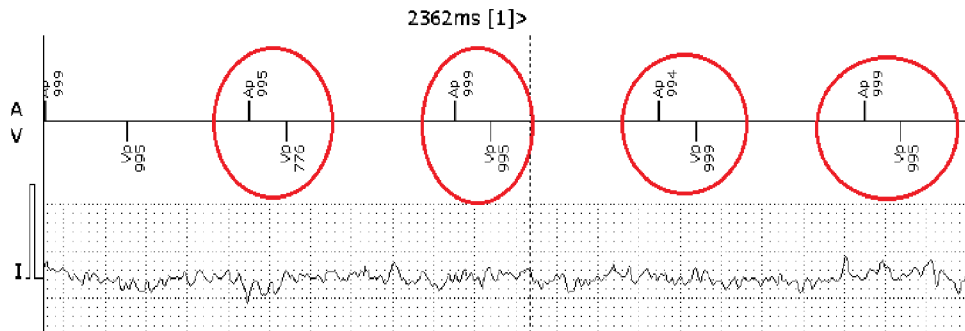


Obr. 34 Stimulace při rušení 10 kHz

Druhý přístroj, který použijeme pro testování je dvoudutinový Effecta D od Biotronic. V unipolární konfiguraci a módem DDD. Pro síň: amplituda impulsu 4 V s délkou 0,4 ms, sensitivita 0,5 mV. Pro komoru: amplituda impulsu 3 V s délkou 0,4 ms, sensitivita 2,5 mV. Jako u minulého přístroje ověříme, že jeho stimulace odpovídá nastavení. Na obrázku 35 a 36 vidíme průběh stimulačních impulsů.

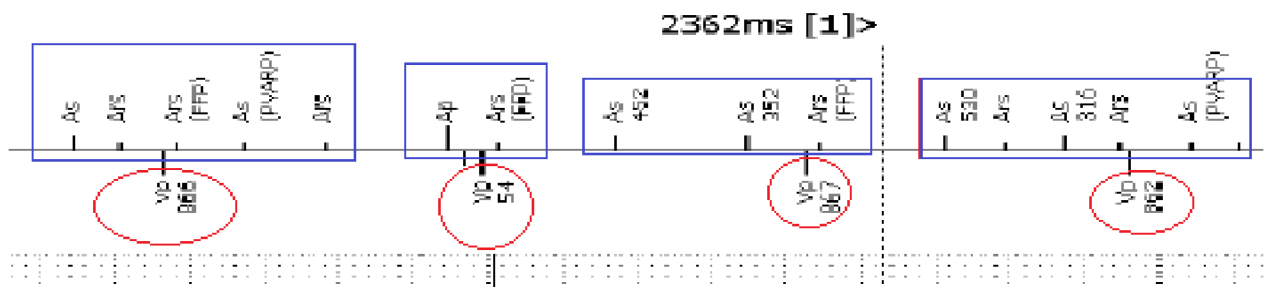


Obr. 35 Dvoudutinová stimulace bez rušení

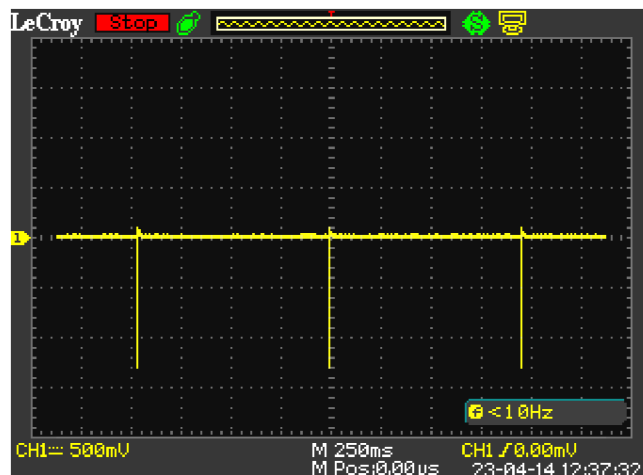


Obr. 36 Ověření nastavení na záznamu z programeru

Opět použijeme různé frekvence pro zarušení signálu. První $f_1 = 3$ Hz, při postupném zvyšování amplitudy na 100 mV vidíme, že přístroj začne detekovat aktivitu. Vidíme zde marker As (sensing), Ap (paced) a Ars (sensing v refrakterní periodě). Rušení bylo detekováno elektrodou, která reprezentuje umístění v sině (viz. obrázek 37), tím pádem do síně nepodává výboj, ale do komory (Vp) podle nastavení impulz podá.

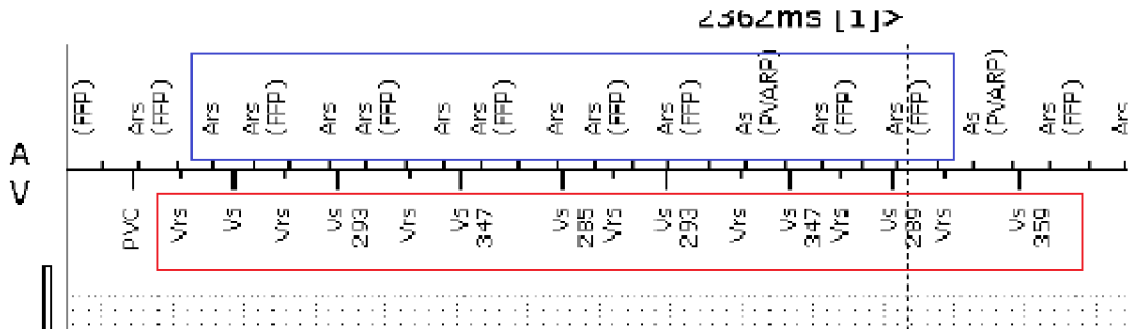


Obr. 37 Záznam programeru při rušení 3 Hz.



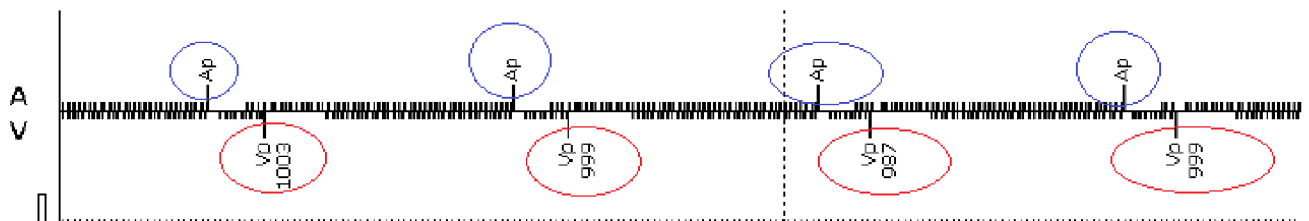
Obr. 38 Zobrazení stimulačních impulzů do komor

Při druhé frekvenci $f_2 = 7$ Hz se situace mění. Už při amplitudě 30 mV dochází k detekci signálu jak v síni, tak v komoře, jak vidíme na obrázku 39. Dochází k zarušení obou snímacích elektrod a ke špatnému vyhodnocení. Přístroj nestimuluje žádnou dutinu, což neodpovídá jeho nastavení.



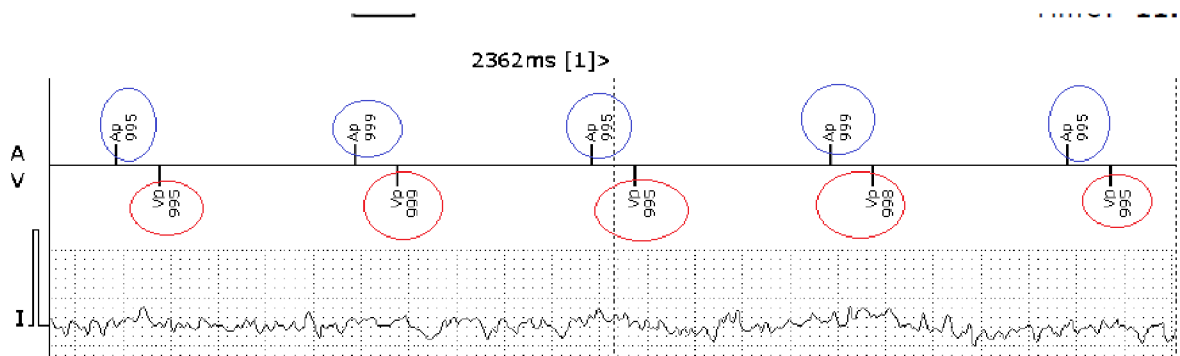
Obr. 39 záznam programeru při rušení 7 Hz

Při zvýšení frekvencí blíže síťové frekvenci a mimo fyziologický rozsah $f_3 = 30$ Hz už můžeme pozorovat, že je rušení systémově rozpoznáno, ale je naschvál přístrojem ignorováno a přístroj i přes něj dále stimuluje podle nastavených parametrů. Můžeme konstatovat, že ochrana proti rušení zde funguje, jak má.



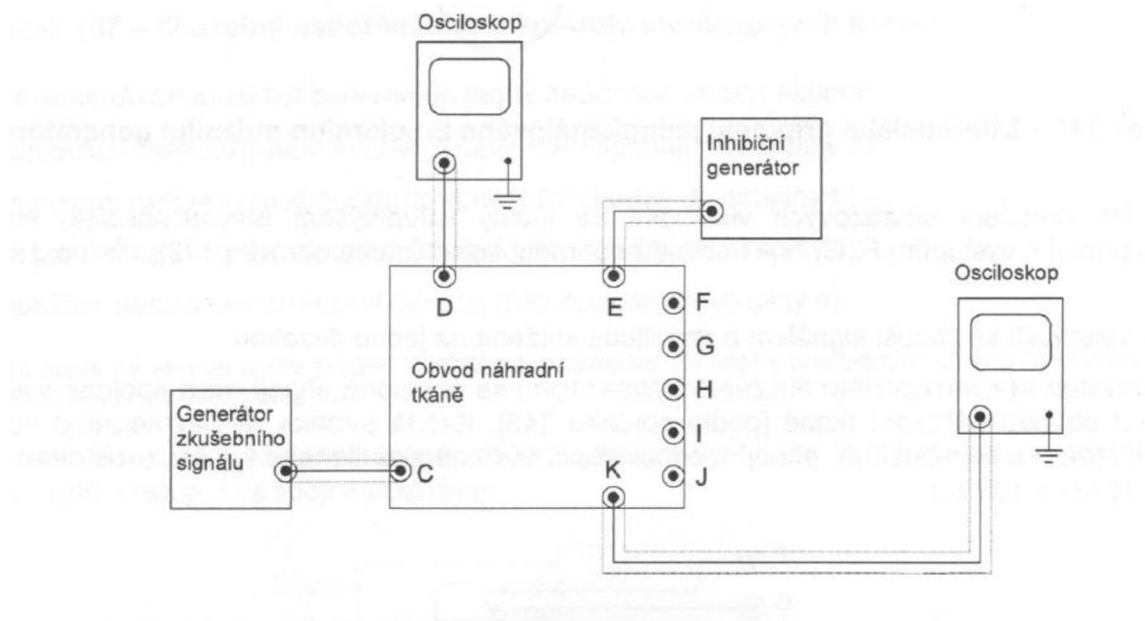
Obr. 40 Záznam rušení a stimulace při frekvenci 30 Hz

A pokud se s frekvencí zase dostaneme vysoko $f_4 = 10$ kHz nastává stejná situace jako u jednokanálového přístroje. Přístroj takto vysokou frekvenci ani nezachytí a stimuluje bez jejího vlivu správně a podle nastavení. Jak vidíme na obrázku 41, průběh stimulačních impulzů je stejný jako v prvotním nastavení.



Obr. 41 Stimulace při rušení 10 kHz

Další možností, jak využít náš náhradní obvod tkáně, je rozšíření daného měření o simulaci vlastní srdeční aktivity. Tím, že přidáme intrakardiální signál lépe otestujeme funkčnost (sensing) kardiostimulátoru. Nejprve je potřeba přidat k již existujícímu zapojení další generátor signálu. Ten se připojí na bod E.



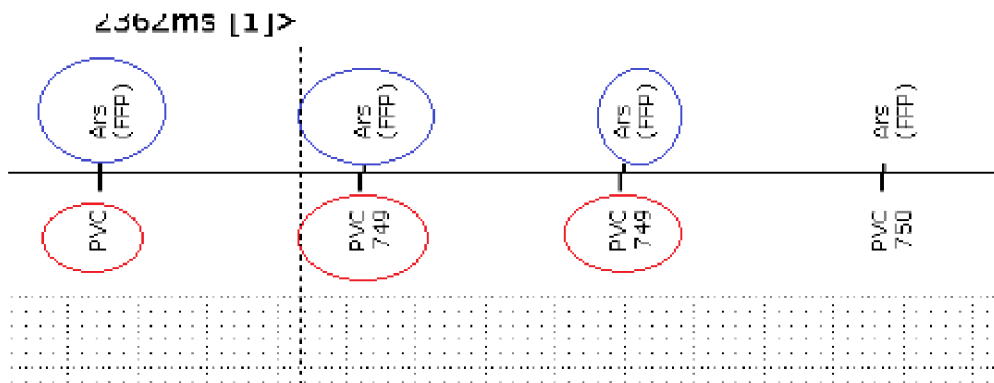
Obr. 42 Zapojení s inhibičním generátorem

Jako druhý krok je potřeba nadefinovat si signál, který bude věrně nahrazovat srdeční aktivitu. Signál musí být dostatečně silný, aby ho přístroj zachytil. Zároveň se budeme snažit o to, aby se signál co nejvíce podobal křivce depolarizace svalových buněk

při srdečním stahu. Jako takový signál zvolíme pulzující signál se šířkou pulzu 5 ms, amplitudou 200 mV a periodou 750 ms.

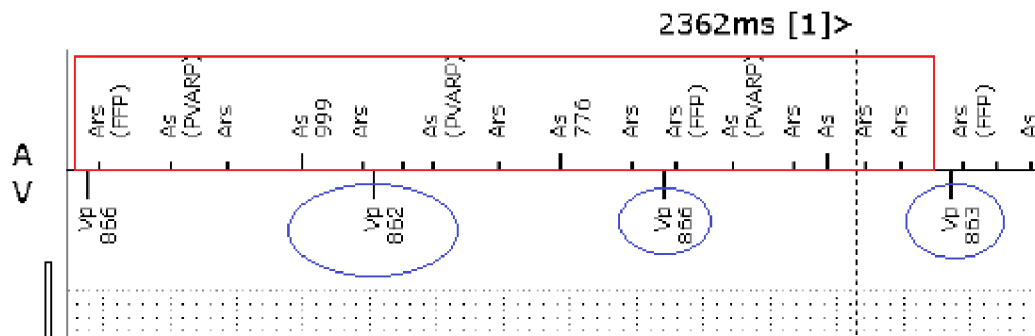
Použijeme stejný kardiostimulátor jako v předchozím případě (dvoudutinový, unipolární) se stejnými parametry. Nejdříve ověříme, detekci přístroje bez rušení. Na obrázku 43 vidíme, že přístroj zaznamenává aktivitu jak v síni, tak v komoře a žádné impulzy nepodává.

V červeném kolečku vidíme zkratku PVC, což značí extrasystolu. Přístroj ji definuje jako dvě po sobě jdoucí aktivity v komoře, bez aktivity v síni mezi těmito událostmi. Což je i na obrázku 43 vidět, marker PVC je na ose zaznamenán o něco dříve proto ho systém vyhodnotí jako extrasystolu.



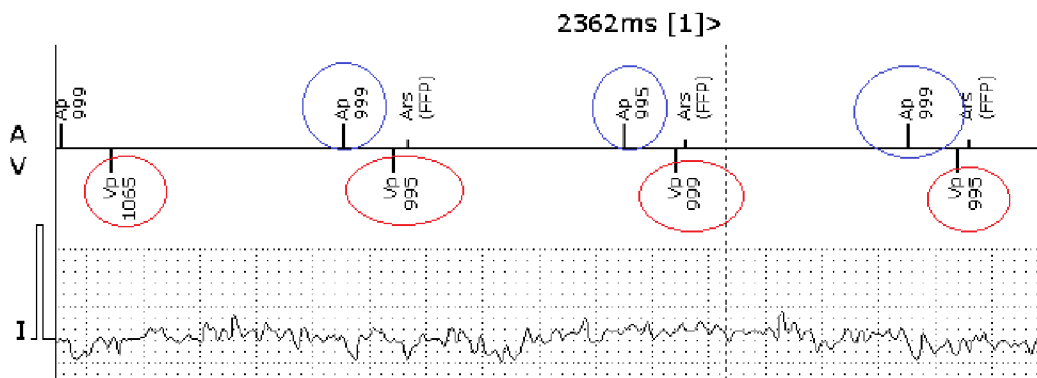
Obr. 43 Záznam intrakardiálního signálu z programmeru

A opět začneme působit rušivým signálem, jako první frekvence 5 Hz, amplituda 30 mV. Rušení ovlivní snímání v síni. Při snímání přístroj vidí vlastní srdeční aktivitu v síni a k tomu plno menších akcí také v síni. Jako komorovou aktivitu přístroj neoznačí nic, a proto provádí stimulaci do komor. Což je poměrně rizikové. Pokud má pacient vlastní rytmus a přístroj se touto nechtěnou stimulací treťi do vulnerabilní fáze (vlna T na EKG) je velká šance, že vyvolá fibrilaci komor.



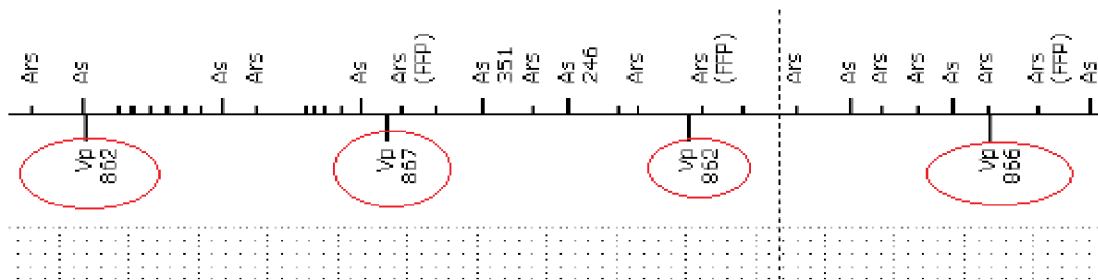
Obr. 44 Záznam při rušení 5 Hz

Při použití frekvence 7 Hz a amplitudě 10 mV dochází ke změně. Přístroj detekuje rušení jak v síni, tak v komoře (nevidí vlastní srdeční aktivitu) a začne stimulovat obě dutiny. Vlastní srdeční aktivita se zobrazí jen v síni, a ještě ve špatný okamžik vzhledem k průběhu akčního potenciálu, jak vidíme na obrázku 45.



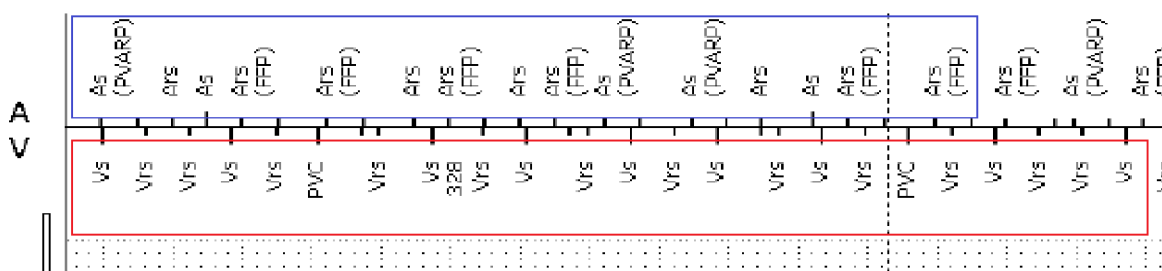
Obr. 45 Průběh při rušení 7 Hz

Další použitá frekvence je 10 Hz. Zde je vidět i závislost na amplitudě rušivého signálu. V případě, kdy použijeme amplitudu 10 mV nám rušení zapůsobí převážně na síň (viz. obrázek 46), kde vidíme plno aktivity, která rozhodně není fyziologická. A za následek rušení můžeme označit i stimulaci do komor, která by se neměla objevit.



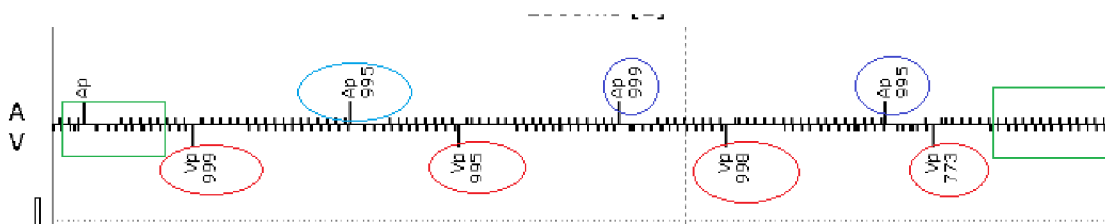
Obr. 46 Stimulace do komor při rušení 10 Hz a amplitudě 10 mV

Ale při zvýšení amplitudy vidíme, že rušení dosáhne takové úrovně, že dojde i k ovlivnění snímání v komoře a přístroj nedodá žádný impulz. Na obrázku 47 je vidět velké zarušení obou snímacích elektrod.



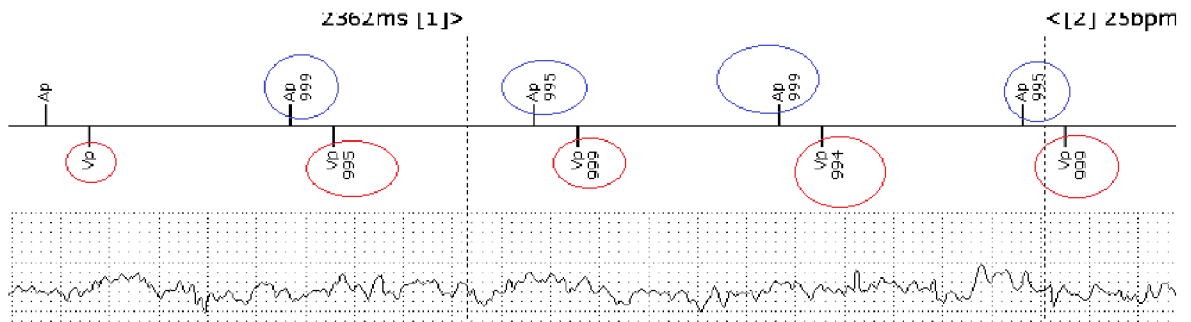
Obr. 47 Narušená detekce při zvýšení amplitudy

Při zvýšení frekvence na 15 Hz už začne fungovat přístroj ochrana před rušením. Rušení detekuje, ale vlastní aktivitu nevidí proto začne stimulovat podle nastavení. Na obrázku 48 vidíme stimulační impulzy do síně (modrá barva), stimulační impulzy do komory (červená barva) a zelenými rámečky je označeno rušení, které přístroj detekoval.



Obr. 48 Stimulace při rušení 15 Hz

A při vysokých frekvencích $f = 10 \text{ kHz}$, které přístroj nedetekuje dojde, ale k potlačení inhibičního signálu v obvodu a přístroj jej nevidí. Proto stimuluje naslepo podle nastavení.



Obr. 49 Stimulace při vysoké frekvenci 10 kHz rušení

3.4 Analýza výzkumných cílů

Naměřené hodnoty odpovídaly našim předem stanoveným předpokladům. Dokázali jsme ověřit, že kardiostimulátory jsou odolné vůči rušení jak vysokými frekvencemi, tak i frekvencemi, které se nacházejí v běžných rozvodných sítích. A naopak při nižších frekvencích dochází k narušení jejich funkce a špatnému vyhodnocení.

Zároveň jsme potvrdili funkčnost přístroje pro testování. Docházelo ke změnám při různých vstupních parametrech, stejně jako je tomu u lidské tkáně.

4 Diskuze

Z našeho měření lze usoudit několik věcí, rozhodně můžeme konstatovat, že každý přístroj, který byl námi otestován splnil určitou míru ochrany. Při vysokých frekvencích, které se ani zdaleka nepodobají fyziologickému rytmu, přístroj správně dané rušení ani nedetekoval a nadále prováděl svou funkci tak jak měl.

Při nižších frekvencích, se kterými se přístroj běžně setkává 50 Hz v rozvodné síti a jejich harmonické násobky, přístroj zareagoval tak jak bychom očekávali. Bylo vidět, že rušení o takovéto frekvenci detekuje a v programmeru jej správně označil, ale na jeho funkci to nemělo vliv a neustále stimuloval podle předem nastavených parametrů, takže jeho detekce 50 Hz brumu byla správná.

Pokud, ale jsme se dostali do pásma, které se dá označit jako nízké frekvence, byly to frekvence okolo 3–7 Hz, které jsou velice podobné tepové frekvenci člověka, docházelo k narušení funkce a zmatení přístroje. Tento výsledek byl také očekávaný, protože přístroje nejsou vybaveni takovými mechanismy, aby dokázaly rozlišit takto detailně co je a co není rušení.

Rozhodně tato zjištění do budoucna otvírají cestu pro zlepšení filtrační a vyhodnocovací schopnosti přístroje. Popřípadě zlepšení jeho ochrany před elektromagnetickým neionizujícím zářením.

Co se týče samotného obvodu, s jeho fungováním můžeme být spokojeni. Z výsledků se dá usoudit, že plnil svou funkci a dá se toto zařízení použít v praxi.

5 Návrh doporučení pro praxi

Zařízení bylo konstruované tak, aby bylo kompaktní, přenosné a dobře použitelné v praxi. Dle mého názoru byly všechny tyto cíle splněny a myslím si, že je použitelné i pro další výzkum, který se na univerzitě bude provádět v oblasti kardiostimulační techniky.

Jednou z hlavních oblastí, kde se dá můj výzkum použít v praxi je zjišťování potenciálně nebezpečných polí pro pacienty s kardiostimulátory. Případně může zařízení sloužit jako pomůcka při výuce k demonstraci vlivu elektromagnetických polí na implantabilní kardiostimulátor.

6 Závěr

Závěrem bych rád shrnul cíle a jejich naplnění. Hlavním cílem bylo sestavení kompaktního funkčního zařízení pro simulaci elektrických vlastností lidské tkáně. Mohu zde konstatovat, že tento cíl byl splněn. Zařízení je funkční a připravené na budoucí použití. Tohoto by nešlo dosáhnout bez důkladné rešerše a pochopení jakými způsoby se lidská tkáň chová z pohledu elektrických vlastností a jak tyto vlastnosti co nejvíce připodobnit skutečným elektrickým součástkám a jevům. Díky těmto znalostem se podařilo uskutečnit finální měření, na kterém se podařilo ověřit nejenom fungování vybraných implantabilních pulzních generátorů, ale i vlastní funkčnost našeho obvodu.

Vedlejší cíle, obsažené hlavně v teoretické části práce, jako představení anatomie a fyziologie, nebo stručné popsání fungování a konstrukce kardiostimulátoru zazněly v práci hned na začátku.

Seznam použité literatury

- ALLEN, M. 2006. *Pacemakers and implantable cardioverter defibrillators*. *Anaesthesi* [online]. **61**(9), 883-890 [cit. 2023-01-17]. ISSN 00032409. Dostupné z: doi:10.1111/j.1365-2044.2006.04722.x
- ANON. 2021. Elektrická impedance tkání. In: 1. LÉKAŘSKÁ FAKULTA a UNIVERZITA KARLOVA. *WikiSkripta* [online]. Praha: WikiSkripta, aktualiz. 17. 2. 2021 [cit. 2023-01-02]. ISSN 1804-6517. Dostupné: https://www.wikiskripta.eu/index.php?title=Elektrick%C3%A1_impedance_tk%C3%A1n%C3%AD&oldid=445799
- BAROLD, S. Serge, R. STROOBANDT a Alfons F. SINNAEVE. 2010. *Cardiac pacemakers and resynchronization step-by-step: an illustrated guide*. 2nd ed. Chichester: Wiley-Blackwell. ISBN 978-1-405-18636-0.
- BENEŠ, J., P. STRÁNSKÝ a F. VÍTEK. 2007. *Základy lékařské biofyziky*. 2. vydání. Praha: Karolinum. ISBN 978-80-246-1386-4.
- BENNETT, David H., 2014. *Srdeční arytmie: praktické poznámky k interpretaci a léčbě*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-5134-4.
- BULAVA, Alan a Martin EISENBERGER, 2018. *Základy srdeční resynchronizační léčby*. Praha: NLN. ISBN 978-80-7422-671-7.
- ČIHÁK, Radomír. 2016. *Anatomie 3*. Třetí, upravené a doplněné vydání. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-5636-3.
- ČSN EN 45502-2-1. 2004. *Aktivní implantabilní zdravotnické prostředky - Část 2-1: Zvláštní požadavky na aktivní implantabilní zdravotnické prostředky určené pro léčbu bradyarytmií (kardiostimulátory)*. 2. vyd. Praha: Český úřad pro standardizaci.
- DOUPAL, Vlastimil a Miloš TÁBORSKÝ. 2010. Elektromagnetická interference u pacientů s kardiostimulátory a implantabilními kardiovertery-defibrilátory. *Intervenční a akutní kardiologie*. [online]. **9**(6), 298-301. [cit. 20-04-2023]. Dostupné z: 05.pdf (iakardiologie.cz)
- ELLENBORG, A. et al. 2011. *Clinical cardiac pacing defibrillation and resynchronization therapy*. 4th ed. Elsevier Health Sciences. ISBN 978-1-4377-1616-0.

GHEORGHE A. G., F. CONSTANTINESCU, M. NIȚESCU, et al. 2020. Circuit Models of Bioelectric Impedance. Electrochemical Impedance Spectroscopy. *Electrochemical Impedance Spectroscopy*. IntechOpen. DOI: 10.5772/intechopen.91004. Dostupné z: Circuit Models of Bioelectric Impedance | IntechOpen

HAI, J., MAHMOOD T. 2017. *Electromagnetic modeling of virtual humans to determine heart current factors*. [Nortbrook USA]. UL LLC. Prosinec 2017. UL. Dostupné z: Electromagnetic Modeling of Virtual Humans to Determine Heart Current Factors | UL Solutions

HALKA Wojciech, et al. 2019. *Elektromagnetické pole a člověk: O FYZICE, BIOLOGII, MEDICÍNĚ, NORMÁCH A SÍTI 5G*. [Varšava]: Ústav spojů, veřejná výzkumná instituce. ISBN 978-83-916146-5-5. Dostupné také z: <https://www.mpo.cz/assets/cz/rozcestnik/pro-media/tiskove-zpravy/2021/3/Elektromagneticke-pole-a-clovek.pdf>

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

HARTMAN, Radovan. 2013. *Elektrický proud střídavý: Ideální kondenzátor v obvodu střídavého proudu*. [Brno]: Střední průmyslová škola a Vyšší odborná škola technická Brno. Dostupné také z: VY_32_INOVACE_45-06 (sokolska.cz)

CHINEN, Koyu et al. 2015. New Equivalent-electrical Circuit Model and a Practical Measurement Method for Human Body Impedance. *Bio-Medical Materials and Engineering*. [online] **26**(1). 779-786. [cit. 29-03-2023]. DOI: 0.3233/BME-151369. Dostupné z: New equivalent-electrical circuit model and a practical measurement method for human body impedance - IOS Press

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

MOUREK, Jindřich. 2012. *Fyziologie: učebnice pro studenty zdravotnických oborů*. 2., dopl. vyd. Praha: Grada. ISBN 8024739186.

RIEDLBAUCHOVÁ, Lucie. 2015. Srdeční resynchronizační terapie – kdy a u koho ji v současnosti indikovat? *Kardiologické revue*. **17**(1), 32-36. ISSN 2336-2898. Dostupné také z: Srdeční resynchronizační terapie – kdy a u koho ji v současnosti indikovat? | Kardiologická revue – Interní medicína (kardiologickarevue.cz).

ROSINA, Jozef. 2013. *Biofyzika: pro zdravotnické a biomedicínské obory*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-4237-3.

ROZMAN, Jiří. 2006. *Elektronické přístroje v lékařství*. Praha: Academia. Česká matice technická (Academia). ISBN 80-200-1308-3.

SEDLÁŘ, M., E. STAFFA a V. MORNSTEIN. 2014. *Zobrazovací metody využívající neionizující záření*. Praha: Masarykova univerzita – biofyzikální ústav LF MU, ISBN: 978-80-210-7156-8. Dostupné také z: <https://munispace.muni.cz/index.php/munispace/catalog/view/160/325/227-1>

ŠTROS, Jan. 2014. (ZAČÁTEČNÍCI) Kardioestimulátory a implantabilní kardioverter-defibrilátory - úvod. JAN&MATEJ. *Kardioblog - Kardiologie srozumitelnou formou* [online]. 2014-04-13 [cit. 2022-09-26]. Dostupné z: <https://kardioblog.cz/zacatecnici-kardiostimulatory-a-implantabilni-kardioverter-defibrilatory-uvod/>

ŠVITORKOVÁ, Nela. 2013. *Algoritmy dvoudutinových kardioestimulátorů, jejich princip a porovnání*. Liberec. Bakalářská práce. Technická univerzita v Liberci, Ústav zdravotnických studií.

TSENG Yuhwai, Chauchin SU, Chien-Nan Jimmy LIU. 2010. Measurement and Evaluation of the Bioelectrical Impedance of the Human Body by Deconvolution of a Square Wave. *IEICE Transactions on Information and Systems* [online]. **E93.D(6)**. 1656-1660. [cit. 28-03-2023]. DOI: 10.1587/transinf.E93.D.1656. Dostupné z: Measurement and Evaluation of the Bioelectrical Impedance of the Human Body by Deconvolution of a Square Wave (jst.go.jp)

VÁŇOVÁ Bára. 2019. *Vliv vnějších elektromagnetických polí na kardiostimulační techniku*. Liberec. Bakalářská práce. Technická univerzita v Liberci. Fakulta zdravotnických studií

VLAŠÍNOVÁ Jitka. 2008. Elektromagnetická interference u pacientů s implantáty. [online]. *Kardiol Rev Int Med*. 10. 19-22. [cit. 26-04-2023]. Dostupné z: Elektromagnetické int... | Kardiologická revue – Interní medicína (kardiologickarevue.cz)

VOKURKA, Martin. 2018. *Patofyziologie pro nelékařské směry*. 4. upravené vydání. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum. ISBN 978-80-246-3563-7.

Seznam grafů a obrázků

Obr. 1: ANON. 2022. Schematický nákres srdce s popisky [online obrázek] In: umimefakta[online][Cit. 2022-08-10]Dostupné z: Srdce, cévy, krevní oběh – Procvičování online – Umíme fakta (umimefakta.cz)

Obr. 2: ANON. 2012. Průběh polarizačních změn [obrázek v knize]. In: MOUREK, Jindřich. 2012. *Fyziologie: učebnice pro studenty zdravotnických oborů*. 2., dopl. vyd. Praha: Grada, s.102. ISBN 8024739186.

Obr. 3: WIKIMEDIA COMMONS CONTRIBUTORS. 2021. File:RLS 12blauLeg.png [online obrázek]. In: *Wikimedia Commons* [online]. Aktualiz. 2021-11-25 [cit. 2022-08-12]. Dostupné z: <https://commons.wikimedia.org/w/index.php?curid=1734607>

Obr. 4: WIKIMEDIA COMMONS CONTRIBUTORS. 2023. File:Ventricular fibrillation.png [online obrázek]. In: Wikimedia Commons, the free media repository [online]. Aktualiz 2023-01-27 [cit. 2023-02-27]. Dostupné také z: https://commons.wikimedia.org/w/index.php?title=File:Ventricular_fibrillation.png&oldid=723524313

Obr. 5: WIKIMEDIA COMMONS CONTRIBUTORS. 2020. File: PPM.jpg. [online obrázek]. In: Wikimedia Commons [online]. Aktualiz. 10-10-2020. [Cit. 22-04-2023]. Dostupné z: <https://commons.wikimedia.org/w/index.php?title=File:PPM.png&oldid=486076658>

Obr. 6: WIKIMEDIA COMMONS CONTRIBUTORS. 2020. File: Rheobase chronaxie.svg [online obrázek]. In: Wikimedia Commons, the free media repository [online]. Aktualiz 2020-10-25 [cit. 2023-02-27]. Dostupné také z: https://commons.wikimedia.org/w/index.php?title=File:Rheobase_chronaxie.svg&oldid=500677357

Obr. 7: ANON. 2011. Kódy kardiostimulačních režimů [obrázek v knize] In: KORPAS, David, 2011. *Kardiostimulační technika*. Praha: Mladá fronta. Aeskulap. ISBN 978-80-204-2492-1.

Obr. 8: ANON. 2019. Rezistivita tkání. [online obrázek] In: elektroprumysl.cz [online] [Cit. 28-12-2022] Dostupné z: Účinky elektrického proudu protékajícího ponořeným lidským tělem - ElektroPrůmysl.cz (elektroprumysl.cz)

Obr. 9: ANON. 2014. Grafické znázornění průchodu proudu buňkami. [obrázek v knize]. In: SEDLÁŘ, M., E. STAFFA a V. MORNSTEIN. 2014. *Zobrazovací metody využívající neionizující záření*. Praha: Masarykova univerzita – biofyzikální ústav LF MU, ISBN 978-80-210-7156-8. Dostupné také z: <https://munispace.muni.cz/index.php/munispace/catalog/view/160/325/227-1>

Obr. 10: ANON. 2014. Cole-Cole křivka. [obrázek v knize]. In: SEDLÁŘ, M., E. STAFFA a V. MORNSTEIN. 2014. *Zobrazovací metody využívající neionizující záření*. Praha: Masarykova univerzita – biofyzikální ústav LF MU, ISBN 978-80-210-7156-8. Dostupné také z: <https://munispace.muni.cz/index.php/munispace/catalog/view/160/325/227-1>

Obr. 11: ANON. 2021. Jednoduchý schématický model impedance tkáně [online obrázek] In: ANON. 2021. Elektrická impedance tkání. In: 1. LÉKAŘSKÁ FAKULTA a UNIVERZITA KARLOVA. *WikiSkripta* [online]. Praha: WikiSkripta, aktualiz. 17. 2. 2021 [cit. 2023-01-02]. ISSN 1804-6517. Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/index.php?title=Elektrick%C3%A1_impedance_tk%C3%A1n%C3%AD&oldid=445799

Obr. 12: HARTMAN, Radovan. 2013. Frekvenční závislost kapacitní reaktance. [online obrázek]. In: HARTMAN, Radovan. 2013. *Elektrický proud střídavý: Ideální kondenzátor v obvodu střídavého proudu*. [Brno]: Střední průmyslová škola a Vyšší odborná škola technická Brno. Dostupné také z: VY_32_INOVACE_45-06 (sokolska.cz)

Obr. 13: ANON. 2014. Čtyřprvkové schéma odporu tkáně. [obrázek v knize]. In: SEDLÁŘ, M., E. STAFFA a V. MORNSTEIN. 2014. *Zobrazovací metody využívající neionizující záření*. Praha: Masarykova univerzita – biofyzikální ústav LF MU, ISBN 978-80-210-7156-8. Dostupné také z: <https://munispace.muni.cz/index.php/munispace/catalog/view/160/325/227-1>

Obr. 14: ANON. 2010. Zjednodušený model impedance lidského těla [obrázek v online článku]. In: TSENG Yuhwai, Chauchin SU, Chien-Nan Jimmy LIU. 2010. Measurement and Evaluation of the Bioelectrical Impedance of the Human Body by Deconvolution of a Square Wave. *IEICE Transactions on Information and Systems* [online]. **E93.D(6)**. 1656-1660. [cit. 28-03-2023]. 10.1587/transinf.E93.D.1656. Dostupné z: Measurement and Evaluation of the Bioelectrical Impedance of the Human Body by Deconvolution of a Square Wave (jst.go.jp)

Obr. 15: ANON. 2015. Elektrická impedance trupu. [obrázek v online článku]. In: CHINEN, Koyu et al. 2015. New Equivalent-electrical Circuit Model and a Practical Measurement Method for Human Body Impedance. *Bio-Medical Materials and Engineering*. [online] **26**(1). 779-786. [cit. 29-03-2023]. DOI: 0.3233/BME-151369. Dostupné z: New equivalent-electrical circuit model and a practical measurement method for human body impedance - IOS Press

Obr. 16: ANON. 2017. Obvody lidské impedance z normy IEC 60479-. [obrázek v online dokumentu]. In: HAI, J., MAHMOOD T. 2017. *Electromagnetic modeling of virtual humans to determine heart current factors*. [Nortbrook USA]. UL LLC. Prosinec 2017. UL. Dostupné z: Electromagnetic Modeling of Virtual Humans to Determine Heart Current Factors | UL Solutions

Obr. 17: ANON. 2004. Schémata zapojení [obrázek v dokumentu]. In: ČSN EN 45502-2-1. 2004. *Aktivní implantabilní zdravotnické prostředky - Část 2-1: Zvláštní požadavky na aktivní implantabilní zdravotnické prostředky určené pro léčbu bradyarytmií (kardiostimulátory)*. 2. vyd. Praha: Český úřad pro standardizaci.

Obr. 18: VLASTNÍ DÍLO. 2023. Realizace měření v praxi

Obr. 19: VLASTNÍ DÍLO. 2023. Skutečný obvod náhradní tkáně podle schématu

Obr. 20: VLASTNÍ DÍLO. 2023. Skutečný obvod uložený v ochranné krabičce

Obr. 21: ANON. 2004. Schémata zapojení praktického měření [obrázek v dokumentu]. In: ČSN EN 45502-2-1. 2004. *Aktivní implantabilní zdravotnické prostředky - Část 2-1: Zvláštní požadavky na aktivní implantabilní zdravotnické prostředky určené pro léčbu bradyarytmií (kardiostimulátory)*. 2. vyd. Praha: Český úřad pro standardizaci.

Obr. 22: VLASTNÍ DÍLO. 2023. Průběhy rušivého signálu zobrazeného na osciloskopu

Obr. 23-26: ANON. 2004. Zapojení pulzních generátoru [obrázek v dokumentu]. In: ČSN EN 45502-2-1. 2004. *Aktivní implantabilní zdravotnické prostředky - Část 2-1: Zvláštní požadavky na aktivní implantabilní zdravotnické prostředky určené pro léčbu bradyarytmií (kardiostimulátory)*. 2. vyd. Praha: Český úřad pro standardizaci.

Obr. 27-41: VLASTNÍ DÍLO. 2023. Záznamy z měření rušení PCM.

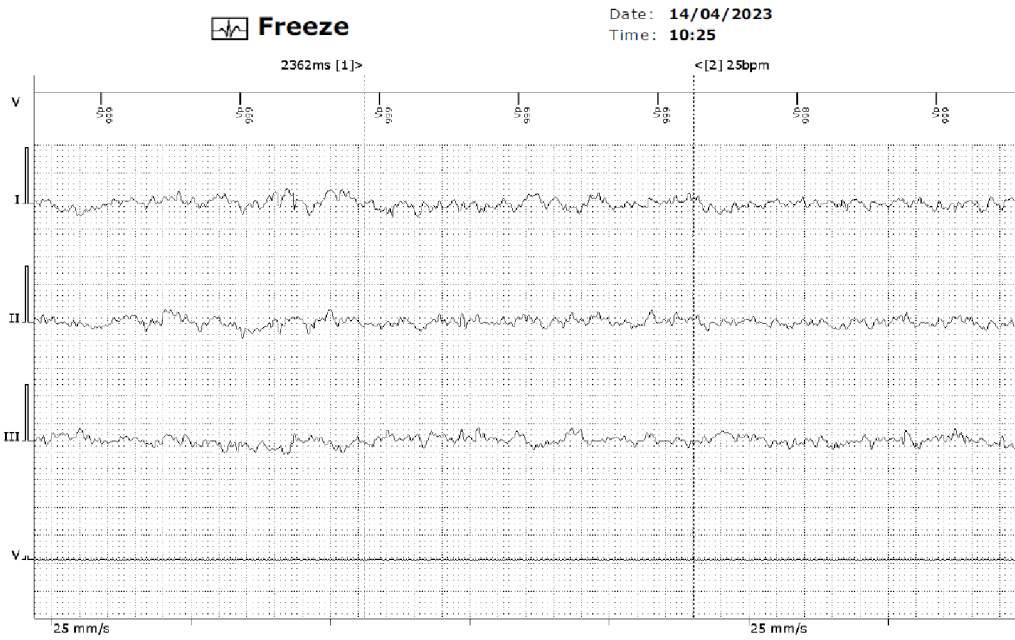
Obr. 42-49: VLASTNÍ DÍLO. 2023. Záznamy z měření rušení s intrakardiálním signálem.

Seznam příloh

Příloha A Záznamy z měření v plné velikosti

Příloha A

Jednodutinový, bez intrakardiálního signálu (zdroj: autor)



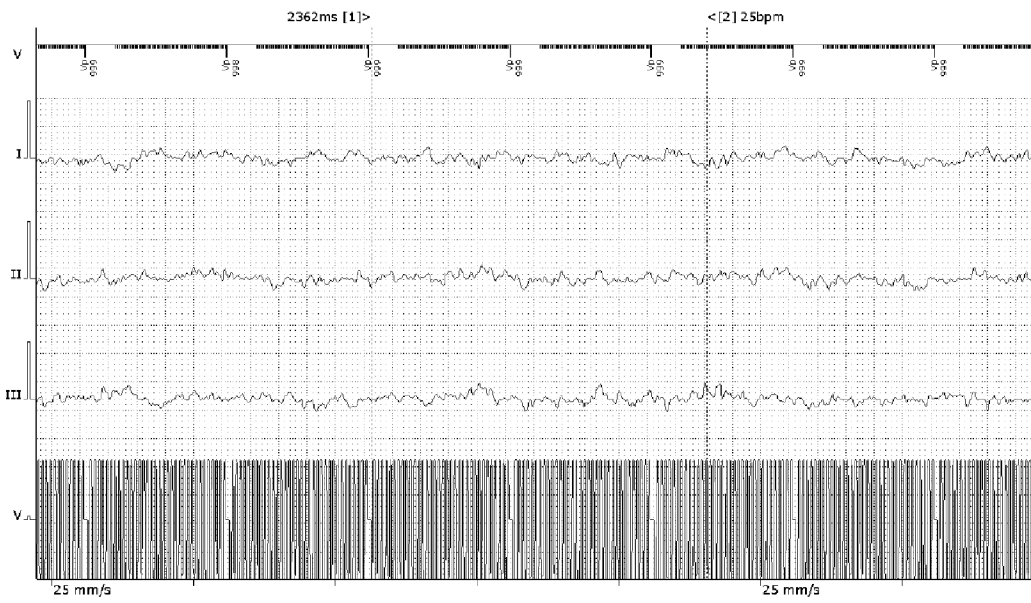
Obr. 0 Pacing jednonábového unipolárního stimulačtoru (zdroj: autor)



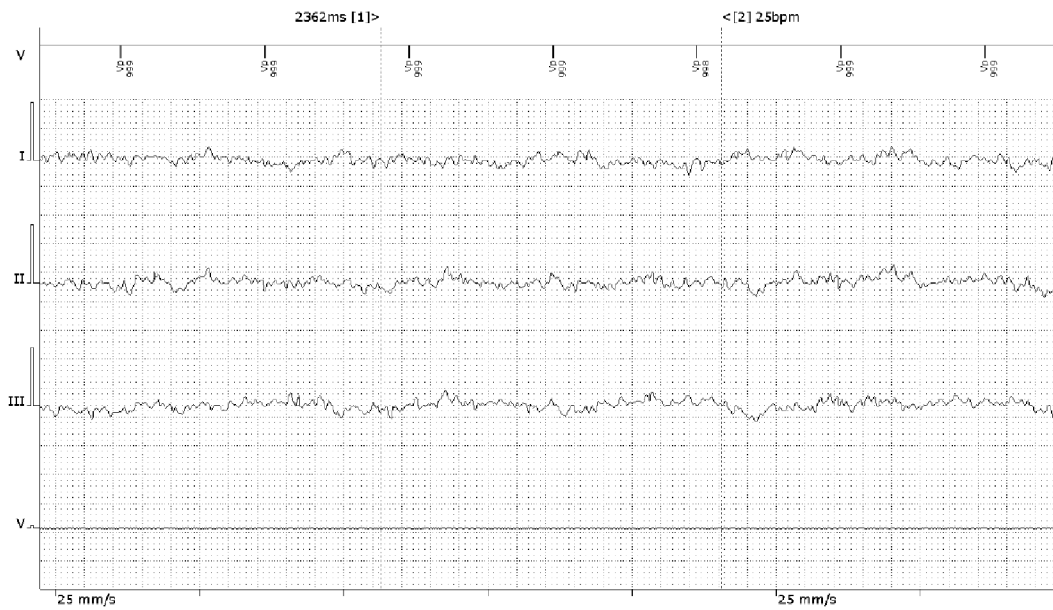
Obr. 1 Zarušení při 3 Hz (zdroj: autor)



Obr. 2 Zarušení při 7 Hz (zdroj: autor)



Obr. 3 Zarušení při 35 Hz (zdroj: autor)

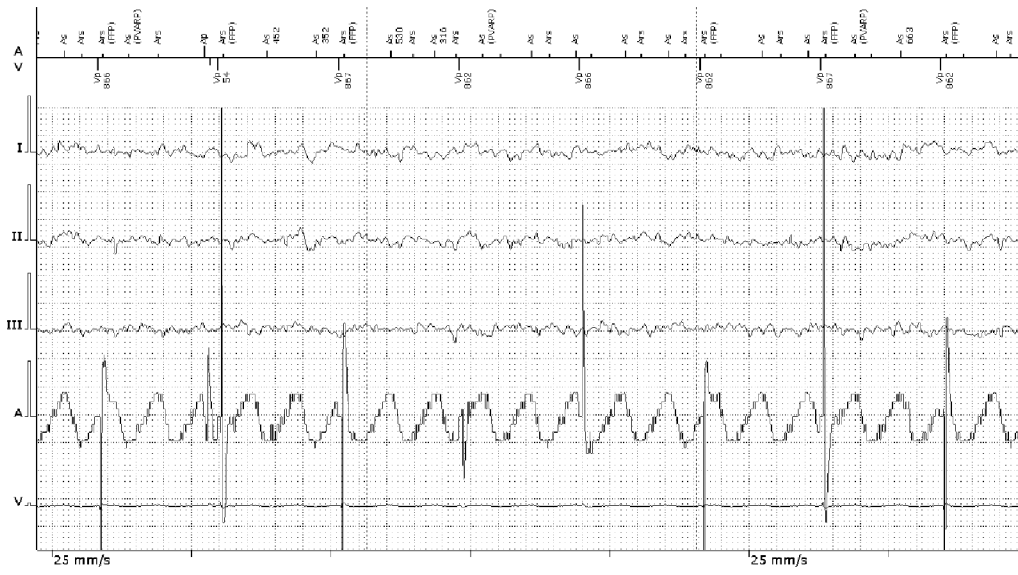


Obr. 4 Zarušení při 10 kHz (zdroj: autor)

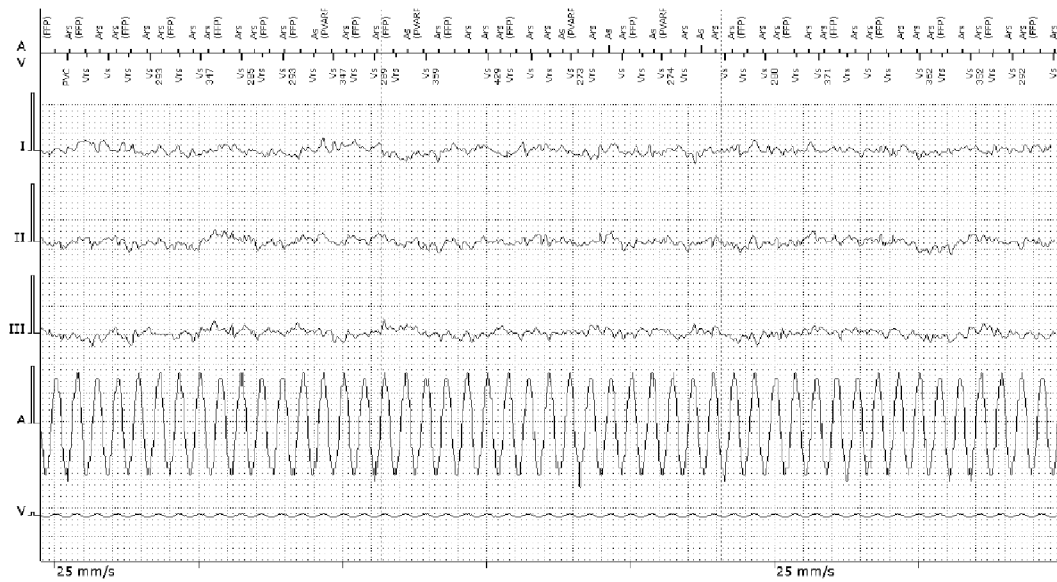
Dvoudutinový bez intrakardiálního sognálu



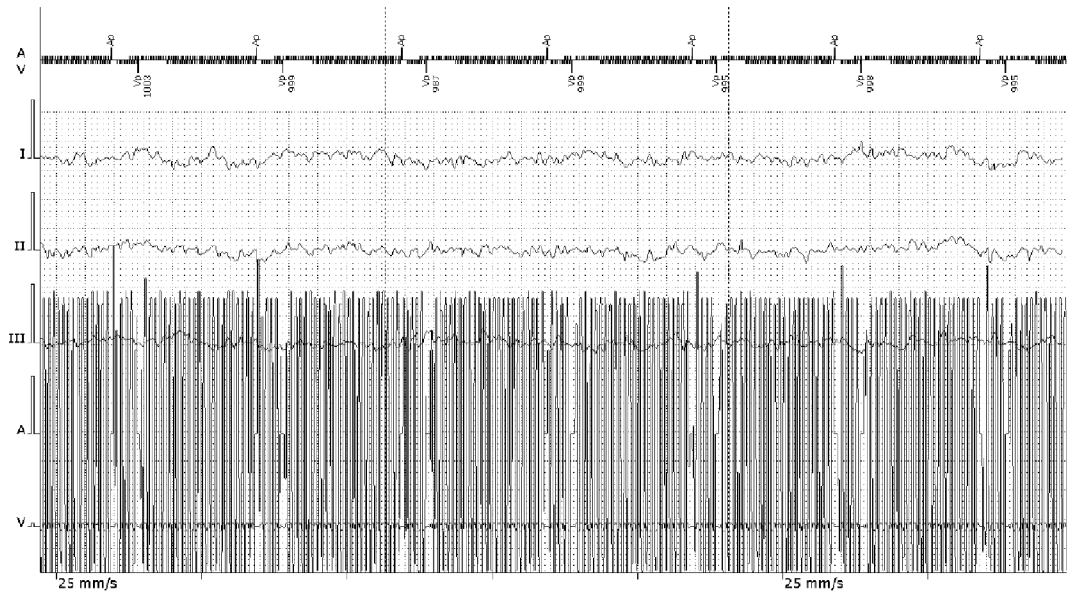
Obr. 5 Bez rušení (zdroj: autor)



Obr. 6 Zarušení při 3Hz (zdroj: autor)



Obr. 7 Rušení při 7 Hz (zdroj: autor)

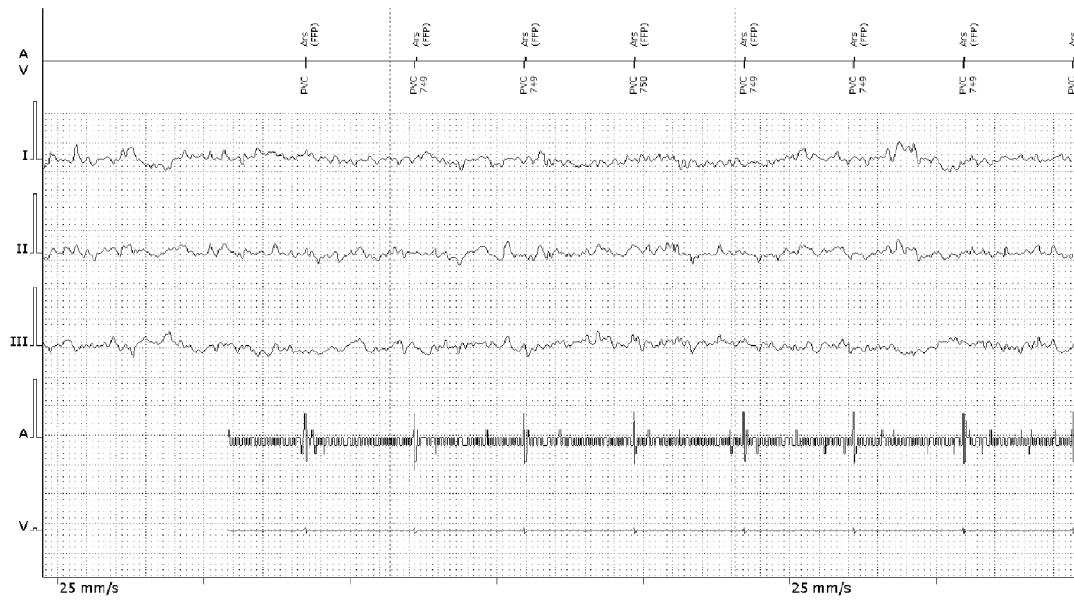


Obr. 8 Rušení při 30 Hz (zdroj: autor)

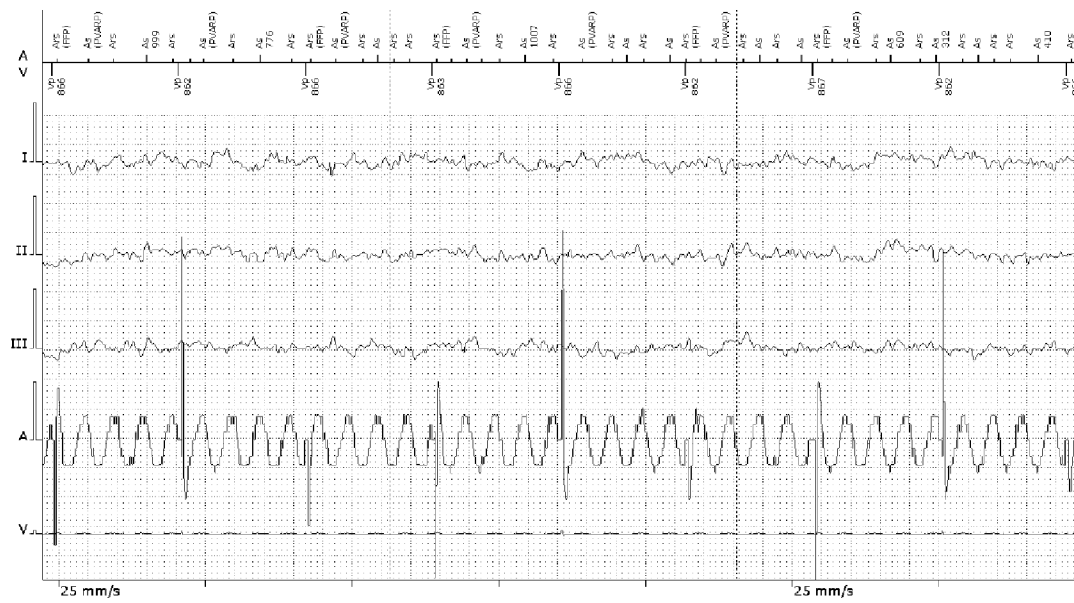


Obr. 9 Rušení při při 10 kHz (zdroj: autor)

Dvoudutinový s intrakardiálním signál



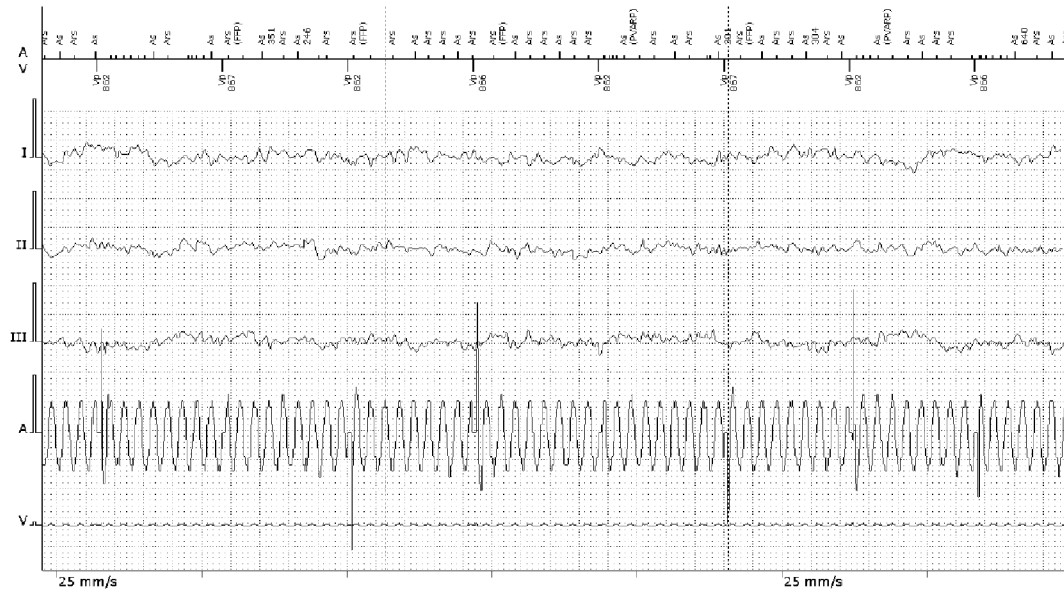
Obr. 10 Snímání intrakardiálního signálu (zdroj: autor)



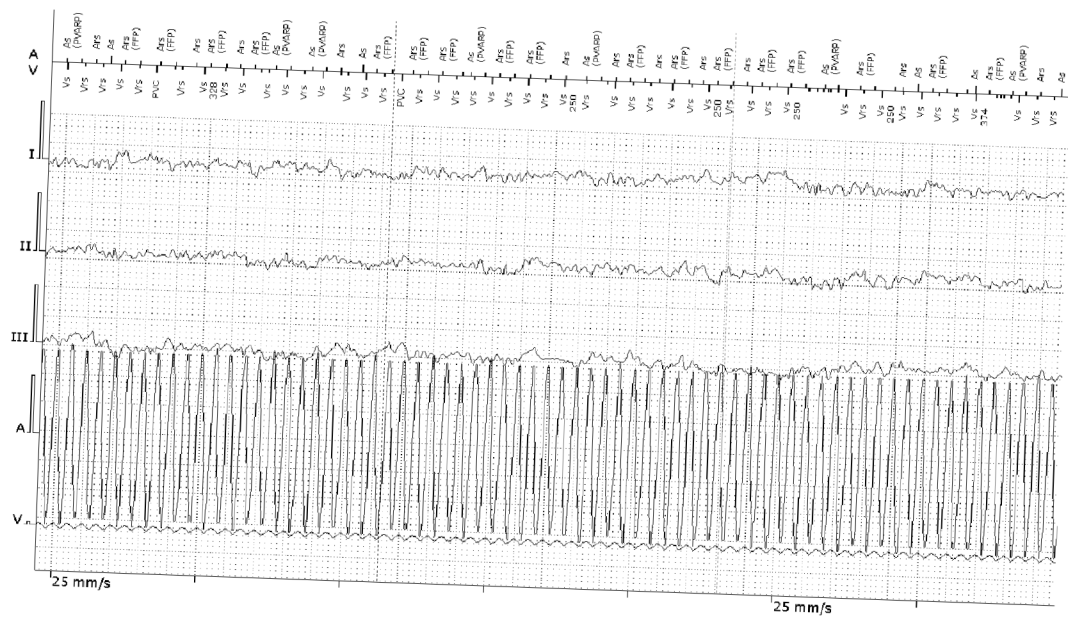
Obr. 11 Zarušení snímání při 3 Hz (zdroj: autor)



Obr. 12 Zarušení snímání při 7 Hz (zdroj: autor)



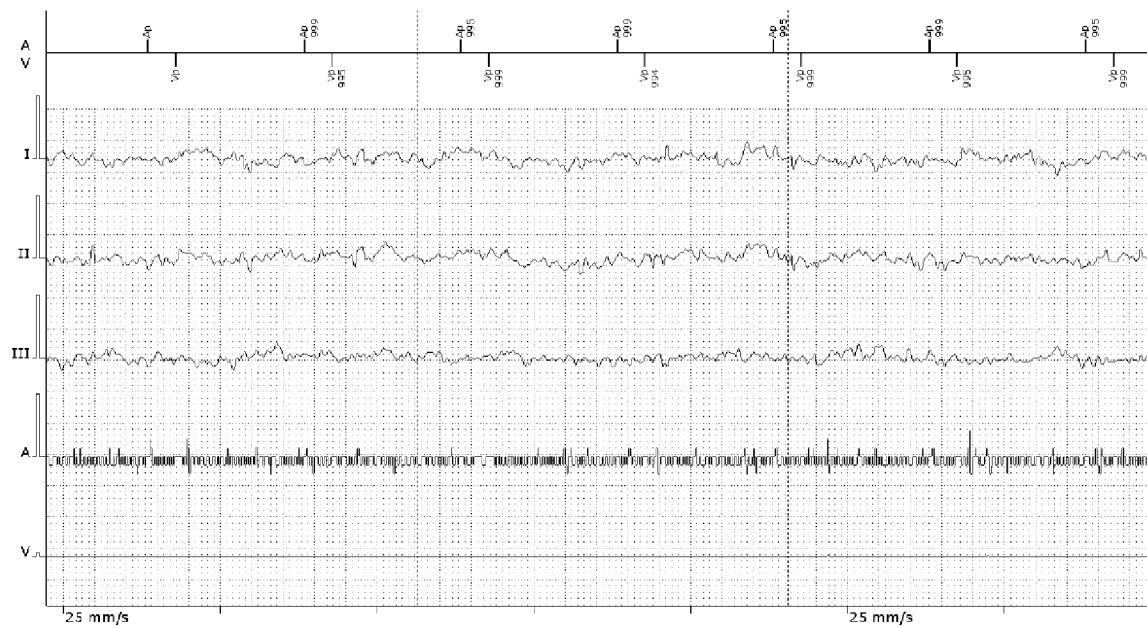
Obr. 13 Zarušení sensingu při 10 Hz a 10 mV (zdroj: autor)



Obr. 14 Zarušení sensingu při 10 Hz a 20 mV (zdroj: autor)



Obr. 15 Zarušení snímání při 15 Hz (zdroj: autor)



Obr. 16 Zarušení snímání při 10 kHz (zdroj: autor)