



# Návrh fantomu pro in vitro měření vlivu elektromagnetického pole na implantabilní kardiostimulační techniku

## Bakalářská práce

*Studijní program:*

B3944 Biomedicínská technika

*Studijní obor:*

Biomedicínská technika

*Autor práce:*

**Kateřina Linhartová**

*Vedoucí práce:*

Ing. Tomáš Souček

Fakulta zdravotnických studií





## Zadání bakalářské práce

# Návrh fantomu pro in vitro měření vlivu elektromagnetického pole na implantabilní kardiostimulační techniku

*Jméno a příjmení:* **Kateřina Linhartová**  
*Osobní číslo:* D19000013  
*Studijní program:* B3944 Biomedicínská technika  
*Studijní obor:* Biomedicínská technika  
*Zadávací katedra:* Fakulta zdravotnických studií  
*Akademický rok:* **2021/2022**

## **Zásady pro vypracování:**

### **Cíle práce:**

1. Popsat problematiku elektromagnetické kompatibility kardiostimulační techniky
2. Provést rešerši platné legislativy z hlediska ochrany kardiostimulační techniky proti elektromagnetické interferenci
3. Navrhnout a sestrojít fantom pro testování vlivu elektromagnetických polí na kardiostimulátory
4. Experimentální ověření využitelnosti fantomu

### **Teoretická východiska (včetně výstupu z kvalifikační práce):**

Elektromagnetické pole, vyskytující se všude kolem nás, může za určitých okolností ovlivnit funkci implantovaných kardiostimulátorů a přímo tak ohrozit zdraví pacienta. Jednou z metod pro stanovení nebezpečnosti elektromagnetického pole je měření in vitro, kdy se testovaný kardiostimulátor umístí do fantomu nahrazujícího prostředí lidského těla, a poté se vystaví rušivému poli. Cílem práce je vytvořit podobný fantom tak, aby simuloval elektrické parametry lidského těla, a byl dostatečně univerzální pro snadnou výměnu různých typů testovaných kardiostimulátorů.

### **Významné předpoklad / výzkumné otázky:**

Jaký materiál je vhodný pro náhradu dielektrických vlastností tkání?

### **Metoda:**

Kvantitativní.

### **Technika práce, vyhodnocení dat:**

Rešerše, návrh fantomu, experiment.

### **Místo a čas realizace výzkumu:**

Realizace bude probíhat od listopadu roku 2021 do dubna 2022 na Technické univerzitě v Liberci.

### **Vzorek:**

Vybraný typ kardiostimulátoru.

### **Rozsah práce:**

50-70 stran

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

tištěná/elektronická  
Čeština



### Seznam odborné literatury:

- BENEŠ, J., D. JIRÁK a F. VÍTEK. 2015. *Základy lékařské fyziky*. Praha: Karolinum. ISBN 978-80-246-2645-1.
- BULAVA, Alan. 2017. *Kardiologie pro nelékařské zdravotnické obory*. 1. Praha: Grada. ISBN 978-80-271-0468-0.
- ČIHÁK, Radomír. 2016. *Anatomie 3*. 3. vyd. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-5636-3.
- ČSN EN 50527-2-1 ed. 2. *Postup pro hodnocení vystavení zaměstnanců s aktivními implantabilními zdravotnickými prostředky elektromagnetickým polím – Část 2-1: Specifické hodnocení zaměstnanců s kardiostimulátory*. Praha: Úřad pro technickou normalizaci, metrologii a státní zkušebnictví, 2017.
- ČSN EN 60601-1-2 ed. 2. *Zdravotnické elektrické přístroje – Část 1-2: Všeobecné požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost – Skupinová norma: Elektromagnetická kompatibilita – Požadavky a zkoušky*. Praha: Úřad pro technickou normalizaci, metrologii a státní zkušebnictví, 2008.
- EISENBERGER M., A. BULAVA A M. FIALA. *Základy srdeční elektrofyziologie a katéetrových ablací*. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-3677-8.
- ELLENBOGEN, Kenneth et al. *Clinical cardiac pacing, defibrillation, and resynchronization therapy*. 5th ed. Philadelphia: Elsevier, 2017. ISBN 978-0323-37804-8.
- KORPAS, David. *Kardiostimulační technika*. Praha: Mladá fronta a.s., 2011. ISBN 978-80-204-2492-1.
- MORAVA, Jan a Aleš RICHTER. *Elektromagnetická kompatibilita kardiostimulační techniky – úvod do problematiky*. *Elektro*. 2018, 28(4), 38-39. ISSN 1210-0889.
- ROKYTA, Richard et al. 2016. *Fyziologie*. 3. vyd. Praha: Galén. ISBN 978-80-7492-238-1.
- SEDLÁK, Bedřich a Ivan ŠTOLL. *Elektřina a magnetismus*. 3. vyd. Praha: Karolinum, 2012. ISBN 978-80-246-2198-2.

Vedoucí práce:

Ing. Tomáš Souček  
Fakulta zdravotnických studií

Datum zadání práce:

30. listopadu 2021

Předpokládaný termín odevzdání:

29. července 2022

L.S.

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

## Prohlášení

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci jsem vypracovala samostatně jako původní dílo s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím mé bakalářské práce a konzultantem.

Jsem si vědoma 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 vědoma 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 vědoma následků, které podle zákona o vysokých školách mohou vyplývat z porušení tohoto prohlášení.

27. července 2022

Kateřina Linhartová

## Poděkování

Ráda bych poděkovala Ing. Tomáši Součkovi za vedení práce, poskytnutí potřebných materiálů, potřebnou pomoc a cenné rady. Poděkovat bych chtěla i lidem z řad studentů a to Ing. Tomáši Kubíčkově a Ing. Tomáši Myslivcovi za jejich připomínky, nápady a pomoc při řešení mé praktické části práce. Dále velké poděkování patří mým spolužákům, přátelům a rodině, kteří byli mou psychickou oporou a plně mne podporovali v psaní této práce.

## Anotace

<b>Autor:</b>	Kateřina Linhartov
<b>Instituce:</b>	Technick univerzita v Liberci
<b>Název práce:</b>	Návrh fantomu pro in vitro měření vlivu elektromagnetického pole na implantabilní kardiostimulační techniku
<b>Vedoucí práce:</b>	Ing. Tomř Souček
<b>Počet stran:</b>	87
<b>Počet ploh:</b>	0
<b>Rok obhajoby:</b>	2022
<b>Anotace:</b>	Práce se zabývá výrobou fantomu pro in vitro měření vlivu elektromagnetického pole na implantabilní kardiostimulační techniku. Pomocí vytvořeného fantomu je mořn predikovat urit rizika spojen s elektromagnetickm ruřenm implantovaných pstroj. Práce tř obsahuje experimentln měření a mořn návrhy řešení pro pacienty s implantabilním pstrojem.
<b>Klov slova:</b>	kardiostimulátor, kardioverter-defibrilátor, elektromagnetick interference, fantom, dielektrické vlastnosti

## Annotation

<b>Author:</b>	Kateřina Linhartová
<b>Institution:</b>	Technical University of Liberec
<b>Title:</b>	A phantom design for in vitro measurement of the electromagnetic field on cardiovascular implantable electronic devices influence
<b>Supervisor:</b>	Ing. Tomás Souek
<b>Pages:</b>	87
<b>Apendix:</b>	0
<b>Year:</b>	2022
<b>Annotation:</b>	The thesis deals with the design of a phantom for in vitro measurement of the electromagnetic field influence on cardiovascular implantable electronic devices. Using the created phantom, it is possible to predict certain risks associated with electromagnetic interference of implanted devices. The work also contains experimental measurements and possible solutions for patients with an implantable device.
<b>Keywords:</b>	pacemaker, cardioverter-defibrillator, electromagnetic interference, phantom, dielectric properties



# Obsah

Seznam zkratk	10
Seznam využitých fyzikálních symbolů	11
<b>1 Úvod</b>	<b>12</b>
<b>2 Anatomie a elektrofyziologie srdce</b>	<b>14</b>
2.1 Anatomie srdce	14
2.2 Základy elektrofyziologie srdce	16
2.2.1 Převodní systém srdeční	16
2.2.2 Poruchy srdečního rytmu	18
2.2.2.1 Klasifikace arytmií a jejich mechanismy vzniku	19
2.2.2.2 Indikace pro léčbu kardiostimulačními systémy	20
<b>3 Kardiostimulační technika</b>	<b>21</b>
3.1 Rozdělení kardiostimulační techniky	21
3.1.1 Implantabilní kardiostimulátory	22
3.1.2 Implantabilní kardioverter–defibrilátory	22
3.2 Princip elektrické kardiostimulace	23
3.2.1 Kardiostimulační režimy	25
3.3 Konstrukce přístrojů a použité materiály	26
3.4 Elektrody	27
<b>4 Elektromagnetická kompatibilita</b>	<b>29</b>
4.1 Základní pojmy	30
4.1.1 Maxwellovy rovnice	31

4.2	Možné rušivé signály a jejich zdroje . . . . .	33
4.2.1	Vliv signálů na kardiostimulační techniku . . . . .	35
4.3	Technická normalizace . . . . .	36
<b>5</b>	<b>Elektrické parametry biologických tkání</b>	<b>38</b>
5.1	Hlavní parametry – vodivost, permitivita a permeabilita . . . . .	39
<b>6</b>	<b>Experimentální fantomy</b>	<b>43</b>
6.1	Rešerše fantomů napodobující tkáň . . . . .	43
6.1.1	Kapalinové fantomy . . . . .	44
6.1.2	Gelové a želatinové fantomy . . . . .	44
6.1.3	Pevné a suché fantomy . . . . .	46
<b>7</b>	<b>Výzkumná část</b>	<b>48</b>
7.1	Cíle a výzkumné otázky . . . . .	48
7.2	Fantom pro in vitro měření implantabilní kardiostimulační techniky .	48
7.2.1	Použitý materiál a konstrukce . . . . .	48
7.2.1.1	Návrh fantomu za pomoci programu Onshape . . . . .	52
7.2.2	Použitý roztok do fantomu . . . . .	58
7.3	Měření a zkoušky na fantomu . . . . .	59
7.3.1	Postup měření . . . . .	60
7.3.2	Výsledky měření . . . . .	66
<b>8</b>	<b>Diskuze</b>	<b>74</b>
<b>9</b>	<b>Závěr</b>	<b>76</b>
	<b>Seznam použité literatury</b>	<b>78</b>

## Seznam zkratek

<b>AP</b>	Akční potenciál
<b>AV</b>	Atrioventrikulární
<b>BPEG</b>	British Pacing and Electrophysiology Group
<b>CIED</b>	Srdeční implantabilní elektronický přístroj (Cardiac Implantable Electronic Device)
<b>CT</b>	Počítačová tomografie
<b>ČSN</b>	Česká státní norma
<b>EAS</b>	Elektronické sledování předmětů (Electronic Article Surveillance)
<b>EM</b>	Elektromagnetické
<b>EMC</b>	Elektromagnetická kompatibilita
<b>EMI</b>	Elektromagnetická interference
<b>EU</b>	Evropská unie
<b>HW</b>	Hardware
<b>ICD</b>	Implantabilní kardioverter-defibrilátor
<b>NaCl</b>	Chlorid sodný
<b>NASPE</b>	North American Society of Pacing and Electrophysiology
<b>PET-G</b>	Polyetyléntereftalát–glykol
<b>PLA</b>	Kyselina polymléčná (Polylactic acid)
<b>PMMA</b>	Polymethylmethakrylát
<b>RTG</b>	Rentgen
<b>SA</b>	Sinoatriální
<b>SW</b>	Software
<b>TUL</b>	Technická univerzita v Liberci
<b>USB</b>	Universální sériová sběrnice (Universal Serial Bus)
<b>VN</b>	Komorová odezva na šum (Ventricular noise response)
<b>VP</b>	Komorová stimulace (Ventricular pace)
<b>VS</b>	Komorové snímání (Ventricular sense)

## Seznam využitých fyzikálních symbolů

Symbol	Veličina	Jednotka	Název
<b>B</b>	Magnetická indukce	[T]	tesla
$c$	Molární koncentrace	[ $mol \cdot dm^{-3}$ ]	mol na decimetr krychlový
$c_M$	Hmotnostní koncentrace	[ $g \cdot l^{-1}$ ]	gram na litr
<b>D</b>	Elektrická indukce	[ $C \cdot m^{-2}$ ]	coulomb na metr čtvereční
<b>E</b>	Intenzita elektrického pole	[ $V \cdot m^{-1}$ ]	volt na metr
$f$	Frekvence	[Hz]	hertz
$F_e$	Elektrická síla	[N]	newton
$F_m$	Magnetická síla	[N]	newton
<b>H</b>	Intenzita magnetického pole	[ $A \cdot m^{-1}$ ]	ampér na metr
$I$	Elektrický proud	[A]	ampér
$J$	Proudová hustota	[ $A \cdot m^{-2}$ ]	ampér na metr čtvereční
$l$	Délka	[m]	metr
$Q$	Náboj	[C]	coulomb
$S$	Obsah	[ $m^2$ ]	metr čtvereční
$t$	Čas	[s]	sekunda
$V$	Objem	[ $m^3$ ]	metr krychlový
$\alpha$	Úhel	[rad]	radián
$\gamma$	Měrná elektrická vodivost	[ $S \cdot m^{-1}$ ]	siemens na metr
$\varepsilon$	Permitivita	[ $F \cdot m^{-1}$ ]	farad na metr
$\mu$	Permeabilita	[ $H \cdot m^{-1}$ ]	henry na metr
$\pi$	Ludolfovo číslo		
$\rho$	Objemová hustota náboje	[ $C \cdot m^{-3}$ ]	coulomb na metr krychlový
$\Phi$	Magnetický indukční tok	[Wb]	weber
$\Psi$	Elektrický indukční tok	[C]	coulomb

# 1 Úvod

Kardiovaskulární onemocnění jsou jednou z nejčastějších příčin úmrtí na celém světě. Díky nárůstu pacientů vzrůstá poptávka po implantabilních přístrojích, které podávají účinnou terapii a tím zlepšují a prodlužují pacientům život. Implantabilní přístroje dělíme na implantabilní kardiostimulátory a kardioverter-defibrilátory. To, jaký přístroj bude použit, závisí na typu diagnostikované poruchy převodního systému srdečního.

S rozvojem techniky v dnešní době roste i riziko elektromagnetického rušení přístrojů, implantabilní přístroje nejsou výjimkou. Elektromagnetické rušení se označuje jako elektromagnetická interference (EMI). Pacienti s implantovaným přístrojem se tak stávají rizikovou skupinou, kterou je potřeba před rušením chránit. Elektromagnetická interference je způsobena elektromagnetickými vlnami o určitých frekvencích. EMI následně může změnit funkci implantovaných přístrojů v důsledku rušivých signálů a tím narušit správné fungování přístroje. Abnormální funkce přístroje vede k podání neadekvátní terapie či její absenci. Vnitřní obvody přístroje jsou před elektromagnetickým rušením chráněny kovovým pouzdem. Další ochranou před EMI jsou softwarové filtry, které se snaží filtrovat signály a rušení o určité frekvenci. I přes všechna tato opatření jsou přístroje elektromagnetickým polem ovlivňovány.

K odhadnutí možných vlivů a účinků elektromagnetického rušení na přístroje, je vhodné provádět různé experimenty a měření. Ty se provádí na takzvaných fantomech. Fantom je model napodobující určitou část těla. Aby bylo měření co nejpřesnější, je kladen důraz na materiál, ze kterého je fantom zhotoven. Materiál musí mít odpovídající fyzikální a elektrické vlastnosti, jako tkáň, která je fantomem

simulována.

Tématem práce je vytvoření vhodného fantomu pro in vitro měření implantabilních přístrojů, na kterém budou následně provedeny zkoušky. Výsledný fantom bude sloužit k odhadnutí rizik pro pacienty vystavené ve svém každodenním životě elektromagnetickému rušení. Po stanovení těchto rizik je možné provést určitá opatření, aby pacienti po implantaci přístroje nebyli tolik limitováni. Zařízení bude vždy nějak rušeno. Snaha spočívá v eliminaci rizik a dosažení co nejmenšího vlivu rušení. Tím může být následně zajištěna co největší bezpečnost a pohodlí pro pacienta.

Pacienti vždy budou nějak limitováni (právě zrovna těmi opatřeními) a zařízení bude vždy nějak rušeno - jde o to, aby obojí bylo co nejmenší a mělo na bezpečnost a pohodlí pacienta minimální vliv

## 2 Anatomie a elektrofyziologie srdce

Tématem této kapitoly je popis základních informací z anatomie a elektrofyziologie srdce. Tyto informace jsou potřebné pro pochopení bakalářské práce.

### 2.1 Anatomie srdce

Srdce je nepárový dutý svalový orgán, který se tvarem nejvíce podobá kuželu. Leží těsně za hrudní kostí mezi levou a pravou plicí v prostoru zvaném mezihrudí. Jeho hmotnost se u dospělého člověka pohybuje asi okolo 300 g. Srdce je uloženo ve svém vazivovém pouzdru označovaném také jako osrdečník, latinsky perikard. Pod osrdečníkem na srdce těsně naléhá epikard<sup>1</sup>, který je základem již právě zmíněného perikardu.

Pod epikardem se nachází svalová vrstva zvaná myokard, která je tvořena speciální příčně pruhovanou svalovinou. Máme dva druhy srdečních buněk, a to buňky převodního systému a buňky pracovního myokardu. Tyto buňky mají spolu velmi úzký vztah. Buňky převodního systému přivádí vzruch právě pracovním buňkám myokardu, které zajišťují kontrakci srdečního svalu. [1]

Srdce je dutý svalový orgán a tvoří ho čtyři dutiny: pravá a levá síň, pravá a levá komora. V síních se nachází místo zvané ouško síně, které hraje důležitou roli při fixování kardiostimulačních síňových elektrod. Do pravé síně ústí horní a dolní dutá žíla, do levé síně zase vstupují čtyři plicní žíly. Z pravé komory odstupuje plicnice<sup>2</sup>, z levé komory vystupuje aorta<sup>3</sup>. Svalovina levé poloviny srdce je mnohem mohutnější

---

<sup>1</sup>epikard – vazivová vrstva těsně přiléhající na srdce

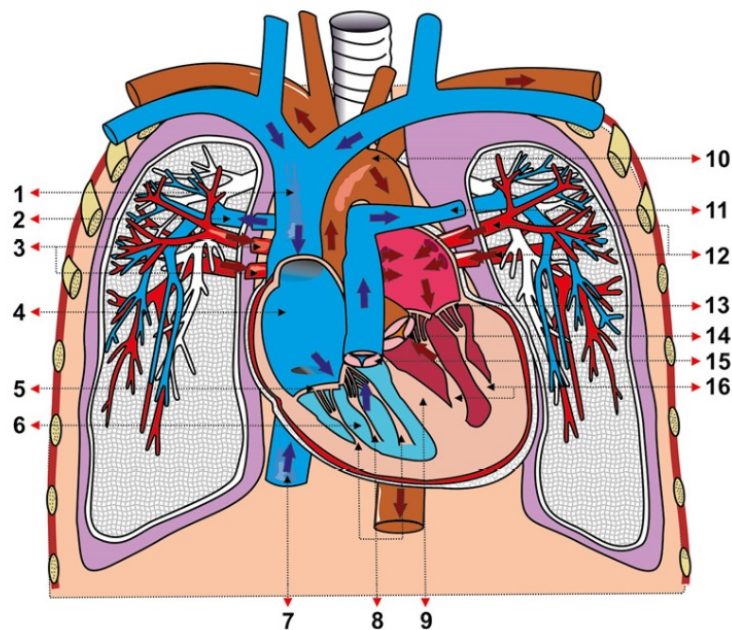
<sup>2</sup>plicnice – plicní tepna odvádějící odkysličenou krev do plic

<sup>3</sup>aorta – český srdečník je největší tepna v lidském těle, která odstupuje z levé komory

než té pravé, protože levá část srdce pumpuje krev pod vysokým tlakem do velkého krevního oběhu.

Odkysličená krev tedy přitéká do pravé síně horní a dolní dutou žílou. Z pravé síně se přes trojcípou chlopeň dostává do pravé komory. Z pravé komory odtéká krev přes pulmonální chlopeň do plicnice a jejími větvemi dále do plic. V plicním oběhu, neboli malém krevním oběhu, dochází k výměně krevních plynů. Z plic přitéká již okysličená krev čtyřmi plicními žilami do levé síně. Krev dále teče z levé síně přes mitrální chlopeň do levé komory. Skrz aortální chlopeň je z levé komory vypuzována krev do vzestupné aorty a jejími větvemi dále do celého těla (viz obr. 2.1). [2]

Přívod živin a kyslíku celé srdeční svalovině zajišťují věnčité tepny. Ty odstupují ze vzestupné aorty hned za aortální chlopní a dále se větví. [3]



Obrázek 2.1: Anatomie srdce

1 – horní dutá žíla, 2 – pravá větev plicnice, 3 – pravostranné plicní žíly, 4 – pravá síň, 5 – trikuspidální chlopeň, 6 – pravá komora, 7 – dolní dutá žíla, 8 – papilární svaly a závěsný aparát trikuspidální chlopně, 9 – mezikomorové septum, 10 – oblouk aorty, 11 – levá větev plicnice, 12 – levostranné plicní žíly, 13 – mitrální chlopeň, 14 – aortální chlopeň, 15 – chlopeň plicnice, 16 – papilární svaly a závěsný aparát mitrální chlopně (zdroj: [2])



## 2.2 Základy elektrofyzologie srdce

Srdce je charakterizováno především svou automacií a autonomií. Autonomie znamená, že je srdce schopné si vzruch a stahy generovat samo bez vnějšího ovlivnění. Automacií se rozumí střídání srdečního stahu (systoly) a srdeční relaxace (diastoly). Nervy, které přicházejí do srdce, mají pouze vliv na rychlost této automatické činnosti. Srdce je tedy schopno spontánní srdeční aktivity, která je vytvářena pacemakerovými buňkami<sup>4</sup>, které se spontánně depolarizují a repolarizují. Tyto spontánní elektrické signály jsou důležité k následné depolarizaci buněk pracovního myokardu, což vede k následné kontrakci celé srdeční svaloviny. [4]

### 2.2.1 Převodní systém srdeční

Tato struktura se skládá ze sinoatriálního (SA) uzlu, atrioventrikulárního (AV) uzlu, Hisova svazku, pravého Tawarova raménka, levého Tawarova raménka a Purkyňových vláken.

Hlavním a nejdůležitějším prvkem je SA uzel, který můžeme označit jako udavatele sinusového rytmu srdečních stahů. Nachází se v myokardu pravé síně u ústí horní duté žíly. Vznikají zde vzruchy s frekvencí cca 60–90 stahů za minutu.

Vzruch se dále rychle šíří do AV uzlu, který můžeme najít na pomezí síní a komor. AV uzel zajišťuje časové zpoždění mezi systolou síní a komor. Dochází tedy k jejich synchronizaci. AV uzel může také fungovat, při poškození SA uzlu, jako sekundární pacemaker a vytvářet tak tzv. junkční rytmus. Junkční rytmus má o něco nižší frekvenci než sinusový, a to 40–60 stahů za minutu.

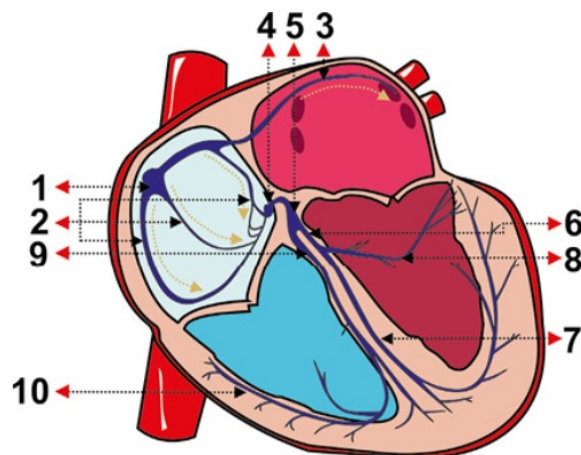
Z AV uzlu vystupuje Hisův svazek, který šíří vzruch do dalších částí převodního systému srdečního. Pomocí tohoto svazku se elektrický impuls šíří ze síní na komory.

Hisův svazek se dále větví na mezikomorovém septu na pravé a levé Tawarovo raménko. Pravé Tawarovo raménko vede vzruch k myokardu pravé komory a levé Tawarovo raménko vede vzruch k myokardu levé komory. Tawarova raménka se ještě dále větví na Purkyňova vlákna. Funkcí Tawarových ramének a Purkyňových

---

<sup>4</sup>pacemakerové buňky – buňky myokardu udávající srdeční rytmus

vláken je co nejrychleji rozšířit vzruch do myokardu obou komor a způsobit tak jejich svalovou kontrakci (viz obr. 2.2). [2]



Obrázek 2.2: Převodní systém srdeční

1 – sinoatriální uzel, 2 – šíření vzruchu z SA uzlu, 3 – Bachmanův svazek, 4 – AV uzel, 5 – Hisův svazek, 6 – levé Tawarovo raménko, 7 – levý zadní fascikl, 8 – levý přední fascikl, 9 – pravé Tawarovo raménko, 10 – Purkyňova vlákna

(zdroj: [2])

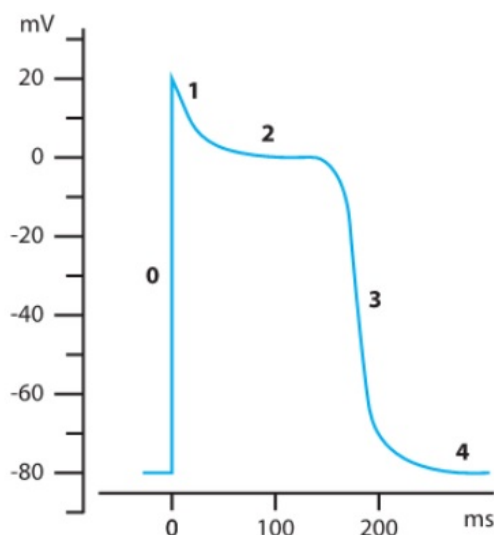
Aby mohl vůbec vzruch vzniknout, je velmi důležitým pojmem klidový membránový potenciál. Ten je dán nerovnoměrným rozložením iontů vně a uvnitř buňky a také vlastností buněčné membrány. Hlavními ionty, které se uplatňují při vzniku klidového membránového potenciálu, jsou draslíkový a sodíkový iont. Draslíkový iont se nachází v podstatně vyšší koncentraci uvnitř buňky a naopak sodíkový iont se nachází v podstatně vyšší koncentraci vně buňky. Klidový membránový potenciál srdeční buňky se pohybuje okolo  $-90 \text{ mV}^5$ . [5]

Podnětem z převodního systému srdečního vzniká akční potenciál. Dochází tedy k narušení a změně klidového membránového potenciálu z  $-90 \text{ mV}$  na cca  $-70 \text{ mV}$ . Při těchto hodnotách nastává jev zvaný depolarizace, kdy přes náhle otevřené sodíkové kanály začnou proudit sodíkové ionty dovnitř buňky dle koncentračního i elektrického gradientu. Po dosažení hodnot asi  $+15 \text{ mV}$  nastává fáze plató, která je velice

---

<sup>5</sup>mV – milivolt

dlouhá a po tuto dobu se udržuje kladná hodnota napětí (viz obr. 2.3). Poté se sodíkové kanály uzavřou a nastává jev nazývaný repolarizace. Při repolarizaci se otevřou opožděné draselné kanály a draselné ionty tak mohou po koncentračním spádu proudit z buňky ven dokud se zpátky nedosáhne hodnot klidového membránového potenciálu. [4]



Obrázek 2.3: Akční potenciál myokardu

0 – fáze depolarizace, 1 – fáze časná repolarizace, 2 – fáze plató, 3 – fáze následné repolarizace, 4 – fáze klidového membránového potenciálu (zdroj: [4])

## 2.2.2 Poruchy srdečního rytmu

Poruchy srdečního rytmu můžeme souhrnně označit také jako srdeční arytmie. Zahnují se sem všechny poruchy, při kterých dochází k narušení normální hodnoty srdeční frekvence. Ta činí 60–90 tepů za minutu. Vznikají na podkladě poruchy převodního systému srdečního, kdy se vzruchy špatně generují, špatně se převádí a šíří či jejich kombinací. Dále mohou vznikat z extrakardiálních<sup>6</sup> příčin jako např. nerovnováha minerálů, porucha sekrece hormonů či použití některých léků. [1]

<sup>6</sup>extrakardiální – mimosrdeční

### 2.2.2.1 Klasifikace arytmií a jejich mechanismy vzniku

Arytmie můžeme dělit do různých skupin. Můžeme je rozdělit podle srdeční frekvence na bradyarytmie a tachyarytmie. Bradyarytmie jsou charakterizovány sníženou srdeční frekvencí pod 60 tepů za minutu. Narozdíl od bradyarytmií dochází u tachyarytmií ke zvýšení srdeční frekvence nad 100 tepů za minutu. Dále lze arytmie rozdělit podle jejich místa vzniku na sinusové, supraventrikulární a komorové. Sinusové a supraventrikulární arytmie vznikají nad Hisovým svazkem, nejčastěji pak ve svalovině srdečních síní. Komorové arytmie vznikají naopak pod úrovní Hisova svazku ve svalovině srdečních komor. [1]

Všechny tyto arytmie vznikají na podkladě patofyziologických jevů, které následně vedou ke špatnému podráždění buněk převodního systému srdečního či poruchám vedení vzruchu. Mezi hlavní a základní mechanismy vzniku arytmií se řadí porucha automacie, spouštěnná aktivita, reentry a blokády.

Spontánní automacie je schopnost především SA uzlu, jako primárního centra automacie, udávat srdeční rytmus. Pokud ale dojde ke změně rychlosti depolarizace v SA uzlu nebo jiných buňkách převodního systému srdečního, může docházet ke vzniku arytmií. K tachyarytmiím dochází při zrychlení depolarizace buněk. Naopak bradykardie způsobuje zpomalená depolarizace. Dalšími centry, kde mohou vzruchy spontánně vznikat, mimo SA uzel, jsou AV uzel, Hisův svazek a Purkyňova vlákna. Pokud dojde ke vzniku vzruchu ve tkáni, která k tomu za normálních okolností není předurčena, mluvíme o abnormální automacii.

Spouštěnná aktivita neboli triggered aktivita vzniká v důsledku proběhnutí depolarizace ještě před úplným ukončením repolarizace. K této spontánní depolarizaci dochází díky kolísání membránového potenciálu. Jednoduše lze tedy říci, že vzruch je vyvoláván vzruchem předchozím. [6]

Nejčastějším mechanismem vzniku tachyarytmií je reentry. Reentry je charakterizováno kroužením vzruchu okolo fyzické překážky, která vznikla na podkladě morfologické či funkční změny části myokardu, nejčastěji pak např. jizva v srdeční svalovině. Překážka procházející vzruch zpomalí. Vzruch za sebou zanechává refrak-

terní<sup>7</sup> tkáň, kterou se snaží zpomalená vlna dosáhnout. Vlna depolarizace takto překážku obíhá, dokud nenarazí právě na tkáň v refrakterní fázi. Reentry má za následek vznik všech komorových a síňových flutterů<sup>8</sup>, tachykardií a fibrilací.

Blokády jsou poruchy vedení vzruchu, které se mohou vyskytovat kdekoli v převodním systému srdečním. Podle toho, kde se poruchy vyskytují, je rozdělujeme na SA blokády, AV blokády, raménkové a fascikulární blokády. [1] Nejčastějšími blokádami jsou AV blokády, které podle závažnosti dělíme na tři stupně: AV blokáda I. stupně, AV blokáda II. stupně, AV blokáda III. stupně. [4]

#### **2.2.2.2 Indikace pro léčbu kardiostimulačními systémy**

Jelikož je implantace kardiostimulačního či defibrilačního systému vážný chirurgický zákrok, měla by být implantace tohoto přístroje dostatečně opodstatněna. Pacienti musí splňovat určitá kritéria (např. věk, diagnóza nebo kvalita života), aby jim mohl být přístroj implantován a musí se vždy zvážit všechny výhody a nevýhody zákroku. Tato kritéria dělíme na primárně a sekundárně preventivní.

Primárně preventivní kritéria se vztahují na rizikové pacienty, u kterých je určitá pravděpodobnost rozvinutí arytmií či srdečních poruch, které budou následně implantaci vyžadovat. U těchto pacientů není před implantací přesně diagnostikována arytmie a je snaha pouze předejít vážným následkům, které by po arytmiické příhodě (např. komorové fibrilaci) mohly nastat.

Pacienti, kteří splňují sekundární preventivní kritéria, si již v životě nějakou arytmiickou příhodou prošli. Cílem implantace je tedy předejít příhodě další.

Indikací k léčbě kardiostimulátory jsou například AV či raménkové blokády, syndrom chorého sinu (sick sinus syndrome), syndrom spánkové apnoe nebo nízký srdeční výdej s bradykardií. Kritériem pro léčbu ICD je například oběhová zástava, která vznikla v důsledku komorové fibrilace nebo tachykardie. Naopak kontraindikací k implantaci ICD jsou komorové tachykardie či fibrilace, které vznikly jako důsledek přechodných či vratných příčin. [1]

---

<sup>7</sup>refrakterní – doba, po kterou nelze vyvolat další vzruch

<sup>8</sup>flutter – kmitání

## 3 Kardiostimulační technika

Srdeční patologie, které jsem již zmiňovala v kapitole 2.2.2, by v dnešní době mohly vést k významné úmrtnosti. Jednou z neúčinnějších a nyní už i nejpoužívanějších terapií je právě použití kardiostimulační techniky. Kardiostimulátory a implantační kardioverter–defibrilátory již významně zlepšily a prodloužily život milionům pacientů. Právě o těchto přístrojích pojednává tato kapitola. [7]

Tyto zdravotnická zařízení, kardiostimulátory či kardioverter–defibrilátory, se zpravidla skládají z vlastního přístroje a elektrod. Vlastní přístroj se ukládá do kardiochirurgem připravené kapsy přes velký prsní sval pod klíční kostí. Elektrody bývají jedna, dvě nebo tři a jejich počet se určuje podle diagnózy pacienta. [1] Elektrody se zavádí transvenózně<sup>9</sup> přes podklíčkovou žílu v lokální anestezii. [8] Dále existují elektrody epikardiální<sup>10</sup>, které vyžadují hrudní chirurgii. Používají se pouze v případech, že neexistuje žádný žilní přístup. [9]

### 3.1 Rozdělení kardiostimulační techniky

Základní rozdělení kardiostimulační techniky je na implantabilní kardiostimulátory a implantabilní kardioverter–defibrilátory. Dále se tyto jednotlivé přístroje dělí podle typu stimulace na jednodutinové, dvoudutinové a biventrikulární<sup>11</sup>. [1]

---

<sup>9</sup>transvenózní – přes žílu

<sup>10</sup>epikardiální – na povrchu srdce

<sup>11</sup>biventrikulární – dvoukomorový, týkající se obou komor

### 3.1.1 Implantabilní kardiostimulátory

Implantabilní kardiostimulátory neboli pacemakery jsou přístroje, které se používají především k léčbě bradyarytmií. Kardiostimulátor můžeme označit za jakýsi generátor elektrických impulsů, které následně vyvolají stah srdeční svaloviny. [8] Kardiostimulátory dále můžeme rozdělit na jednodutinové, dvoudutinové a biventrikulární.

Jednodutinové přístroje, jak již název napovídá, stimulují pouze jeden srdeční oddíl. Zavedena je tedy pouze jedna elektroda, která se připevňuje buď do pravé síně, nebo do pravé komory, podle potřeby a diagnózy pacienta. [2] Přístroj dokáže snímat vlastní srdeční aktivitu a při přítomnosti vlastní depolarizace inhibuje stimulaci. Naopak, pokud depolarizaci nezaznamená, dojde k okamžité stimulaci. [10]

Dvě elektrody se zavádí v případě dvoudutinových kardiostimulátorů do pravé síně a do pravé komory. Důvodem, proč se elektrody zavádí do pravé části srdce, je riziko vzniku trombu<sup>12</sup> na některé z elektrod. [2] Při tomto typu stimulace dochází ke stimulaci síní a v nepřítomnosti vlastní komorové události se po určitém zpoždění spustí i stimulace komor. Tento typ kardiostimulátoru se používá při blokáдах AV uzlu. [10]

Při léčbě dyssynchronie<sup>13</sup> komor se využívají biventrikulární kardiostimulátory. Zavedeny jsou tři elektrody. První dvě jsou zavedeny do pravé síně a pravé komory jako u dvoudutinového přístroje. Třetí elektroda je zavedena přes koronární sinus<sup>14</sup> do jedné jeho větve na levou komoru. [9] Implantace třetí elektrody bývá o dost náročnější než dvou předchozích elektrod. Tuto léčbu nazýváme též jako resynchronizační terapii, při které je snaha o synchronizaci pravé a levé komory. [8]

### 3.1.2 Implantabilní kardioverter–defibrilátory

ICD neboli implantabilní kardioverter–defibrilátory jsou zařízení implantované do těla při ohrožení pacienta komorovými tachykardiemi či komorovou fibrilací. Tento

---

<sup>12</sup>trombus – sraženina

<sup>13</sup>dyssynchronie – porucha synchronizace

<sup>14</sup>koronární sinus – žilní struktura, do které žíly odvádí krev z myokardu

přístroj je určen k defibrilaci srdce pomocí vysokonapěťových výbojů, kterými je snaha zrušit právě maligní<sup>15</sup> tachyarytmie. Současné ICD přístroje obsahují i klasický kardiostimulátor pro bradykardickou stimulaci. [11]

Tak jako kardiostimulátory, můžeme i implantabilní defibrilátory rozdělit podle počtu použitých elektrod na jednodutinové, dvoudutinové a biventrikulární. U jednodutinových se používá elektroda jedna, u dvoudutinových dvě a u biventrikulárních tři, jak jsem zmiňovala v předchozí kapitole 3.1.1. [1]

Na defibrilační elektrodě, která je většinou zavedena do pravé komory, je těsně u hrotu elektrody cívka. Právě mezi touto cívkou a pouzdem defibrilátoru probíhá výboj. [2]

Funkce ICD je založena na principu stupňované terapie, což znamená, že pokud přístroj rozpozná tachyarytmii, nepodává defibrilační výboj ihned, ale pokouší se nejdříve o stimulaci, kterou označujeme jako antitachykardickou. Pokud tedy zařízení rozpozná patologii, aplikuje nejdříve krátkou a rychlou sérii (asi 6–12) stimulů do komory. Jestliže antitachykardická stimulace není úspěšná, zkusí přístroj podat stejnosměrný nízkenergetický výboj o velikosti 0,5–10 J<sup>16</sup>. Pokud i přes tuto snahu o ukončení patologie není přístroj úspěšný, podá defibrilátor vysokoenergetický výboj o velikosti 10–35 J. Použití nejdříve antitachykardické stimulace má svůj opodstatněný význam. Některé komorové tachykardie se dají zrušit právě pouze stimulací, která je narozdíl od defibrilačního výboje nebolestivá a také šetří baterii přístroje. [8]

## 3.2 Princip elektrické kardiostimulace

Hlavním principem elektrické stimulace je vytvoření elektrického pole mezi elektrodou a okolní srdeční tkání. Dochází k tomu pomocí elektrického stimulačního pulzu z přístroje. Ten následně při průchodu srdeční tkání depolarizuje její buňky a akční potenciál se šíří tkání dále. [1] Existují dva typy stimulace: bipolární a unipolární. Při bipolární stimulaci dochází k rozdílu potenciálu mezi hrotem elektrody (kato-

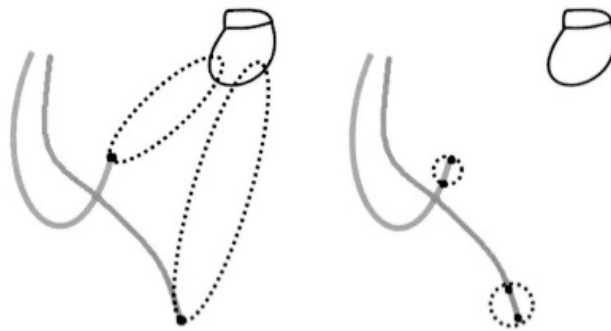
---

<sup>15</sup>maligní – zhoubný, život ohrožující

<sup>16</sup>J – Joule, jednotka energie



dou) a proximálním prstencem (anodou). Při unipolární stimulaci je proud dodáván mezi špičkou elektrody (katodou) a pouzdrem přístroje (anodou) (viz obr. 3.1). [10]

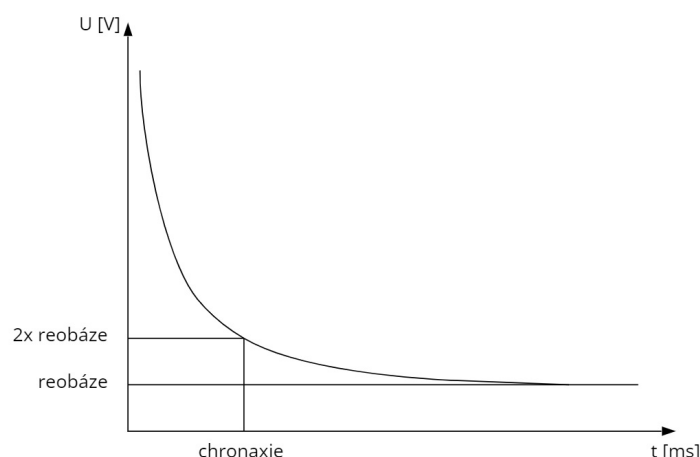


Obrázek 3.1: Unipolární a bipolární stimulace

(zdroj: [1])

Základní mechanismy pro elektrickou stimulaci buňky myokardu jsou určeny její membránou. Stimulační impuls tedy generuje elektrické pole, které způsobí pokles základního klidového membránového potenciálu z hodnoty  $-90$  mV na cca  $-70$  mV (viz kapitola 2.2.1). V důsledku toho se otevírají další sodíkové kanály, dokud není dosaženo prahového potenciálu a není zahájena depolarizace buňky. Minimální množství energie potřebné pro tento celý proces se nazývá stimulační práh, který závisí na mnoha faktorech a to např. na povrchu a materiálu elektrody, stavem a uspořádáním vláken srdeční tkáně, vzdálenosti stimulačních pólů elektrody od stimulované tkáně atd.

Ke stimulaci se nejčastěji používají obdélníkové impulsy, u kterých měníme amplitudu (hodnotu stimulačního proudu) a jejich šířku (dobu trvání). Vztah mezi stimulačním proudem a trváním impulsu je popsán pomocí tzv. Hoorwegovy–Weissovy křivky obsahující dva důležité pojmy: reobáze a chronaxie. [1]



Obrázek 3.2: Hoorwegova-Weissova křivka  
(zdroj: autor)

Podle obrázku 3.2 můžeme tedy určit, co tyto pojmy znamenají. Reobáze nám udává minimální hodnotu proudu, která ještě vyvolá vznik AP<sup>17</sup> a je nezávislá na šířce daného impulsu. Chronaxií je označována nejkratší délka impulsu na dvojnásobku hodnoty reobáze potřebná ke vzniku AP. Reobáze je tedy specifikována z hlediska amplitudy a chronaxie zase z hlediska času. [7]

### 3.2.1 Kardiostimulační režimy

Pro identifikaci kardiostimulačního režimu se používají kódy, které obsahují čtyři až pět písmen. Tyto kódy se označují zkratkou NASPE/BPEG. První písmeno nám udává část stimulovaného srdečního oddílu, tedy A pro síň, V pro komoru nebo D pro duální (síň + komora). Druhé písmeno naopak označuje srdeční oddíl, ve kterém se snímá. Označení písmeny je stejné jako u prvního písmene. Třetí písmeno označuje jak se přístroj zachová při zaznamenání vlastní srdeční aktivity. Zde se používají písmena T, I a D. T je zkratkou pro triggered neboli spouštění a znamená to, že i při detekování vlastní srdeční aktivity reaguje impulsem. Naopak I je zkratkou pro inhibici a pokud přístroj zaznamená vlastní aktivitu, nebude impuls přístrojem vydán. D je opět zkratka pro duální, tedy přístroj dokáže reagovat jak spouštěním, tak

<sup>17</sup>AP – akční potenciál

inhibicí. Čtvrté písmeno je dáno reakcí na fyzickou zátěž a označuje se písmenem R. Pokud tedy pacient zvýší svou fyzickou zátěž, přístroj se jí dokáže přizpůsobit. [2] Poslední páté písmeno označuje vícemístnou stimulaci a zda je použita v síni A, v komoře V nebo v obou D. Též se používá na jakékoliv pozici označení číslem 0, které označuje, že se nic neděje nebo není určeno místo stimulace/snímání.

Nejčastějšími režimy pro jednodutinovou stimulaci jsou AAI a VVI, při kterých dochází ke snímání a stimulaci ve stejném srdečním oddílu (síně u AAI nebo komora u VVI) a při detekování vlastní srdeční aktivity inhibuje vyslání stimulu.

U dvoudutinových přístrojů pak mezi nejvýznamější patří režimy DDI a DDD. Při těchto režimech logicky dochází ke snímání a stimulaci v obou srdečních oddílech (síně i komoře) a liší se akorát v odezvě na snímání vlastní srdeční aktivity. [8]

### 3.3 Konstrukce přístrojů a použité materiály

Hlavními komponenty přístroje jsou pouzdro a hlavice. Uvnitř pouzdra nalezneme generátor pulzů, baterii, elektrické obvody a v případě ICD přístroje pak i jeden nebo dva kondenzátory. Všechny použité materiály, které přichází do kontaktu s lidskou tkání, musí splňovat vysoké požadavky na sterilitu a biokompatibilitu.

Na materiály zvolené pro konstrukci pouzdra implantabilních přístrojů jsou kladeny vysoké požadavky. Nejvíce preferovaným materiálem je titan či jeho slitiny a to především pro jeho pevnost, zdravotní nezávadnost, biokompatibilitu a nereaktivitu v organismu. Kovové pouzdro chrání baterii a elektrické obvody uvnitř přístroje před korozivními účinky tělních tekutin a vnějším působením elektromagnetických polí. Důležité je též zmínit, že pouzdro přístroje musí být hermeticky uzavřeno.

Hlavice, která obsahuje konektory pro připevnění implantovaných elektrod, bývá z čirého materiálu a to nejčastěji z PMMA<sup>18</sup> materiálu (pryskyřice či akrylátového skla). Správné spojení s elektrodou, lze díky tomuto, vizuálně ověřit i během implantace. Pokud je použito méně elektrod než je v hlavice portů pro připevnění, je neaktivní port utěsněn silikonovou zátkou. [11] Elektroda je do hlavice připev-

---

<sup>18</sup>PMMA – Polymethylmethakrylát

něna speciálními šrouby, které jsou dotahovány momentovým šroubovákem. Tímto dotažením a utěsněním je dosažena vodotěsnost. [1]

Lithium–jodová baterie používána v kardiostimulátorech má napětí okolo 3 V a je navržena tak, aby poskytovala nízké hodnoty proudu (asi okolo 10  $\mu\text{A}$ ) po dlouhou dobu. Zatímco baterie ICD přístroje musí mimo jiné též poskytovat velmi vysoké impulsy (typicky 2 A) k nabití kondenzátoru pro defibrilaci. [11] Životnost baterie závisí především na použitém režimu stimulace, na počtu podaných stimulačních impulsů a u ICD přístroje na počtu podaných defibrilačních výbojů. Pokud dojde k vybití baterie, je nutné implantovat přístroj nový. [1]

Další důležitou součástí ICD přístrojů jsou vysokonapěťové kondenzátory. Větší na přístrojů je vybavena dvěma vysokonapěťovými kondenzátory a to hlavně z toho důvodu, kdyby došlo k poškození jednoho z nich. Kondenzátory jsou vytvořeny tak, aby byly schopny nabíjení na přibližně 400 V. [11]

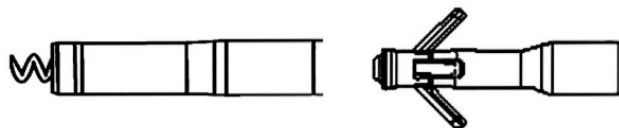
### 3.4 Elektrody

Jedná se o izolovaný vodič, kterým se převádí elektrický impuls z přístroje do příslušné části myokardu. Tak jako konstrukce samotného přístroje musí i elektrody splňovat podmínku biokompatibility a zdravotní nezávadnosti. [8]

Jak již bylo v kapitole 3 naznačeno, máme různé typy elektrod podle toho, jak se implantují. Existují elektrody epikardiální, které se zavádí pouze v případě, že není možné elektrody zavést jinak. Přišívají se nebo šroubují přímo na epikard a proto je připevnění nutné provést na kardiochirurgickém sále. V dnešní době se ale výhradně implantují elektrody intrakardiální a to přes podklíčkovou nebo cefalickou žílu. [12] Hlavními částmi elektrody jsou konektory, vodiče a jejich izolace, stimulační a defibrilační póly a nějaký fixační mechanismus, kterým se elektroda připevní do myokardu. Izolační materiály oddělují kabely vodičů a hroty na konci elektrody. [10]

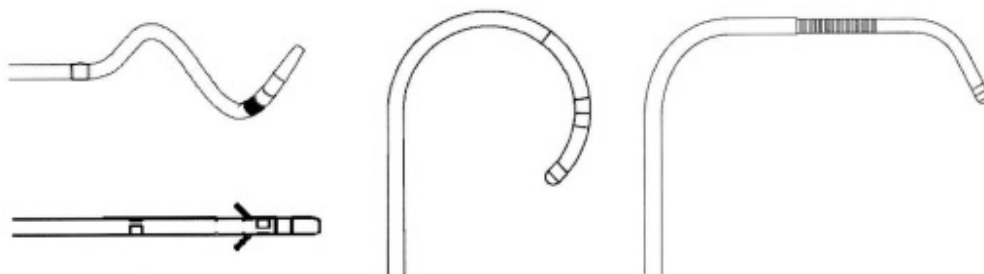
Fixační mechanismy elektrod rozdělujeme na pasivní, aktivní a levokomorové fixace. Pasivní fixace spočívá v zavedení elektrody a jejího následného zakotvení

v trámčíně<sup>19</sup> síně či komory. Dalším typem je fixace aktivní, při které se konec elektrody zašroubovává do myokardu jako šroub (viz obr. 3.3). Zašroubovávání probíhá pomocí speciálního kolíčku na druhém konci elektrody. [1]



Obrázek 3.3: Aktivní (vlevo) a pasivní (vpravo) fixace  
(zdroj: [1])

Posledním typem fixace je speciální levokomorová fixace při implantaci třetí elektrody u biventrikulárního typu přístroje. Jelikož se tato elektroda zavádí do jedné z větví koronárního sinu, není možné elektrodu zafixovat výše zmíněnými mechanismy. Principem této fixace je zaklínění elektrody díky jejímu tvaru (viz obr. 3.4). Elektrody jsou buď speciálně zahnuté, nebo mají jakési malé zobáčky, díky kterým se zapřou o stěnu cévy a tím, že vyvíjejí na stěnu tlak, drží na svém místě. [1]



Obrázek 3.4: Různé typy fixace levokomorové elektrody  
(zdroj: [1])

<sup>19</sup>trámčina – vláknitá síť srdeční tkáně

## 4 Elektromagnetická kompatibilita

Elektromagnetická kompatibilita (EMC) je schopností elektronického zařízení správně fungovat v určitém elektromagnetickém prostředí, nebýt jím ovlivňováno a zároveň nebýt zdrojem elektromagnetického rušení. Elektromagnetická kompatibilita zahrnuje důležitý pojem elektromagnetická interference (EMI), která je v dnešní době problémem v rušení elektronických zařízení, včetně implantabilní techniky. [13]

Počet pacientů se srdečními implantabilními elektronickými zařízeními (CIED), jako jsou již zmíněné kardiostimulátory a implantabilní kardioverter-defibrilátory, dramaticky roste. S tímto nárůstem počtu pacientů s těmito přístroji je spojeno též rozšíření technologií, které vysílají elektromagnetické signály, které mohou potenciálně rušit funkci CIED. Toto elektromagnetické rušení označujeme odborně jako elektromagnetickou interferenci (EMI). [14] Problémy s EMI především narůstají s rozšiřováním mobilních a bezdrátových komunikačních systémů či s počítačovými sítěmi. [15]

Elektromagnetická pole jsou pole, která vznikají vzájemnou kombinací elektrických a magnetických polí, které určitý objekt vyzařuje. Částice elektrických a magnetických sil na sebe vzájemně působí. [16] A to tak, že dochází k symetrickému jevu, při kterém změna magnetického pole následně vyvolá vznik indukovaného elektrického pole a naopak. [17] K EMI pak dochází, když signály ze zmíněného elektromagnetického pole dočasně ruší zamýšlený provoz implantovaného zařízení. [16]

Zarušení přístroje vede k jeho špatné funkci, která následně může ovlivnit a ohrozit život pacienta. Rizika závisí na mnoha faktorech a nelze je úplně předvídat. I přes všechny SW a HW mechanismy, které brání kardiostimulátory a kardioverter-defibrilátory před rušivými signály, lze rizika pro pacienty minimalizovat, ale ne zcela

odstranit. [18]

## 4.1 Základní pojmy

Za největšího průkopníka teorie elektromagnetického pole je považován J. C. Maxwell, který díky svým rovnicím vysvětluje všechny jevy, které v tomto poli nastávají.

Elektrické pole, které nacházíme v okolí elektricky nabitých částic, je charakterizováno těmito veličinami – elektrický náboj  $Q$ , elektrická indukce  $\mathbf{D}$  a intenzita elektrického pole  $\mathbf{E}$ . Elektrický náboj  $Q$  je skalární veličinou jejíž jednotkou je coulomb. Hodnota elementárního náboje odpovídá  $e \approx 1,602 \cdot 10^{-19}$  C. [17] Elektrická indukce  $D$  je definována jako náboj na plochu a narozdíl od elektrické intenzity není závislá na prostředí. Jednotkou elektrické indukce je coulomb na metr čtvereční ( $C \cdot m^{-2}$ ). [19] Intenzita elektrického pole je vektorová veličina, která je charakterizována jako působení elektrické síly  $F_e$  na bodový náboj  $Q$  (viz rovnice 4.1). Jednotkou je newton na coulomb ( $N \cdot C^{-1}$ ) ale častěji se používá jednotka volt na metr ( $V \cdot m^{-1}$ ). [17]

$$E = \frac{F_e}{Q} \quad [V \cdot m^{-1}] \quad (4.1)$$

Obdobně popisujeme i pole magnetické a to především veličinami – magnetická indukce  $\mathbf{B}$ , intenzita magnetického pole  $\mathbf{H}$  a magnetický indukční tok  $\Phi$ . Magnetická indukce se stejně (jako elektrická intenzita) vyjádří jako působení síly, tentokrát magnetické  $F_m$ , na vodič délky  $l$ , kterým protéká proud  $I$  (viz rovnice 4.2). Úhel  $\alpha$  je úhel, který svírá vodič s magnetickými indukčními čarami. Jednotkou magnetické indukce je tesla (T). [17]

$$B = \frac{F_m}{I \cdot l \cdot \sin\alpha} \quad [T] \quad (4.2)$$

Magnetický indukční tok má blízký vztah s magnetickou indukcí (viz rovnice 4.3). Značí se  $\Phi$  a jeho jednotkou je weber (Wb). [17]

$$\Phi = BS \quad [Wb] \quad (4.3)$$

Všechny tyto veličiny se objevují ve čtyřech Maxwellových rovnicích. [17]

### 4.1.1 Maxwellovy rovnice

Elektromagnetické pole je popsáno čtyřmi Maxwellovými rovnicemi a dvěma materiálovými rovnicemi, které budou v této kapitole rozebrány a vysvětleny. Maxwellovy rovnice se dají popsat jak v diferenciálním, tak i v integrálním tvaru (viz tabulka 4.1).

Tabulka 4.1: Maxwellovy rovnice v diferenciálním a integrálním tvaru (podle: [20])

	Diferenciální tvar	Integrální tvar
1. Maxwellova rovnice	$rot\mathbf{H} = \mathbf{J} + \frac{\partial\mathbf{D}}{\partial t}$	$\oint_C \mathbf{H}d\mathbf{l} = I + \frac{d\Psi}{dt}$
2. Maxwellova rovnice	$rot\mathbf{E} = -\frac{\partial\mathbf{B}}{\partial t}$	$\oint_C \mathbf{E}d\mathbf{l} = -\frac{d\Phi}{dt}$
3. Maxwellova rovnice	$div\mathbf{D} = \rho$	$\oint_S \mathbf{D}d\mathbf{S} = Q$
4. Maxwellova rovnice	$div\mathbf{B} = 0$	$\oint_S \mathbf{B}d\mathbf{S} = 0$

Ještě než budou samotné Maxwellovy rovnice rozebrány, je potřeba vysvětlit pár pojmů, bez kterých není možno tyto rovnice pochopit. Jedná se o matematické operátory, které jsou v rovnicích použity: divergence (*div*) a rotace (*rot*). Operátor nabla  $\nabla$  je základním operátorem, který se v operátorech rotace a divergence používá. Tento operátor udává, jak moc rychle se mění hodnoty pole v určitém bodě a díky němu je skalární pole převáděno na pole vektorové. Operátor zvaný divergence je vyjádřen jako skalární součin právě operátoru nabla a daného elektrického či magnetického pole (vektorová veličina). [21] Pomocí operátoru divergence je vektorové pole převáděno na pole skalární, které reprezentuje určitou veličinu a udává tok tohoto vektorového pole v jeho daném bodě. Pokud je tento tok v daném místě kladný, nazýváme ho zřídlem pole a pokud je naopak tok záporný, nazýváme ho norou. Pojmy zřídlo a nora reprezentují, zda v tomto místě siločáry mají počátek či konec. [22] Rotace je též kombinací operátoru nabla a nějakého pole, tentokrát ale jejich vektorovým součinem. Pomocí operátoru rotace dostáváme z vektorového



pole též pole vektorové. [21] Pokud nastává, že rotace je v určitém bodě nenulová, je tento bod označován jako vír pole. Hodnota velikosti rotace pak udává její směr a rychlost. [22] Nyní mohou být Maxwellovy rovnice postupně rozebrány.

První Maxwellova rovnice je označována jako zákon celkového proudu nebo též jako zobecněný Ampérův zákon. Její diferenciální tvar rovnice (viz tabulka 4.1) může být interpretován jako: Rotace magnetického pole vznikne tam, kde teče elektrický proud a nebo tam, kde se mění elektrické pole v čase. Z této rovnice tedy plyne, že tam, kde teče proud, vzniká magnetické pole. Písmeno  $\mathbf{J}$  označuje proudovou hustotu. Proudová hustota je definována pomocí Ohmova zákona v diferenciálním tvaru (viz rovnice 4.4). Písmeno  $\gamma$  je v tomto případě vodivost jednotlivých tkání. [23]

$$\mathbf{J} = \gamma \mathbf{E} \quad [A \cdot m^{-2}] \quad (4.4)$$

Druhá Maxwellova rovnice popisuje zákon elektromagnetické indukce neboli Faradayův indukční zákon. U této rovnice je důležité podívat se na oba dva tvary jak diferenciální, tak integrální. Diferenciální tvar rovnice (viz tabulka 4.1) interpretuje to, že rotace elektrického pole vznikne všude tam, kde se mění magnetické pole s časem. Znaménko mínus označuje směr rotace elektrického pole, který bude opačný než změna magnetického pole (to je popsáno Lenzovým zákonem). [23]

$$rot \mathbf{E} = -\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t} \quad [V \cdot m^{-1}] \quad (4.5)$$

Rovnice 4.6 definuje rovnici 4.5 v integrálním tvaru, kde písmeno  $C$  označuje orientovanou uzavřenou křivku, která obepíná plochu  $S$ , v našem případě nějakou část těla. [23]

$$\oint_C \mathbf{E} dl = -\frac{d\Phi}{dt} \quad [V] \quad (4.6)$$

Třetí Maxwellova rovnice (viz tabulka 4.1) též nazývána jako Gaussův zákon elektrostatiky nám popisuje vztah mezi nábojem a elektrickým polem. A říká, že siločáry elektrické indukce  $\mathbf{D}$  vznikají nebo zanikají tam, kde máme elektrický náboj  $Q$ . Tento náboj je dán jako integrál hustoty náboje  $\rho$  podle objemu  $V$  (viz rov-

nice 4.7). [23]

$$Q = \int_V \rho dV \quad [C] \quad (4.7)$$

Pokud je tok v nějakém místě pole nenulový, určuje nám diferenciální tvar třetí Maxwellovy rovnice, kde jsou zřídla a nory pole. Tam, kde bude hustota náboje rovna 0, bude pole pouze procházet. [23]

Poslední, tedy čtvrtá, Maxwellova rovnice je Gaussovou větou magnetostatiky. Jak uvádí Feynman ve své knize:

*„Protože neexistují magnetické náboje, bude tok B libovolnou uzavřenou plochou vždy nulový.“* [21]

Materiálové vztahy charakterizují prostředí elektromagnetického pole. Pomocí těchto rovnic je možné přepočítat intenzitu elektrického či magnetického pole, díky permitivitě a permeabilitě, na elektrickou či magnetickou indukci (viz rovnice 4.8 a rovnice 4.9). [24]

$$\mathbf{D} = \varepsilon \cdot \mathbf{E} \quad [C \cdot m^{-2}] \quad (4.8)$$

Absolutní permitivita prostředí  $\varepsilon$  se vypočítá jako  $\varepsilon = \varepsilon_r \cdot \varepsilon_0$ , kde  $\varepsilon_r$  značí relativní permitivitu a  $\varepsilon_0$  permitivitu vakua, jejíž hodnota je  $\varepsilon_0 = 8,86 \cdot 10^{-12} F \cdot m^{-1}$ . [24]

$$\mathbf{B} = \mu \cdot \mathbf{H} \quad [T] \quad (4.9)$$

Vztahem  $\mu = \mu_r \cdot \mu_0$  je definována absolutní permeabilita materiálu  $\mu$ , kde  $\mu_r$  je relativní permeabilita a  $\mu_0$  permeabilita vakua rovna  $\mu_0 = 4\pi \cdot 10^{-7} H \cdot m^{-1}$ . [24]

## 4.2 Možné rušivé signály a jejich zdroje

Zdroje EMI lze klasifikovat podle typu a frekvence emitované energie, ale praktičtější je rozdělit EMI na rušení od lékařských a nelékařských zdrojů.

Mezi hlavní nelékařské zdroje řadíme mobilní telefony, obloukové svářečky, vysílače, radary, elektrické nářadí, letištní detekční zařízení, systém elektronické ochrany zboží (EAS) atd. Obecně platí, že běžné domácí spotřebiče, jako jsou mikrovlnné

trouby nebo televize, s implantabilními přístroji nereagují. Co se mobilních telefonů týče, jedná se o elektroniku, která je dnes všudypřítomnou součástí našeho každodenního života. Lékaři proto raději doporučují nenosit mobilní telefon v náprsní kapse a používat jej na druhé straně, než je implantovaný přístroj. Průmyslová zařízení, jako jsou obloukové svářečky či stroje ve výrobě, mohou potenciálně interagovat s CIED, ale mohou být často využívána, pokud jsou dodržována speciální opatření. [14]

Elektromagnetická interference produkovaná lékařským zařízením může interagovat s již zmíněnými implantovanými srdečními zařízeními (kardiostimulátory a implantovatelné kardiovertery-defibrilátory). Nejčastěji pozorovaná interakce je na operačním sále s elektrochirurgií. Elektrochirurgie využívá plazmové oblouky generované střídavým proudem v radiofrekvenčním rozsahu 100–5000 kHz k řezání nebo koagulaci<sup>20</sup> tkáně. Jestli bude elektrochirurgický zákrok implantovaný přístroj ovlivňovat, závisí především na tom, zda byla použita monopolární či bipolární konfigurace. U monopolární konfigurace je proud dodáván mezi koncem kauterizačního/koagulačního nástroje a neutrální elektrodou umístěné nejčastěji pod pacientem. Při bipolární konfiguraci je elektrická energie dodávána mezi dvěma elektrodami na špičce chirurgického nástroje. Z toho vyplývá, že při použití bipolární konfigurace je zasažena menší část plochy a nedochází tak k interakci s CIED. U procedur v horní části těla, kde existuje vyšší pravděpodobnost interakce EMI a CIED, je rozumnou možností inaktivovat ICD buď přeprogramováním, nebo aplikací magnetu. U stimulačních systémů bude nejlepší volba záviset především na tom, zda je pacient závislý na kardiostimulátoru či nikoli. U těch pacientů, kteří nejsou závislí na kardiostimulátoru, často nejsou nutné žádné programovací změny. U pacientů závislých na přístroji se pak programuje na dobu zákroku asynchronní stimulace či také použití magnetu. [25]

Riziko interakce závisí na řadě faktorů a to především na vzdálenosti přístroje od zdroje EM rušení, kdy jeho intenzita klesá s kvadrátem vzdálenosti. Dále závisí na době interakce s EM polem, intenzitě elektromagnetického pole a jeho frekven-

---

<sup>20</sup>koagulace – srážení

ci. [24] Podle frekvence lze rozdělit zdroje na radiofrekvenční vlny a mikrovlny. Radiofrekvenční vlny dosahují frekvencí přibližně od 0,1 Hz do 100 MHz a vyskytují se u zdrojů elektrické energie, rozhlasových a televizních vysílačů či elektrokauterizace. Mikrovlny jsou vlny na frekvencích od 100 MHz až do cca 2 GHz a používají se u radarových vysílačů, mobilních telefonů nebo mikrovlnných troub. [26] Nejvyšší riziko přinášejí podle různých studií frekvence radiofrekvenčního pásma, tedy nízké frekvence, okolo desítek až stovek kHz. Tyto frekvence mají za následek rušení přístroje. Vyšší frekvence okolo jednotek až desítek MHz mohou s přístroji interagovat, ale je to méně pravděpodobné. Nejnižší (až skoro žádný) účinek mají ultra vysoké frekvence v řádech stovek MHz a jednotek GHz, kdy tyto frekvence mají na tkáň především tepelný účinek. [27]

#### **4.2.1 Vliv signálů na kardiostimulační techniku**

Odezvy přístroje na EMI budou záviset především na typu interakce, typu zařízení a charakteristikách pacienta. Všechny přístroje již obsahují algoritmy pro detekci šumu, které důsledky EMI minimalizují.

U pacientů s kardiostimulátory může EMI způsobit přechod přístroje do režimu asynchronní stimulace. To znamená, že přístroj je naprogramovaný a bezhlavě stimuluje i přes vlastní srdeční aktivitu, což může způsobit například palpitace či zvýšení srdečního tepu a vzácně i iniciaci arytmií. Pokud algoritmus šumu není aktivován, EMI by mohlo být detekováno a nesprávně interpretováno jako vlastní aktivita a mohlo by vést k inhibici stimulace. U pacienta závislého na kardiostimulátoru by to mohlo vést k asystolii, zpomalení srdeční frekvence nebo způsobit závratě.

U pacienta s ICD by nevhodné snímání EMI mohlo vést k chybné identifikaci komorové arytmiie, která by vyžadovala antitachykardickou terapii, jako je stimulace nebo aplikace výboje. [14]

Dále může docházet k ohřívání implantovaného přístroje a tedy i následnému ohřívání okolní tkáň. Ohřev nemusí nastat jen u kovového těla přístroje, ale taktéž může dojít k ohřevu zapojených kardiostimulačních elektrod. [1]

## 4.3 Technická normalizace

Technické normy jsou dokumentované odborné předpisy, které určují, aby uváděné výrobky a materiály, ze kterých jsou zhotoveny, splňovaly to, k čemu jsou určeny. Tyto normy mají pouze informativní a doporučovací charakter a jsou zcela dobrovolné. Jedním z nejhlavnějších legislativních dokumentů, který vymezuje pojmy pro implantabilní zdravotnické prostředky, je nařízení Evropského parlamentu a Rady (EU) 2017/745 ze dne 5. dubna 2017. Dále je důležité zmínit základní normy přímo pro kardiostimulační techniku, vycházejících z evropských norem řady EN 45502. [1] Tyto normy jsou:

- ČSN EN 45502–1 ED.2 Chirurgické implantáty – Aktivní implantabilní zdravotnické prostředky – Část 1: Obecné požadavky na bezpečnost, značení a na informace poskytované výrobcem
- ČSN EN 45502–2–1 Aktivní implantabilní zdravotnické prostředky – Část 2–1: Zvláštní požadavky na aktivní implantabilní zdravotnické prostředky určené pro léčbu bradyarytmií (kardiostimulátory)
- ČSN EN 45502–2–2 Aktivní implantabilní zdravotnické prostředky – Část 2–2: Zvláštní požadavky na aktivní implantabilní zdravotnické prostředky určené pro léčbu tachyarytmie (včetně implantabilních defibrilátorů)

Normy 45502 specifikují vlastnosti implantabilních zdravotnických přístrojů. Taktéž doporučují ověřování přístrojů měřením charakteristik, jejich značení a ochranu před nežádoucími stavy. Všechny tyto úkony jsou velmi důležité pro správnou funkci přístroje a prevenci před nežádoucími účinky vnějšího okolí na přístroj či samotného přístroje na pacienta. [28] A jelikož je v této práci rozebírána i elektromagnetická interference, bylo by vhodné zmínit i normu, která se tímto tématem zabývá. Jedná se o normu:

- ČSN EN 60601–1–2 ED.3 Zdravotnické elektrické přístroje – Část 1–2: Obecné požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost – Skupinová norma: Elektromagnetická rušení – Požadavky a zkoušky

Tato norma popisuje, jak při použití jakéhokoliv zdravotnického elektrického přístroje (v našem případě implantabilního zdravotnického přístroje) zajistit základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost i při výskytu elektromagnetického rušení. Přístroj by tedy měl být vůči elektromagnetickému rušení odolný a jeho funkce by neměla být narušena. Přístroj by zároveň sám neměl být zdrojem tohoto rušení. Norma též specifikuje, jak mají být přístroje vhodně zkoušeny a to i vzhledem k místu, kde budou přístroje používány – domácí, zdravotnické či speciální prostředí. [29]

## 5 Elektrické parametry biologických tkání

Náš lidský organismus můžeme nazvat heterogenní soustavou a to díky rozdílným dielektrickým vlastnostem všech tkání. Buněčné membrány, celá buňka či intracelulární a extracelulární prostor buněk se při přivedení proudu chovají naprosto odlišně. [30] Dielektrické vlastnosti jsou vnitřní parametry, které určují účinky elektrických polí na nějakou hmotu (v našem případě tkáň). Tyto vlastnosti, především relativní permitivita a vodivost tkání, hrají dominantní roli při interakci elektromagnetického pole a dané tkáně. [31]

Při normální aktivitě v dráždivé tkáni, jako je nerv či sval, vznikají měřitelné potenciály. Právě tyto rozdíly v tkáních mohou být měřeny pro diagnostické účely a zároveň může být elektrický proud aplikován do těla za účelem nahrazování nebo stimulace fyziologických funkcí. Jako u všech vodičů lze tok elektrického proudu v těle charakterizovat různými parametry. Projevy proudu v těle jsou výsledkem vlastností různých tkání a jejich stavby. [32]

Cesta, kterou proud prochází je důležitá, protože různé tkáně a struktury mají různou náchylnost k jeho účinkům. Cesty zahrnující srdce budou mít za následek narušení srdečního cyklu. Pokud ale bude proud procházet pouze přes kůži či jiné tkáně, bude spíše způsobovat bolest či jiné nepříjemné pocity. [32]

Dielektrické vlastnosti tkání jsou závislé na frekvenci a jejich spektrum se rozprostírá od jednotek Hz až po jednotky GHz. [33, 34]

## 5.1 Hlavní parametry – vodivost, permitivita a permeabilita

Rozložení proudů v těle závisí na vodivosti různých tkání lidského těla. Proud bude přednostně protékat tkáněmi s vyšší vodivostí. Konduktivita  $\gamma$  lidské tkáně je v širším měřítku nehomogenní. Hodnoty vodivostí se velmi liší, v závislosti na stavbě tkáně, a je velmi složité je přesně určit. Vodivost závisí na směru, rovnoměrnosti, frekvenci a velikosti přiváděného proudu (viz obrázek 5.1). [35] Například svalová tkáň (kosterní, srdeční atd.) vykazuje velkou nehomogenitu, protože závisí také na směru těchto svalových vláken. [36] Vodivost je pak nejvyšší po směru svalových vláken. Pokud bychom vodivost tkáně porovnali s vodivostí implantovaného kovového přístroje, pak se vodivost kovového implantátu nemění, je ve všech směrech stejná a její hodnota je oproti vodivosti lidské tkáně o dost vyšší. [37] Jak již bylo zmíněno, vodivosti jsou pro různé tkáně odlišné a závisí na mnoha faktorech, proto je nemožné při konstrukci fantomu řešit vodivosti tkání zvlášť. Nejjednodušší je provést odhady jednotlivých vodivostí přilehlých tkání a následně nahradit jednou homogenní tkání. [35]

Vodivost $\gamma_t$ [S/m]	Frekvence $f = 10$ Hz	$f = 10$ kHz	$f = 10$ MHz
Krev	$7,00 \times 10^{-1}$	$7,00 \times 10^{-2}$	$1,10 \times 10^0$
Kost	$2,00 \times 10^{-2}$	$2,04 \times 10^{-2}$	$4,28 \times 10^{-2}$
Tuk	$3,77 \times 10^{-2}$	$4,30 \times 10^{-2}$	$5,26 \times 10^{-2}$
Myokard	$5,37 \times 10^{-2}$	$1,54 \times 10^{-1}$	$5,01 \times 10^{-1}$
Plíce defl.	$2,03 \times 10^{-1}$	$2,43 \times 10^{-1}$	$4,38 \times 10^{-1}$
Plíce infl.	$3,89 \times 10^{-2}$	$9,32 \times 10^{-2}$	$2,25 \times 10^{-1}$
Sval	$2,02 \times 10^{-1}$	$3,41 \times 10^{-1}$	$6,17 \times 10^{-1}$
Kůže	$2,00 \times 10^{-4}$	$2,04 \times 10^{-4}$	$1,97 \times 10^{-1}$

Obrázek 5.1: Hodnota vodivosti vybraných tkání pro různé frekvence

(zdroj: [37])

To, jak bude interagovat tkáň s elektromagnetickým polem, nám určuje permitivita  $\epsilon$ . Permitivita je vlastnost tkáně a udává její schopnost akumulovat náboj

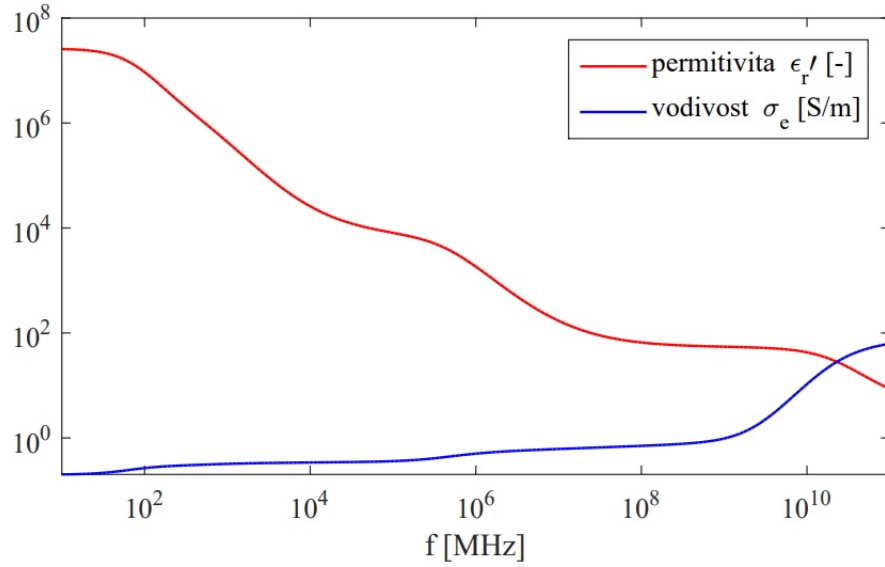


a tím následně zeslabovat elektromagnetické pole. Pomocí permitivity lze také určit přibližný obsah vody v tkáni, protože čím vyšší permitivita, tím více se bude elektromagnetické pole tlumit a tím více se bude kumulovat náboj. [38] Hodnota permitivity je závislá především na frekvenci a teplotě. Při stoupající frekvenci je hodnota permitivity nižší (viz obrázek 5.2). [37] Tak jako bylo zmíněno u vodivosti, nejjednodušší by bylo při tvorbě fantomu použít homogenní materiál s jednou hodnotou permitivity (průměrem permitivit různých tkání) či aspoň oddělit vnější a vnitřní část fantomu (vnější část jako kůže, vnitřní část jako průměr vnitřních struktur těla).

<b>Relativní permitivita <math>\epsilon_r</math></b>	<b>Frekvence <math>f = 10 \text{ Hz}</math></b>	<b><math>f = 10 \text{ kHz}</math></b>	<b><math>f = 10 \text{ MHz}</math></b>
Krev	$5,26 \times 10^3$	$5,25 \times 10^3$	$2,80 \times 10^2$
Kost	$5,52 \times 10^0$	$5,22 \times 10^2$	$3,68 \times 10^1$
Tuk	$5,03 \times 10^6$	$9,12 \times 10^2$	$2,96 \times 10^1$
Myokard	$2,36 \times 10^7$	$7,01 \times 10^4$	$2,93 \times 10^2$
Plíce defl.	$5,50 \times 10^6$	$3,40 \times 10^4$	$1,80 \times 10^2$
Plíce infl.	$3,22 \times 10^7$	$1,72 \times 10^4$	$1,24 \times 10^2$
Sval	$2,57 \times 10^7$	$2,59 \times 10^4$	$1,71 \times 10^2$
Kůže	$1,14 \times 10^3$	$1,13 \times 10^3$	$3,62 \times 10^2$

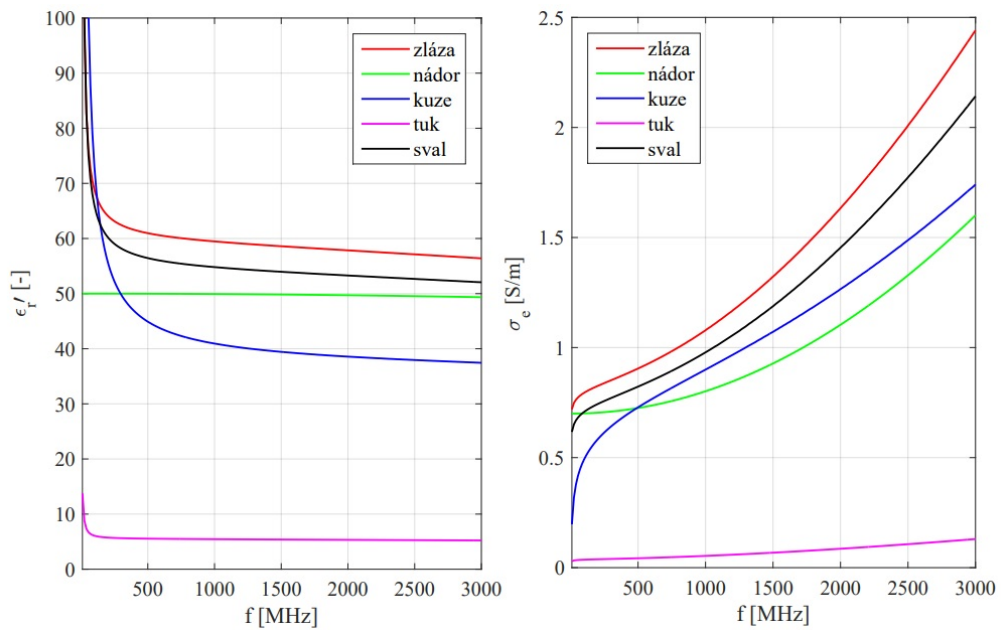
Obrázek 5.2: Relativní permitivita vybraných tkání pro různé frekvence  
(zdroj: [37])

Oba parametry, vodivost i permitivita, se mění v závislosti na frekvenci. Vlastnosti biologických tkání včetně jejich frekvenční závislosti se dají popsat pomocí dvou modelů – Debeyova a Cole-Cole modelu. Tyto modely se dají vyjádřit složitými rovnicemi. U Debeyova modelu hraje roli pouze permitivita a frekvence. Naopak model Cole-Cole je rozšířen i o vodivost, díky čemuž je možné biologické tkáně popsat přesněji. Na obrázku 5.3 je znázorněn průběh závislosti permitivity a vodivosti na frekvenci pro svalovou tkáň, který byl vytvořen pomocí zmíněného modelu Cole-Cole. [39]



Obrázek 5.3: Závislost vodivosti a permitivity svalové tkáně na frekvenci  
(zdroj: [39])

Další obrázek 5.4 zobrazuje dielektrické vlastnosti v závislosti na frekvenci pro jiné druhy tkáně jako je žláza, nádor, kůže, tuk nebo sval.



Obrázek 5.4: Permitivita (vlevo) a vodivost (vpravo) různých tkání v závislosti na frekvenci

(zdroj: [39])

Lidské tělo se z většiny skládá z diamagnetických látek. Tyto látky, co se permeability týče, udávají, jak moc tkáň interaguje s magnetickým polem. Diamagnetismus tkání je natolik slabý, že se počítá s permeabilitou vakua  $\mu_0$ , která se ve směru nemění. Pro připomenutí je permeabilita vakua  $\mu_0 = 4\pi \cdot 10^{-7} H \cdot m^{-1}$ . [40]

## 6 Experimentální fantomy

Fantom je fyzikální model, který simuluje vlastnosti lidského těla (nebo jeho část) a umožňuje tak různá měření. Využívá se nejčastěji pro neklinické zkoumání vlivu EM rušení na zdravotnické přístroje (v našem případě na implantabilní) pacientů, kteří přicházejí s tímto rušením každý den do styku. Za jednu z rizikových skupin se považují např. zaměstnanci ve výrobě či svářeči. Fantom musí být zhotoven z materiálů, které nejpřesněji odpovídají požadované tkáni. V případě této práce se jedná o fantom hrudníku a tkáni okolo srdce. Fantom bude sloužit pro in vitro měření implantabilních přístrojů, které budou moci být vloženy právě do tohoto fantomu. Implantabilní přístroj a elektrody, na kterých bude měření prováděno, musejí být totožné s těmi, které budou implantované pacientovi. Zkušební implantabilní přístroj musí být také naprogramován stejně, jako ten pacientův. [41]

### 6.1 Rešerše fantomů napodobujících tkáň

Klasické fantomy, které důvěrně napodobují fyzikální i elektrické vlastnosti různých tkání, byly dříve využívány především pro vývoj a testování zobrazovacích přístrojů v lékařství – MRI, CT, ultrazvuk. S dnešním vývojem a rozšířením mobilních telefonů, či dalších osobních zařízení, dochází k nárůstu výskytu elektromagnetického rušení. Vzniká tak zájem o výzkum interakcí právě elektromagnetických vln s biologickými tkáněmi především na mikrovlnných frekvencích (řády GHz). Fantomy se především liší použitým materiálem a jeho časovou či teplotní stálostí. Modely mohou být zhotoveny jako kapalinové, pevné či gelové. [42]

### 6.1.1 Kapalinové fantomy

Každá tkáň má odlišný obsah vody, čehož se u konstrukce některých fantomů využívá. To, kolik jaká tkáň obsahuje vody, má výrazný vliv na dielektrické vlastnosti dané biologické tkáně. U kapalinových fantomů je konstrukce fantomu nejčastěji založena na destilované vodě, chloridu sodném (NaCl), gelovém prášku nebo oleji. Změnou poměrů těchto složek docílíme různých dielektrických vlastností. Nejčastěji se kapalinové fantomy používají k simulaci tkání s vyšším obsahem vody. [42] Konstrukce kapalinových fantomů bývá kombinovaná. Jelikož nelze samotnou vodu jen tak vytvarovat, využívá se k tomu pevný fantom. Pevná konstrukce fantomu (nejčastěji z plastu nebo plexiskla) tvoří formu, do které se pak následně může nalít tekutinový fantom. Forma může mít různé tvary a může i kopírovat přesné tvary a rozměry tkáně či části těla. [39] Výhodou kapalinových fantomů je poměrně snadná a rychlá výroba. Roztoky lze přesně namíchat podle požadovaných vlastností. Další výhodou je jejich průhlednost, která usnadní viditelnost umístění přístrojů vložených do fantomu. Materiál, ze kterého bývají tyto fantomy vyrobeny, je běžně dostupný a levný. [43] Naopak nevýhoda spočívá v tom, že voda se z roztoku i za pokojové teploty odpařuje, aniž bychom chtěli, a tak může roztok již po několika hodinách měnit své dielektrické vlastnosti. Proto by bylo vhodné před každým dalším měřením roztok ve fantomu vyměnit. [38]

### 6.1.2 Gelové a želatinové fantomy

Gelové či želatinové fantomy (viz obrázek 6.1) jsou atraktivní díky svým stabilním mechanickým vlastnostem, jejich tvarování a snadnosti výroby.

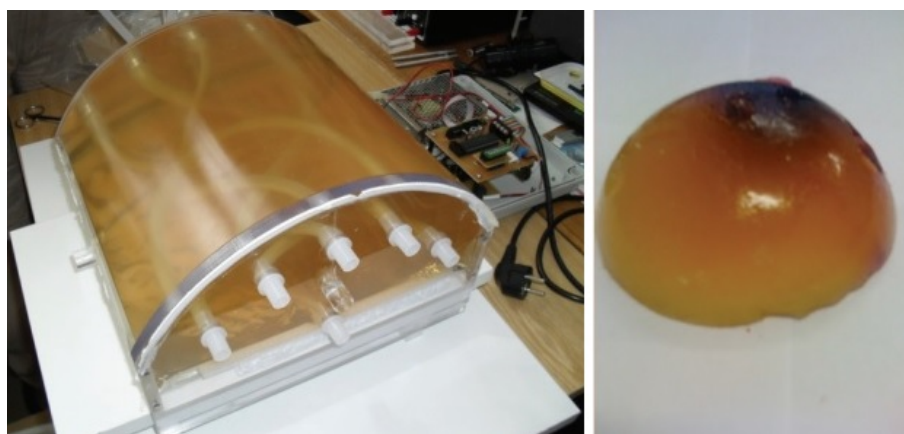
Pro tkáň s vysokým obsahem vody se používá směs voda-želatina. Jaké bude mít gel nebo želatina dielektrické vlastnosti, opět závisí na koncentraci přimíchané želatiny. [42] Jedním ze zjištěných materiálů k výrobě gelových fantomů je gelovací činidlo TX-150. Toto činidlo se skládá především z kyseliny borité, guarové gumy, vody, polyakrylamidu a triglyceridu. Změnou poměru TX-150 lze získat opět širokou škálu fyzikálních a elektrických vlastností napodobující tkáň. Činidlo TX-150 je

vhodné pro napodobování tkáně s vysokým obsahem vody.

Další použitelnou směsí je směs agaru a vody. Agar se získává z membrán některých mořských řas. Pro modifikaci vodivosti se do agarové směsi dají přimíchat různé příměsi. Jako příměs pro zvýšení vodivosti se používá grafit. Agar se nejčastěji používá k výrobě tepelných fantomů. Agarové fantomy totiž mají velmi nízkou permitivitu a proto jsou nevhodné pro studie mikrovln. Permitivitu je možné zvýšit přidáním biologických materiálů, jako je např. kukuřičný sirup. Biologická aditiva mají ale za následek zvýšení kazivosti fantomů a tedy i změnu dielektrických vlastností.

Pomocí agaru je možné vyrobit i nádorové tkáně. Nádor lze zkonstruovat pomocí ztuhnutí dvou roztoků obsahující různé poměry agarového prášku. Směs se vytvoří smícháním cca 0,25 % hmotnosti agaru, 3 % hmotnosti sacharózy a různým poměrem roztoku NaCl (0,3 % – 36 % hmotnosti). [44]

Výhodou gelových fantomů je snadné tvarování do požadovaných tvarů a také možnost zalít přístroje přímo do materiálu. Mezi značné nevýhody patří jejich křehkost a sklon k vysychání, což mění jejich vlastnosti a životnost. Tím, jak jsou poměrně křehké mají vyšší deformovatelnost. To může způsobit problémy při implantování či zavádění elektrod nebo materiálů, simulujících nějakou patologii, do ztuhlého fantomu. [43] Fantomy zhotovené z gelu se používají k měření hypertermie, účinků ablace nebo pro měření s ultrazvukem. [38]



Obrázek 6.1: Želatinový fantom trupu (vlevo) a prsu (vpravo)

(zdroj: [46, 45])

### 6.1.3 Pevné a suché fantomy

Výše uvedené materiály, ze kterých se dají fantomy zhotovit, dobře simulují dielektrické vlastnosti tkání v úzkopásmových spektrech. Ovšem bylo by těžké je použít v širokopásmové aplikaci, protože pro každou sledovanou frekvenci by bylo nutné použít jiné složení materiálu. [42] Právě pevné a takzvané suché fantomy (viz obrázek 6.2) bývají navrženy tak, aby napodobovaly strukturu tkáně a tím odpovídaly dielektrickým vlastnostem i v širokopásmovém rozsahu frekvencí. Tyto fantomy bývají upřednostňovány především díky své pevnosti a stálosti. K tvorbě těchto fantomů se používá typicky kompozitně polymerní materiál. Kompozitní materiál se skládá ze dvou či více různých materiálů s odlišnými vlastnostmi. [43]



Obrázek 6.2: Pevné/suché fantomy hlavy

(zdroj: [45])

Nejhojněji se využívá kombinace jednoho z těchto materiálů – polymethylmethakrylátu (PMMA), pryskyřice (uretanová), silikon a vodivé příměsi. Jako vodivé příměsi se používají saze, grafitový prášek, hliník atd. [39] Změnou koncentrací uhlíkového prášku, grafitu a uretanu je možné dosáhnout široké škály dielektrických vlastností a je možné s nimi napodobit různé lidské měkké tkáně ve frekvenčním rozsahu od 1 do 10 GHz. Právě směs grafitu a uretanu (0 % – 50 % hmotnosti) poskytuje nízkou permitivitu a vodivost, čímž je vhodná k simulaci tukové tkáně. [47] Příměsi se dají vylít do požadovaných tvarů díky formám. Nevýhodou pevných fantomů je především pořizovací cena vodivých příměsí a laboratorního vybavení. [39]

Dalším z problémů je též zmíněná variabilita složení kompozitních materiálů. Kvalita a vlastnosti materiálu totiž závisí např. na správném promíchání směsi a celkově na tom, jak se materiál připravuje. Při vysokých koncentracích uhlíkového prášku či sazí bývá směs příliš hustá, což způsobuje její obtížné tvarování a lití. Při vysoké hustotě směsi se pak doporučuje materiál hníst nebo lisovat. [43]



## 7 Výzkumná část

### 7.1 Cíle a výzkumné otázky

Cílem práce je primárně vytvoření fantomu pro in vitro měření vlivu elektromagnetického rušení na implantabilní kardiostimulační techniku. Samotné výrobě fantomu předchází řešerše různých druhů fantomů. Je potřeba totiž zjistit, jaký fantom bude pro zadání bakalářské práce nejvhodnější. Dalším cílem práce jsou experimenty a měření EMI na vyrobeném fantomu.

### 7.2 Fantom pro in vitro měření implantabilní kardiostimulační techniky

Po provedení řešerše (viz kapitola 6) autor dospěl k závěru, že pro tuto práci bude nejvhodnější použití homogenního kapalinového fantomu. Tento fantom tak tvoří pevná forma z nevodivého materiálu naplněná roztokem simulující příslušnou část tkáně.

#### 7.2.1 Použitý materiál a konstrukce

Při vytváření fantomu je potřeba se nejprve zaměřit na materiál, ze kterého bude fantom zhotoven. Materiál fantomu by měl co nejpřesněji napodobovat danou tkáň a měl by mít odpovídající dielektrické vlastnosti této tkáně. To, z jakého materiálu bude fantom sestaven, je jedním z hlavních problémů, protože se v trupu (který bude fantomem napodoben) nachází vysoký počet různorodých tkání s různými

dielektrickými vlastnostmi. [38] Kvůli různým dielektrickým vlastnostem tkání trupu je přiměřené uvažovat o použití homogenního materiálu, ze kterého bude fantom vytvořen. Zároveň by bylo vhodné, aby byl použitý materiál průhledný. Průhlednost fantomu zajistí možnost kontroly správného umístění elektrod a přístroje. [41]

Tvar fantomu by měl být též přizpůsoben použití. Na fantomu se budou provádět zkoušky a bude potřeba ho někde postavit a také přemísťovat. Fantom by tedy měl být, při postavení na nějakou rovnou podložku, stabilní. Fantom by ale zároveň měl dostatečně kopírovat tvar lidského trupu. Pro simulaci lidského trupu bude, z výše uvedených důvodů, nejlepší použít tvar kvádrů. Dále je potřeba zmínit, že fantom by neměl obsahovat žádné kovové prvky, aby nedošlo k ovlivnění magnetického pole. [41]

Pomocí programu Onshape byl navrhnout základní box fantomu. Návrhu je věnována podkapitola 7.2.1.1. Celý fantom tedy měl sestávat z dutého kvádrů s drážkami pro zasouvání mřížky, víka a zasouvací mřížky. Drážek v boxu bylo vytvořeno více, aby bylo možné provést experimentální měření v různých hloubkách od přední stěny boxu. První drážka byla od přední stěny umístěna 2 cm a vzdálenost dalších drážek byla zvolena taktéž 2 cm. Celkově je tedy možné mřížku umístit do 3 různých vzdáleností. Mřížka ve fantomu slouží pro upevňování vybraných implantabilních přístrojů. Přístroje budou na mřížku upevňovány pomocí gumiček či pomocí stahovacích pásek, tak aby se daly opět přístroje sundat a vyměnit. Víko je konstruováno tak, aby ho bylo možné pomocí pantů otevírat a zavírat. Pro zavření fantomu byla použita petlice.

Jako nevodivý materiál pro výrobu boxu bylo použito PMMA neboli plexisklo. Plexisklo je pevné a průhledné, takže je skrz něj možné zkontrolovat umístění přístroje a elektrod. Plexisklo, dle dohody s firmou, bylo vyrobeno o tloušťce 0,5 cm. Firma taktéž zařídila profesionální slepení a výrobu mého návrhu. Z jedné z desek bylo následně potřeba vytvořit mřížku. Pro představu jak by měla mřížka vypadat a kolik otvorů bude potřeba, byl využit na návrh taktéž program Onshape (viz kapitola 7.2.1.1).

K boxu byly dodány 3 zasunovací desky z plexiskla. Mřížka byla z jedné z desek

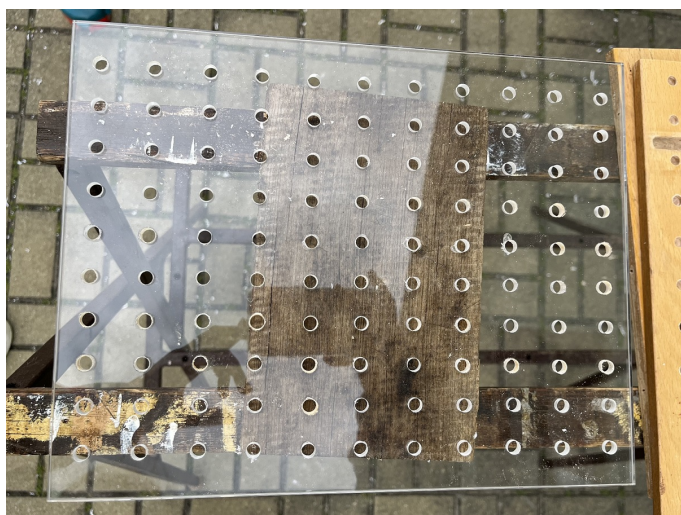
vyrobena vlastnoručně. Výroba samotné mřížky pro upevňování přístrojů přinášela vysoké riziko neúspěchu. Zaprvé, navržená mřížka v programu (viz kapitola 7.2.1.1 měla síť děr moc hustou. Při vrtání tolika děr by plexisklová deska ztratila pevnost a hrozilo by, že se zlomí. Reálné provedení mřížky bylo tak pouze 10x11 děr. Tato mřížka se následně ukázala jako vyhovující. Zadruhé, plexisklo má vlastnosti podobné plastu, tedy bylo potřeba dát pozor na počet otáček vrtačky. Při vysokých otáčkách mohlo dojít k natavení plexiskla a ke zničení desky.

Ještě před samotným vrtáním do desky byla za pomoci latě z tvrdého dřeva vytvořena šablona jedné řady děr. K vrtání byla použita vrtačka s nízkou rychlostí otáček a vrtákem o průměru 7 mm. Plexisklo bylo následně upevněno pomocí upínacích svorek mezi šablonu a další lať z tvrdého dřeva tak, aby drželo na svém místě a během vrtání se nepohnulo (viz obrázek 7.1).



Obrázek 7.1: Vrtání mřížky pomocí šablony  
(zdroj: autor)

Takto bylo vyvrtáno 10 řad děr (viz obrázek 7.2). Někde došlo, díky lehkému natavení plexiskla, k vytvoření lemů okolo děr. Vytvořené lemy byly po dokončení vrtání pomocí nože seříznuty.



Obrázek 7.2: Vyvrtaná mřížka  
(zdroj: autor)

Jelikož bude potřeba fantom při měření naklánět a polohovat, je nutné fantom nějak utěsnit. Pro utěsnění byl použit konstrukční tmel 25D. Ten se vyznačuje po vytvrzení svou elasticitou a přizpůsobivostí. Nejdříve bylo vhodné si víko zevnitř oblépit papírovou páskou. Pomocí pásky byl tak vymezen prostor o šířce cca 5 mm, kam byl následně tmel aplikován (viz obrázek 7.3).



Obrázek 7.3: Oblepení papírovou páskou  
(zdroj: autor)

Tmel byl pomocí vytlačovací pistole nanesen na vymezené okraje víka (viz ob-

rázek 7.4). Tímto postupem byly tmelem opraveny netěsnosti.



Obrázek 7.4: Zavřené víko s tmelem  
(zdroj: autor)

Po zatuhnutí tmelu byl fantom naplněn vodou a plně uzavřen pomocí petlice. Fantom byl nakláněn do různých stran a tím byla zkontrolována jeho vodotěsnost. Těsnicí vrstva byla na fantomu vytvářena třikrát. I přes přidání poslední tenké vrstvy tmelu není utěsnění fantomu 100%, což shledáváme jako nepatrný nedostatek. Při vytváření dalšího fantomu by bylo vhodné se zaměřit na použití jiného systému uzavření, s tím tedy i souvisejícího utěsnění.

Jako další možnost se např. nabízí využití 3D tisku a tedy použití PLA<sup>21</sup> či PET-G<sup>22</sup> filamentů. Filamenty jsou také nevodivý materiál. Pomocí 3D tiskárny a filamentů je možné vytisknout navrhnutý projekt též z programu Onshape. U vytisknutého fantomu by bylo potřeba navrhnout jiný systém zavírání např. pomocí zasunovacího víka a silikonového těsnění.

#### 7.2.1.1 Návrh fantomu za pomoci programu Onshape

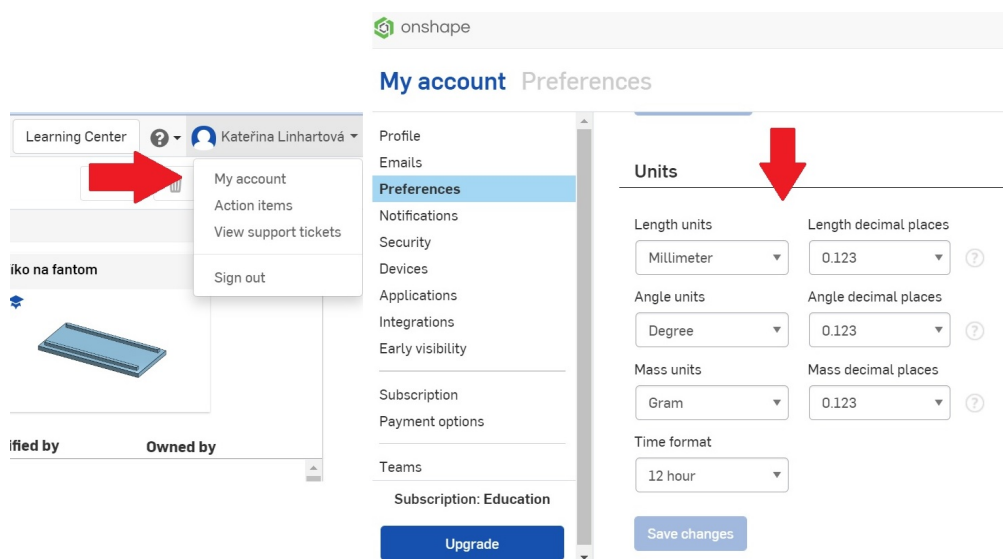
Aby mohl být fantom z plexiskla vyroben, byl potřeba nějaký návrh, který by přiblížil představu o vzhledu fantomu. Pro modelování byl použit softwarový program

<sup>21</sup>PLA – polylactic acid neboli kyselina polylaktová

<sup>22</sup>PET-G – polyethylentereftalát-glykol

Onshape. Onshape je software využívaný pro počítačově podporované navrhování (CAD) a po zaregistrování je dostupný online.

Nejdříve je potřeba si na stránce Onshape vytvořit registraci přes univerzitní email. Studenti mají přístup a možnost vytvářet projekty po dobu studia zdarma. Po zaregistrování a následném přihlášení je program zpřístupněn a je možné začít s navrhováním 3D modelu. Předtím než se začne model vytvářet je důležité zkontrolovat si v jakých jednotkách je program nastaven. Pod uživatelským jménem v pravém horním rohu je možné si rozkliknout svůj uživatelský profil tlačítkem **My account**<sup>23</sup>, kde v kolonce **Preferences** je možné jednotky přenastavit (viz obrázek 7.5). Pro naše účely byla v profilu nastavena délka (length units) v mm, úhel (angle units) ve stupních a váha (mass units) v gramech. Také je možné nastavit na kolik desetinných míst budou čísla zobrazována. Tato hodnota byla ponechána jako původní přednastavená.



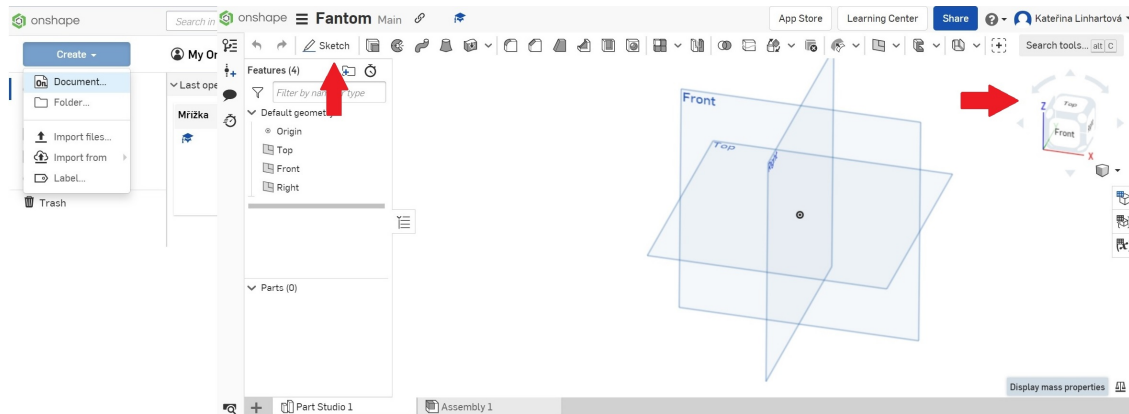
Obrázek 7.5: Nastavení jednotek v programu

(zdroj: autor)

Nyní je možné začít navrhovat. Pomocí tlačítek **Create** a **Document** uživatel vytvoří dokument, který si pojmenuje. Náš dokument byl pojmenován jako Fantom. Po otevření dokumentu lze vidět roviny s názvy **Top**, **Front** a **Right** (viz obrá-

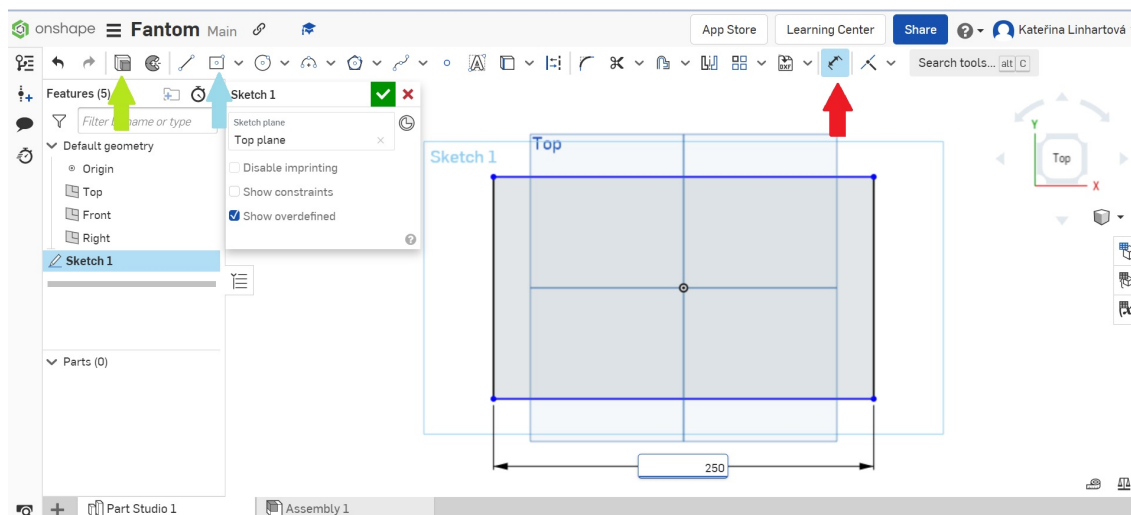
<sup>23</sup>Tučný text značí prvky v softwaru Onshape

zek 7.6). Do těchto rovin bude tvořen náčrt a návrh. V rovinách je možné se orientovat pomocí myši nebo krychličkou v pravém horním rohu. Po kliknutí na jakoukoliv stranu krychličky se plocha (a rovina) zobrazí přímo před námi.



Obrázek 7.6: Vytvoření dokumentu (vlevo) a vytvořený dokument (vpravo)  
(zdroj: autor)

Podstava boxu byla vytvářena v rovině **Top**. Kliknutím pomocí pravého tlačítka myši na rovinu **Top** zvolíme poslední položku z nabídky **View normal to**, aby se rovina nacházela přímo před námi. Kliknutím na takto srovnanou rovinu následně plocha změní barvu z modré na žlutou. Pokud je rovina označena, je potřeba kliknout v horní liště vlevo na tlačítko **Sketch** (viz obrázek 7.6). Tak byla vytvořena skica, kam je možnost navrhout 2D plochu ve tvaru, jaký je požadován. Pomocí nástroje **Corner rectangle** nebo **Center point rectangle** (viz obrázek 7.7) byl vytvořen obdélník v libovolných rozměrech, které je možné vidět u jeho stran. Pokud se nepodaří vytvořit obdélník v přesných požadovaných rozměrech, je možné provést změnu rozměrů. Požadované rozměry obdélníku změníme pomocí tlačítka a funkce **Dimension** v horní liště vpravo (viz obrázek 7.7).

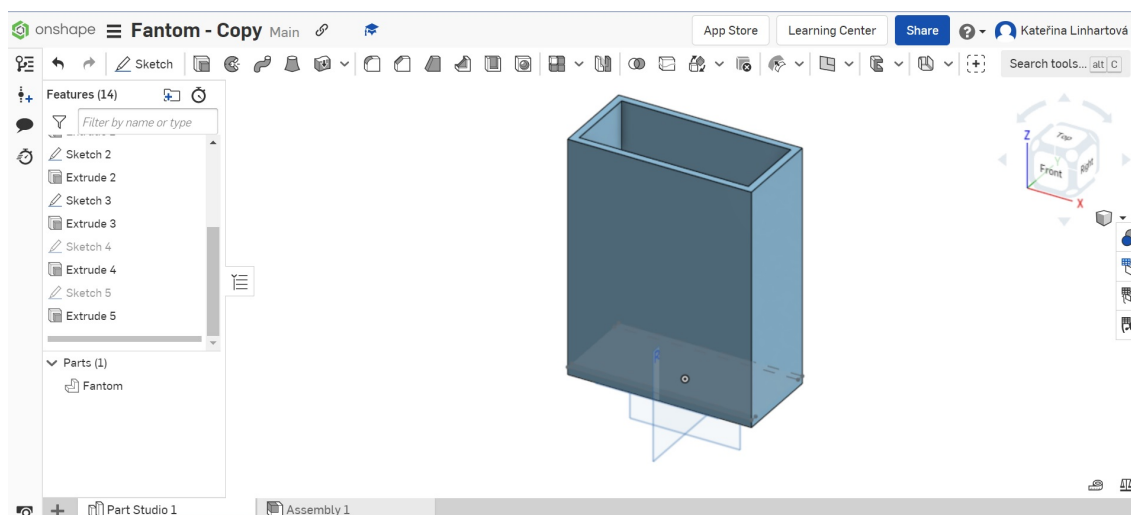


Obrázek 7.7: Nástroje Extrude (zelená šipka), Center point rectangle (modrá šipka) a Dimension (červená šipka)

(zdroj: autor)

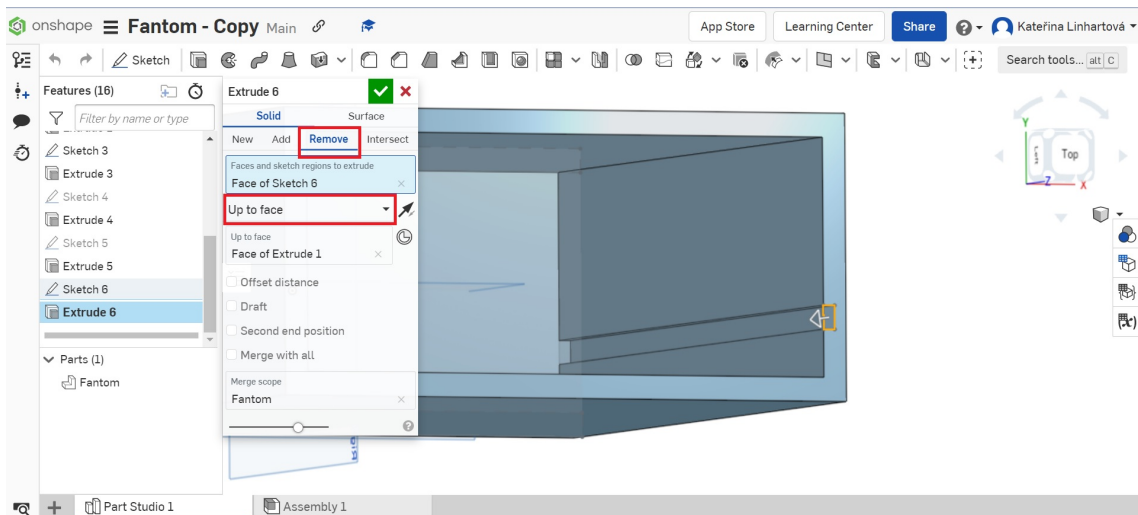
Kliknutím na stranu, které chceme rozměry přenastavit, se zobrazí šipka, která vymezuje část obdélníku. Rozměr s šipkou je možné si přetáhnout kamkoli (nejlépe mimo obdélník), tak aby nepřekážel a dalším kliknutím se objeví okénko, do kterého je možné hodnotu vepsat. Tímto způsobem byl vytvořen základový obdélník o rozměrech 250 x 120 mm. Takto vytvořené 2D skice pomocí funkce **Extrude** na liště vlevo, hned vedle šipek **Undo** a **Redo** (viz obrázek 7.7), byl obdélníku dán i třetí rozměr. V okénku, které se při použití funkce **Extrude** objevilo, je možné zvolit tloušťku obdélníku. Pro vytvoření kvádru o zvolené tloušťce je potřeba okénko potvrdit zelenou fajfkou. Našemu kvádru byla zvolena nezávisle tloušťka 10 mm, což bude tloušťka celého boxu. Pomocí opakovaného postupu byl tak vytvořen box o rozměrech 320 x 250 x 120 mm (v x š x h) s tloušťkou stěny 10 mm (viz obrázek 7.8).





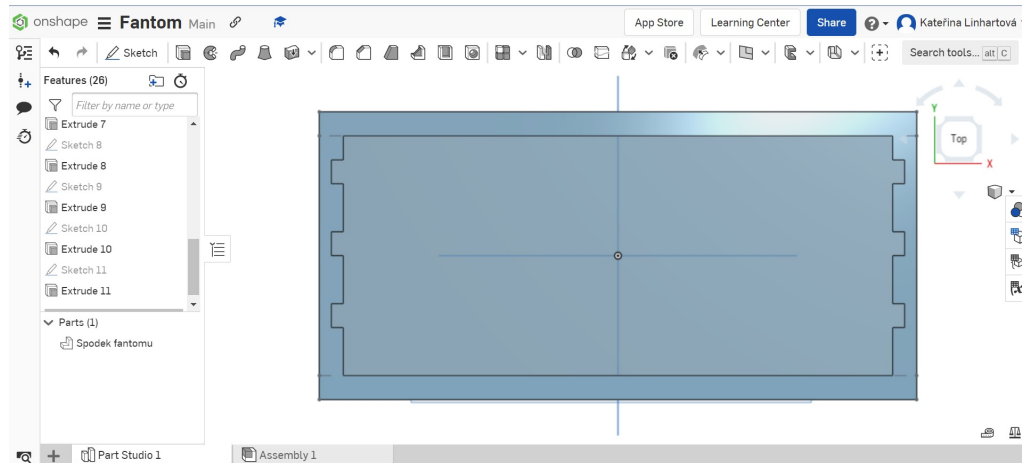
Obrázek 7.8: Vytvořený box  
(zdroj: autor)

Aby bylo možné do fantomu zasouvat mřížku, bylo nutné udělat do bočních stěn drážky. Výřezy se modelují obdobně jako celá podstava a box. Kliknutím na horní hranu boxu a následně na tlačítko **Sketch** dojde k vytvoření nové skicy. Nakreslením obdélníku byl vymezen prostor, kde by měla drážka být. Funkcí **Dimension** byly nastaveny parametry výřezu. Dále byla potřeba rozhodnout o vzdálenosti drážky od přední stěny. Vzdálenost byla zvolena 20 mm, která byla též nastavena pomocí funkce **Dimension**. Pomocí nástroje **Extrude**, byla vytvořena 2D obdélníčku tloušťka. Nyní bylo nutné v okénku překliknout z kolonky **Add** na kolonku **Remove**. Díky zvolené kolonce **Remove** dochází, místo přidání, k odebrání (viz obrázek 7.9). To, kam až má funkce výřez udělat, je možné nastavit do kolonky **Depth** a nebo jinou jednodušší cestou. Místo přednastaveného **Blind** vybrat možnost **Up to face** (též viz obrázek 7.9), což znamená, že tato funkce odstraní hloubku až po označenou plochu (tzn. až po spodní podstavu boxu).



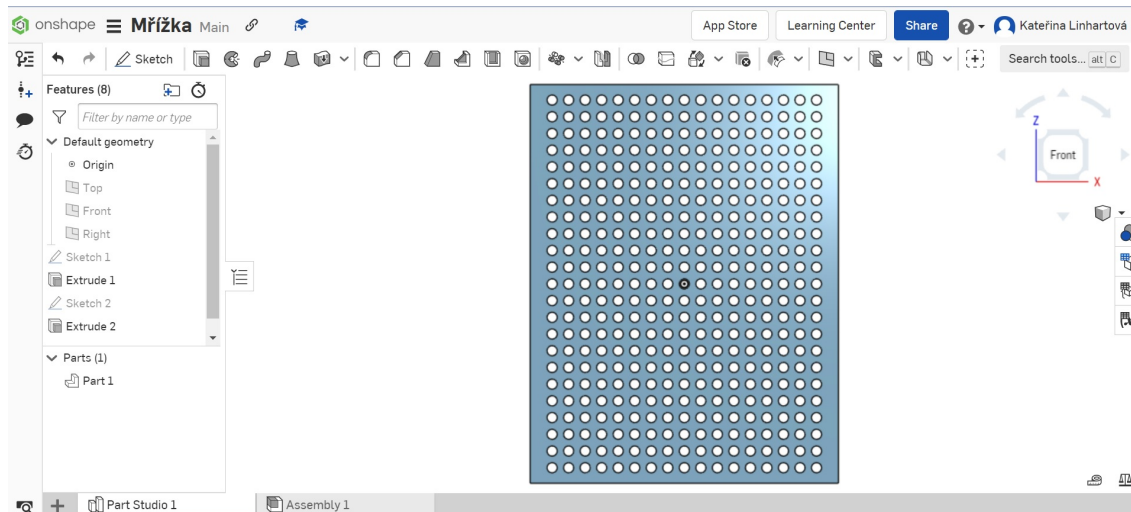
Obrázek 7.9: Vytvoření drážky do stěny boxu  
(zdroj: autor)

Takto bylo postupováno dokud nebyly vytvořeny všechny výřezy. Dle požadavků byly zkonstruovány tři výřezy na každé straně, aby se mohl provést experiment. Při experimentu tak bude možnost implantovaný přístroj dávat do větší vzdálenosti od přední stěny (viz obrázek 7.10). Takto vytvořený projekt není nutné ukládat, protože program všechny úpravy ihned ukládá sám. Potřeba bylo akorát návrh vyexportovat v požadovaném formátu, aby byl určen k zaslání e–mailem nebo připraven k 3D tisku. Jako formát pro 3D tisk se používá soubor s příponou stl.



Obrázek 7.10: Pohled zeshora na box s výřezy na mřížku  
(zdroj: autor)

Mřížka byla vymodelována v programu Onshape stejně jako podstava boxu a bude sloužit pouze jako předloha. Výsledná mřížka je vidět na obrázku 7.11.



Obrázek 7.11: Návrh mřížky do fantomu  
(zdroj: autor)

## 7.2.2 Použitý roztok do fantomu

Roztoky, které se do kapalinových fantomů připravují, jsou nejčastěji fyziologické roztoky NaCl o určité koncentraci. Změnou složení roztoku, můžou být jeho vlastnosti (vodivost, permitivita) lehce pozměňovány, což je velká výhoda tohoto typu fantomu. [38] V některých článcích a absolventských pracích je zmíněné použití prostého fyziologického 0,9% roztoku NaCl. Tento roztok však odpovídá svými dielektrickými vlastnostmi, především vodivostí, krevní plazmě. Tento fantom má především simulovat tkáň v okolí implantovaného přístroje. Největší část, která zařízení obklopuje, je myokard. Myokard má dle obrázku 5.1 v kapitole 5.1 vodivost v rozmezí  $0,0537$  až  $0,154 \text{ S} \cdot \text{m}^{-1}$  při frekvenci v rozsahu 10 Hz až 10 kHz. Dle prací Magdalény Techetové [48] a Lucie Maliňákové [49], které se ve svých pracích věnovaly měření konduktivity roztoku NaCl, jsem zjistila, jaká vodivost pro myokard ve zmíněných mezích odpovídá. Po vyhledání konduktivity v tabulkách na obrázku 7.12 docházíme k hodnotě molární koncentrace roztoku pro simulaci myokardu cca v rozmezí  $0,005$  až  $0,016 \text{ mol} \cdot \text{dm}^{-3}$ . [48, 49]

<b>c (NaCl)</b> [mol dm <sup>-3</sup> ]	<b>κ</b> [μS cm <sup>-1</sup> ]	<i>c</i> [mol·dm <sup>-3</sup> ]	<i>κ</i> [mS·cm <sup>-1</sup> ]	<i>κ<sub>kalib</sub></i> [mS·cm <sup>-1</sup> ]
0	2	0	0,001	0,001
0,005	537	0,015625	1,727	1,623
0,01	1 151	0,03125	3,31	3,111
0,015	1 765	0,0625	6,48	6,091
0,02	2 310	0,125	12,14	11,412
0,024	2 874	0,25	24,1	22,654
0,029	3 419	0,5	45,3	42,582
		1	84,2	79,148
		2	147,4	138,556
		4	230	216,200

Obrázek 7.12: Závislost konduktivity roztoku NaCl na koncentraci

(zdroj: [49, 48] )

Pro převod na hmotnostní koncentrace je potřeba znát pouze molární hmotnost  $M$  chloridu sodného. Její hodnota je  $M = 58,44 \text{ g} \cdot \text{mol}^{-1}$ . Vztahem pro výpočet hmotnostní koncentrace  $c_M = c \cdot M$  vypočteme hmotnostní koncentraci daného roztoku. Molární koncentrace je reprezentována písmenem  $c$ . [50] Po dosazení vychází  $c_M$  v rozmezích  $0,2922\text{--}0,935 \text{ g} \cdot \text{dm}^{-3}$  či se více používá jednotka  $\text{g} \cdot \text{l}^{-1}$ .

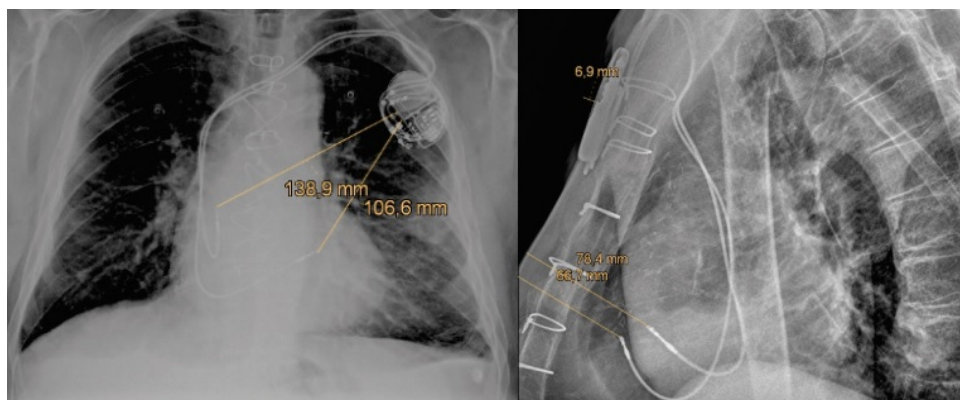
## 7.3 Měření a zkoušky na fantomu

Během zkoušek a měření bude snaha co nejdříve napodobit danou situaci pro rizikového pacienta s implantovaným systémem a zjistit tak, pomocí fantomu, zda pro něj daná práce nepředstavuje riziko. Aby měření proběhlo co nejpřesněji, musí být do fantomu zaveden implantabilní přístroj a elektrody totožné s těmi implantované pacientovi. Všechny tyto části přístroje musí být zavedeny přesně tak, aby jejich rozložení odpovídalo přesně tomu jako u pacienta s tímto přístrojem. Pro co nejpřesnější zavedení se nabízí využití snímků z CT nebo RTG (viz obrázek 7.13). K docílení možnosti sledování, co se během ozařování EM polem s přístrojem děje, doporučuje norma ČSN EN 50527-2-1 umístit přístroj méně než 2 cm od povrchu fantomu. Při dodržení této vzdálenosti je možné přístroj načíst čtecí hlavici. Může se využít telemetrie<sup>24</sup> a díky tomu je možnost real-time<sup>25</sup> analýzy záznamů z pří-

<sup>24</sup>telemetrie – měření a přenos dat na dálku

<sup>25</sup>real-time – v reálném čase

stroje. [41]



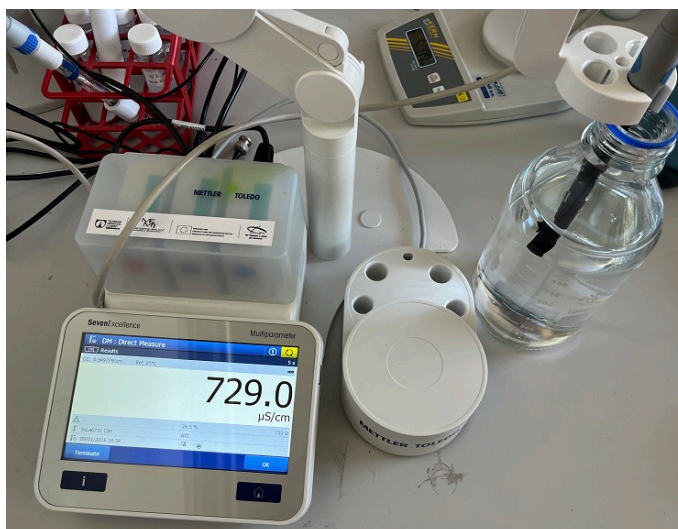
Obrázek 7.13: Rentgenová předozadní a boční projekce pacienta s CIED  
(zdroj: [18] )

Pokud ale není geometrie umístění přístroje známa, je možné provést měření obecněji. Norma v tomto případě doporučuje dodržení plochy efektivní indukční smyčky, která odpovídá přibližně hodnotě  $225 \text{ cm}^2$ .

Kardiostimulátor či kardioverter–defibrilátor musí být též naprogramován stejně a se stejnými parametry jako ten pacientův. Dále se rozhodne v jaké vzdálenosti, jak dlouhou dobu a jak orientován bude fantom vzhledem ke zdroji EM záření. Při zkoušení na fantomech se mohou zkusit, při postupném zvyšování dávky záření či zmenšování vzdálenosti, i riskantnější zkoušky účinků EM rušení, protože pro pacienta to nepředstavuje riziko. [41]

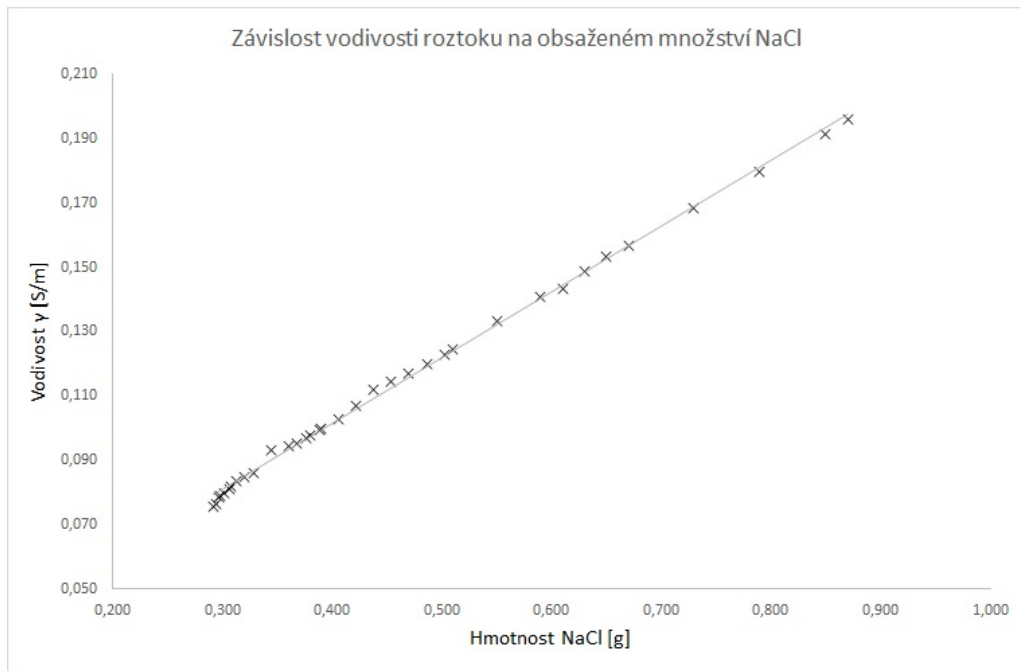
### 7.3.1 Postup měření

První část měření spočívala v naměření vodivosti roztoku NaCl, kterým měl být fantom naplněn. Počáteční roztok byl namíchán z 1 litru vody a 0,29 g soli. Takto připravený roztok měl odpovídat, dle předchozí rešerše, hodnotě vodivosti okolo  $0,05 \text{ S} \cdot \text{m}^{-1}$  pro frekvenci asi 30 Hz. Kontrola vodivosti roztoku byla provedena v laboratoři TUL pomocí konduktometru (viz obrázek 7.14).



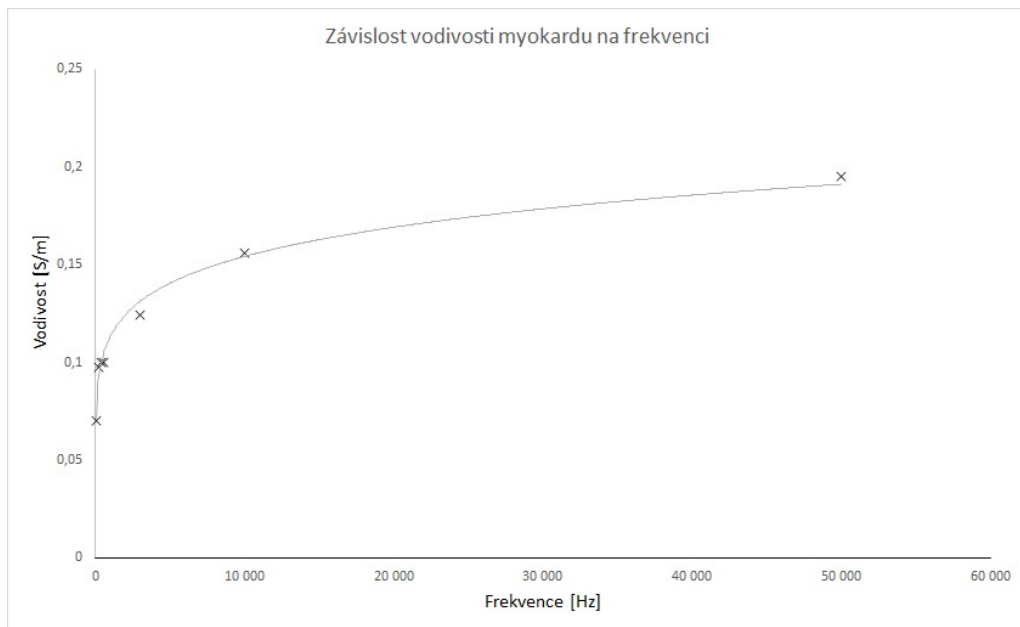
Obrázek 7.14: Měření vodivosti namíchaného roztoku pomocí konduktometru  
(zdroj: autor)

V druhé menší nádobě byl namíchán koncentrovaný roztok NaCl z 5 ml vody a 0,1 g soli. Tento koncentrovaný roztok byl do původního roztoku přidáván pomocí pipety. Roztok se zprvu přidával pouze po 0,1 ml. Po zjištění, že vodivost při přidání tak malého množství roztoku skoro nestoupá, bylo pipetou přidáváno roztoku více najednou. Po každém přidání roztoku pipetou se změřila hodnota vodivosti. Takto byl roztok přidáván do té doby, než byly naměřeny všechny požadované hodnoty vodivosti pro určité frekvence. Z těchto naměřených hodnot vznikl graf vyobrazený na obrázku 7.15. Graf zobrazuje závislost vodivosti roztoku NaCl na přidaném množství soli. To, kolik bylo při každém přidání roztoku pipetou přidáno gramů soli, bylo spočítáno ze známé hmotnostní koncentrace. Přidání 0,1 ml koncentrovaného roztoku odpovídalo přidání 2 mg soli.



Obrázek 7.15: Závislost vodivosti roztoku na obsaženém množství NaCl  
(zdroj: autor)

Hodnoty vodivosti byly změřeny pro různé frekvence od 30 Hz do 50 kHz. Závislost vodivosti na frekvenci je vyobrazena pomocí grafu na obrázku 7.16.



Obrázek 7.16: Závislost vodivosti myokardu na frekvenci  
(zdroj: autor)

Pomocí odměrky bylo změřeno, kolik litrů vody se do fantomu vejde. Následně, pomocí vypočítaných hmotnostních koncentrací, došlo k navážení příslušného množství soli. Sůl byla vmíchána do vody a výsledným roztokem byl fantom naplněn. Největší riziko s sebou přináší frekvence nízké, jelikož jsou blízké frekvenci srdeční aktivity. Proto byl do fantomu pro měření kardiostimulátoru použit roztok odpovídající vodivosti myokardu pro cca 30 Hz.

Jako zdroje rušení byly vybrány běžně používané elektrické předměty – vrtačka, elektrický zubní kartáček a sluchátka. Tyto předměty, se kterými se běžný člověk stýká poměrně často, představují možné riziko vzniku elektromagnetického rušení. Například sluchátka jsou založeny na principu neodymových magnetů, které by mohly mít potenciální vliv na funkci implantabilních přístrojů. Pro další měření bylo rozhodnuto též použít magnetu a magnetoterapie, jako zdroje elektromagnetického rušení. Dostatečně silným magnetem je totiž možné přepnout implantovaný přístroj do asynchronního režimu. Síla magnetu, která by měla přístroj do tohoto režimu přepnout, se uvádí okolo 1 mT. Pomocí teslametru neboli gaussmetru (viz obrázek 7.17) bylo těmto předmětům změřeno jejich magnetické pole.

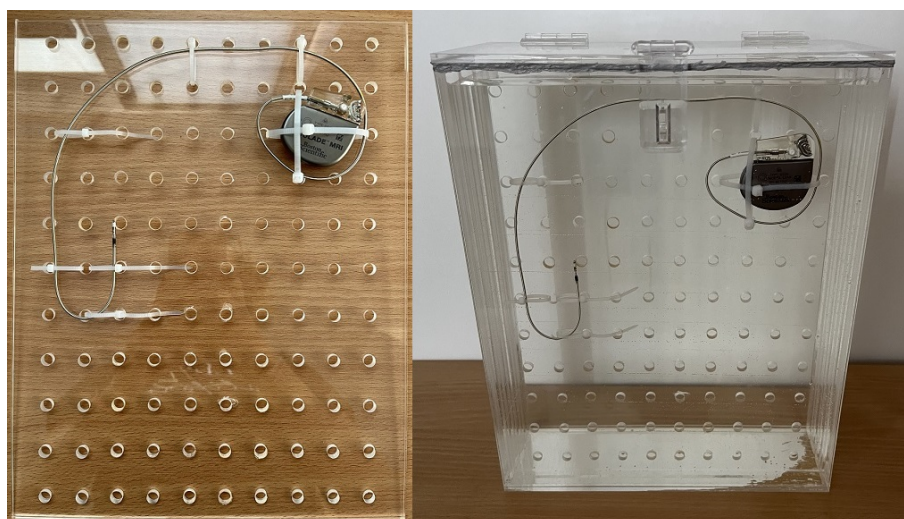


Obrázek 7.17: Teslametr pro měření magnetického pole  
(zdroj: autor)



Na každém předmětu bylo změřeno, v jakém místě je magnetické pole nejsilnější. Dále byly změřeny vzdálenosti míst, kde magnetické pole přístrojů nabývalo hodnotu právě 1 mT. Přístroje byly změřeny jak vypnuté, tak při zapnutí na maximální výkon.

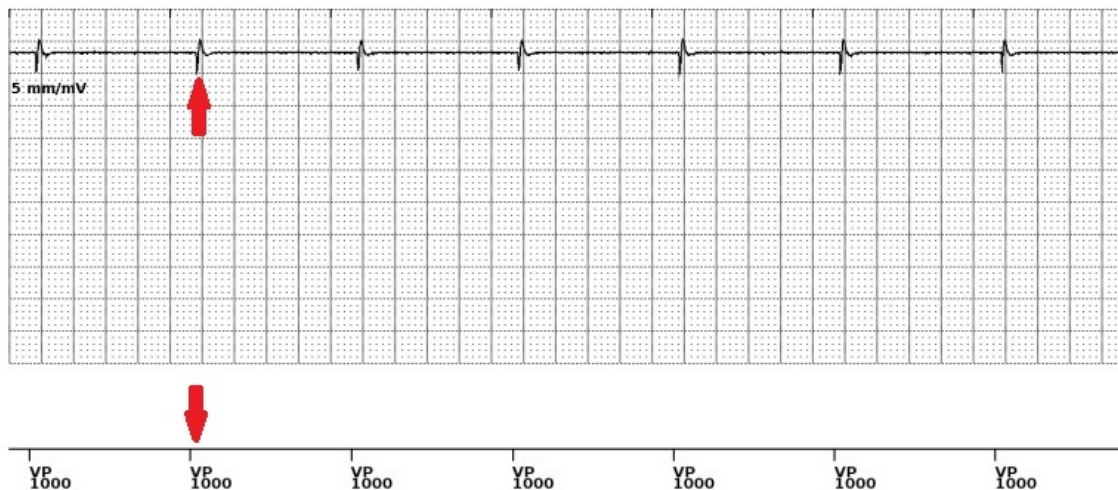
Následné experimenty a měření byly prováděny v Kardiovaskulárním centru Krajské nemocnice Liberec, kde nám byl zapůjčen programmer k načtení implantabilního přístroje. Došlo k vysvětlení jeho ovládání a používání. Ovládání programmeru bylo přehledné a tak nepředstavovalo žádnou překážku, která by měření narušila. Všechny naměřené signály a vyvolané artefakty bylo možné uložit na USB flash disk, který byl po celou dobu měření připojen k programmeru. Pro měření byl použit jednodutinový kardiostimulátor od výrobce Boston Scientific. Ten byl pomocí stahovacích pásek připevněn na mřížku fantomu podle rentgenového snímku na obrázku 7.13 v kapitole 7.3. Ještě před samotným vložením přístroje do fantomu s připraveným roztokem, byl přístroj načten pomocí programmeru od stejné firmy. Přístroj tak bylo možné sledovat real-time. Připevněný přístroj byl následně společně s mřížkou vložen do fantomu s roztokem (viz obrázek 7.18).



Obrázek 7.18: Upevnění přístroje na mřížku a vložení mřížky do fantomu  
(zdroj: autor)

Pomocí programmeru byly kardiostimulátoru nastaveny určité parametry. Přístroj byl ponechán v přednastaveném režimu VVI. Jako základní frekvence, se kterou

měl přístroj stimulovat, byla použita frekvence 60/min. Ke stimulaci tak docházelo každých 1000 ms (zkratka VP), pokud nebyla přístrojem zaznamenána vlastní srdeční akce (viz obrázek 7.19).



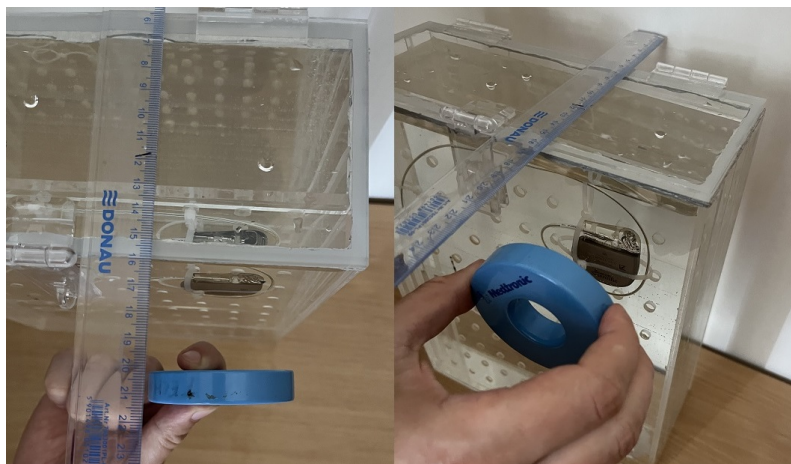
Obrázek 7.19: Stimulace každých 1000 ms  
(zdroj: autor)

Dále bylo možné implantabilnímu kardiostimulátoru nastavit, jak bude reagovat na přiložení magnetu nebo na šum. Programmerem lze též zvolit typ stimulace – bipolární či unipolární.

Po nastavení parametrů kardiostimulátoru bylo možné začít provádět měření. K povrchu fantomu byly přikládány do různých vzdáleností a orientací předměty, zmíněné výše. Nejprve byl přiložen magnet od firmy Medtronic, který je určen právě pro deaktivaci implantovaného přístroje. Druhým přikládaným předmětem byla vrtačka. Díky naměřenému magnetickému poli kolem vrtačky byly přikládány pouze určitá místa na vrtačce. Třetí měření spočívalo v přiložení dalšího z předmětů – sluchátek. Kardiostimulátor byl dále rušen elektrickým zubním kartáčkem a magnetoterapií.

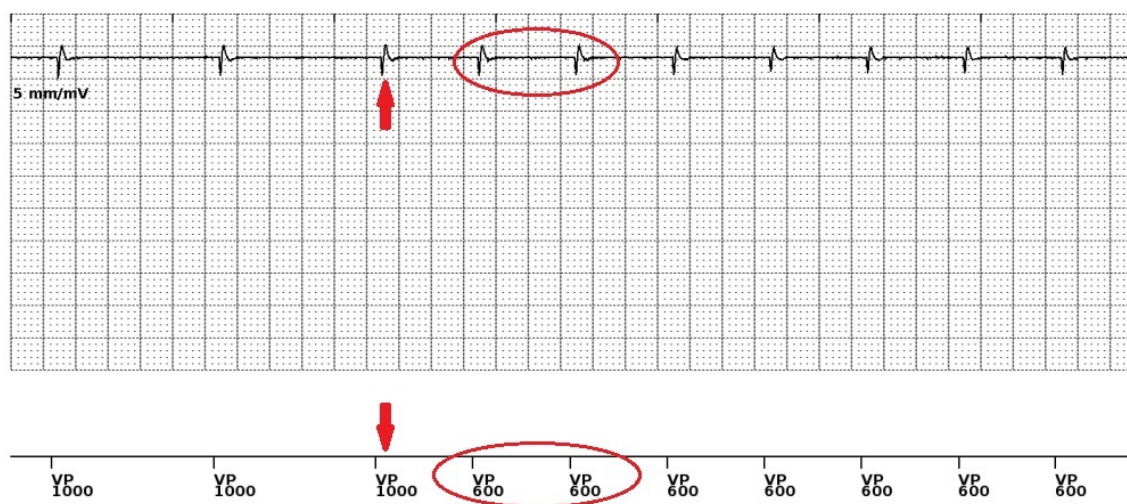
### 7.3.2 Výsledky měření

Magnet byl přiložen nejdříve na povrch fantomu a následně byl oddalován (viz obrázek 7.20).



Obrázek 7.20: Přiložení magnetu k fantomu  
(zdroj: autor)

První měření přineslo viditelný výsledek. Obrázek 7.21 zobrazuje přepnutí kardiostimulátoru do asynchronního režimu, při kterém přístroj stimuluje fixní frekvencí 100/min. Červenými kolečkami je označeno přepnutí na asynchronní režim.



Obrázek 7.21: Přepnutí kardiostimulátoru do asynchronního režimu  
(zdroj: autor)

Bylo zjištěno, že magnet nemusí být přiložen přímo na povrch fantomu (pacientovi na kůži), aby byl přístroj deaktivován. Už při vzdálenosti 4 cm od povrchu fantomu došlo k přepnutí kardiostimulátoru do asynchronního režimu. Při vzdálenosti 4,5 cm, nebyl magnet už přístrojem detekován.

Postup při přikládání vrtačky je zobrazen na obrázku 7.22. Největší hodnota magnetického pole byla naměřena z boku obou stran v místě motoru vrtačky. Hodnota se pohybovala okolo 4 mT. Tyto místa tak byly přikládány k fantomu.



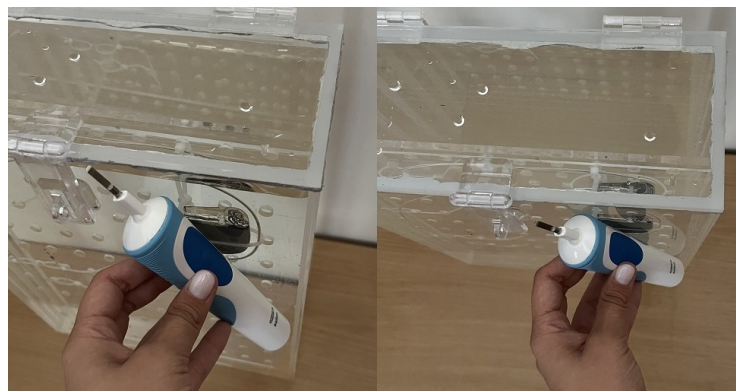
Obrázek 7.22: Přiložení vrtačky k fantomu  
(zdroj: autor)

Během dalšího měření byla na fantom nasazena sluchátka (viz obrázek 7.23). U sluchátek byla naměřena hodnota magnetického pole nejvyšší, 14 mT, uvnitř náušníků. Magnetické pole ale se vzdáleností rychle klesá. Ve vzdálenosti 2,5 cm od tohoto místa byla naměřena hodnota 1 mT.



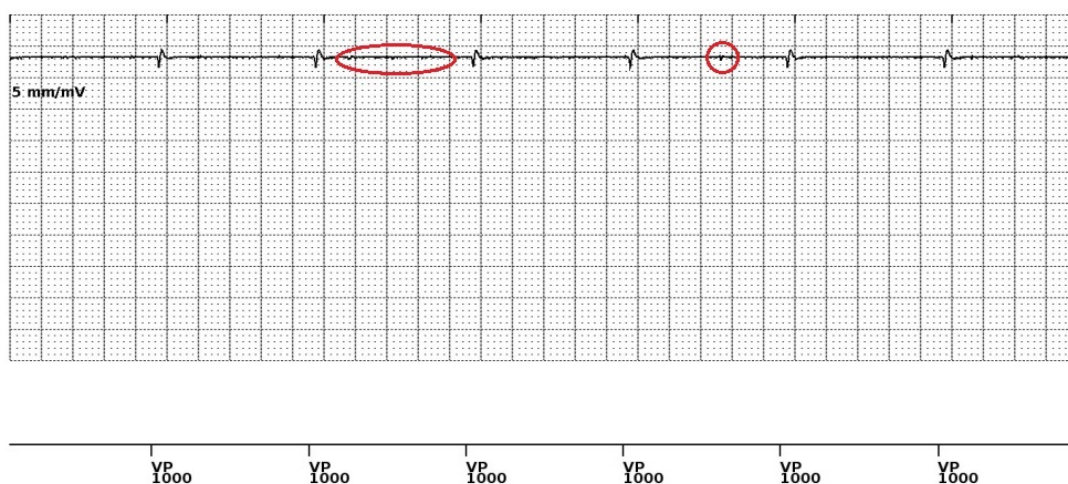
Obrázek 7.23: Nasazení sluchátek na fantom  
(zdroj: autor)

Kartáček byl přikládán obdobně jako vrtačka (viz obrázek 7.24). Místa, kde bylo naměřeno nejsilnější magnetické pole, byly opět v okolí motoru. V těchto místech bylo na kartáčku naměřeno magnetické pole okolo 4 mT, kdy pole se zvětšující se vzdáleností enormně klesalo.



Obrázek 7.24: Přiložení kartáčku k fantomu  
(zdroj: autor)

Přiložením sluchátek, kartáčku a vrtačky nebyl přístroj nijak rušen. Proměnné pole těchto předmětů bylo zkoušeno i v okolí elektrod. Naměřili jsme pouze mi-niaturní artefakt u spuštěné vrtačky (viz obrázek 7.25). K artefaktu došlo až při přiložení vrtačky do okolí elektrody a zvýšení koncentrace roztoku na 0,9 %. Namě-řené artefakty jsou označeny na obrázku červenými kolečky.



Obrázek 7.25: Spuštění vrtačky při koncentraci roztoku 0,9 %  
(zdroj: autor)

Při dalším měření byla použita magnetoterapie, která se využívá v rehabilitaci (viz obrázek 7.26).



Obrázek 7.26: Magnetoterapie  
(zdroj: autor)

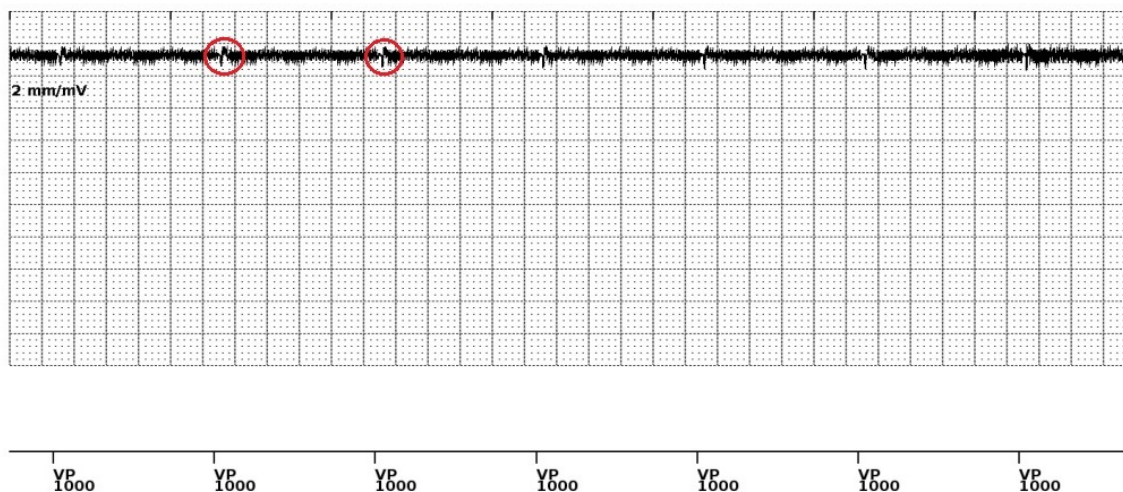
Na přístroji bylo možné nastavit různé hodnoty frekvence produkovaného magnetického pole a jeho intenzitu. Došlo tak k více měření s tímto zdrojem rušení. Intenzita pole byla vždy nastavena na 100 %. Po každém přenastavení frekvence bylo provedeno měření. Polštářek s magnety byl přiložen přímo na povrch fantomu a následně byl oddalován (viz obrázek 7.27).



Obrázek 7.27: Přiložení magnetoterapie k fantomu  
(zdroj: autor)

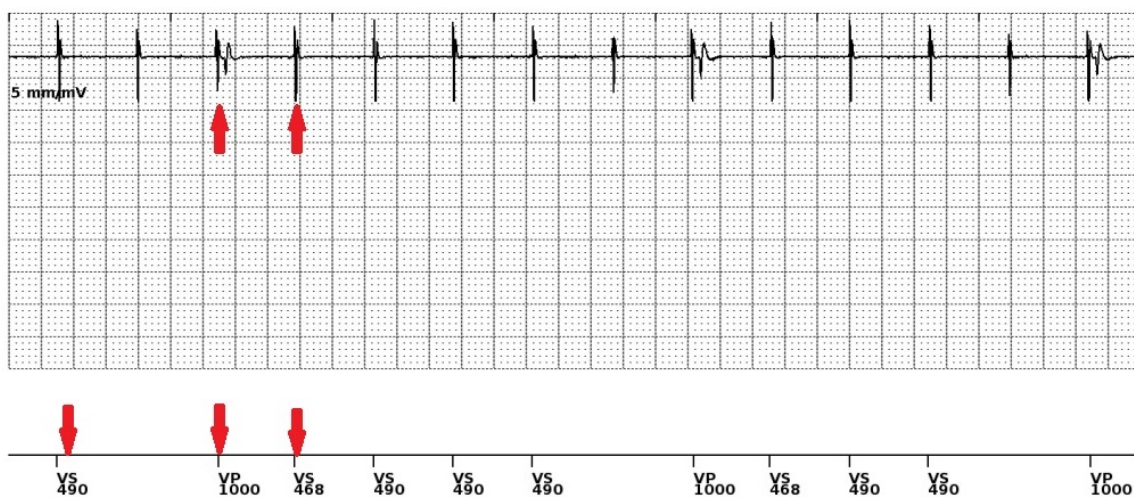
Kardiostimulátor byl ze začátku experimentu s magnetoterapií nastaven na uni-

polární typ stimulace. První pokus proběhl s magnetoterapeutickým přístrojem nastaveným na 72 Hz a 100% intenzitu. Na obrázku 7.28 lze vidět, jak se kardiostimulátor zachoval při přiblížení polštářku s magnety do vzdálenosti 15 cm od fantomu. Červeně jsou na tomto obrázku vyznačeny stimulační pulsy přístroje.



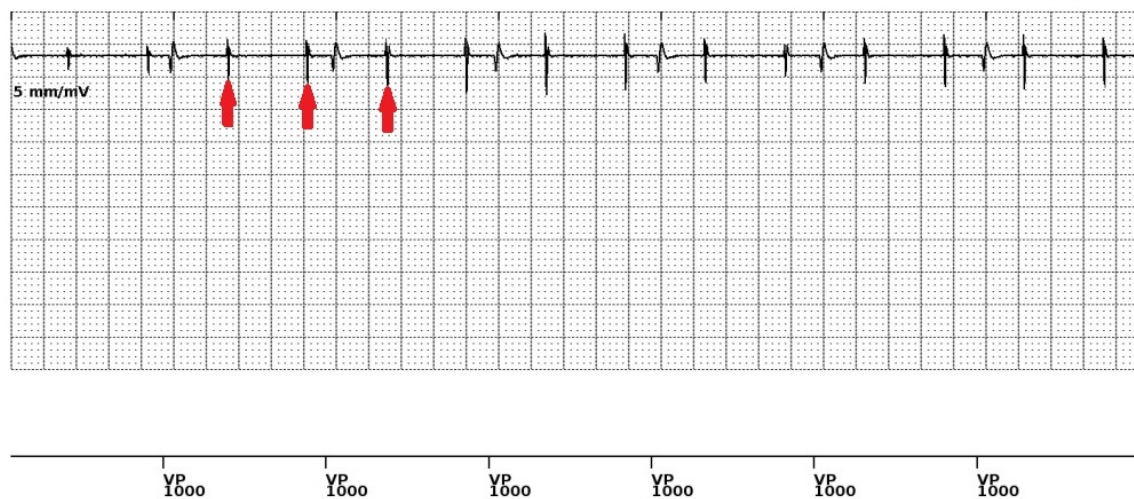
Obrázek 7.28: Přiblížení magnetoterapie do vzdálenosti 15 cm  
(zdroj: autor)

Následně byl magnetoterapeutický přístroj přenastaven na frekvenci 2 Hz. Nízké frekvence jsou velmi blízké normální frekvenci srdce. Bylo tedy předpokládáno, že kardiostimulátor rušení, o takto nízké frekvenci, rozpozná jako vlastní srdeční aktivitu, což bylo potvrzeno. Experimentem bylo zjištěno, že ve vzdálenosti do 8 cm od povrchu fantomu bylo rušení o frekvenci 2 Hz zaznamenáno jako vlastní srdeční aktivita označená jako VS (viz obrázek 7.29). Červené šipky znázorňují důležité změny, které při měření nastaly, u tohoto měření zaznamenání vlastní srdeční aktivity.



Obrázek 7.29: Přiblížení magnetoterapie do vzdálenosti méně než 8 cm  
(zdroj: autor)

Naopak při umístění stejného zdroje rušení do vzdálenosti větší než 8 cm, bylo sice rušení přístrojem zaznamenáno, ale kardiostimulátor si ho nevšímá a stále pokračuje ve stimulaci (viz obrázek 7.30). Zaznamenané rušení je na obrázku znázorněno opět červenými šipkami.

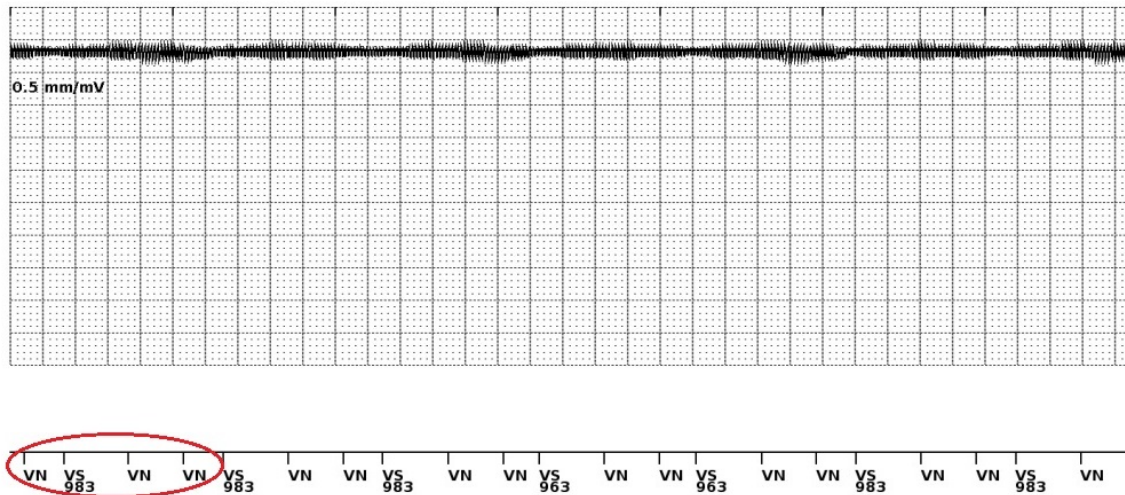


Obrázek 7.30: Umístění magnetoterapie do vzdálenosti více než 8 cm  
(zdroj: autor)

Po zvýšení frekvence magnetoterapie na 50 Hz začal kardiostimulátor interpretovat rušení nejen jako vlastní srdeční aktivitu (VS), ale též jako šum tzv. ventricule

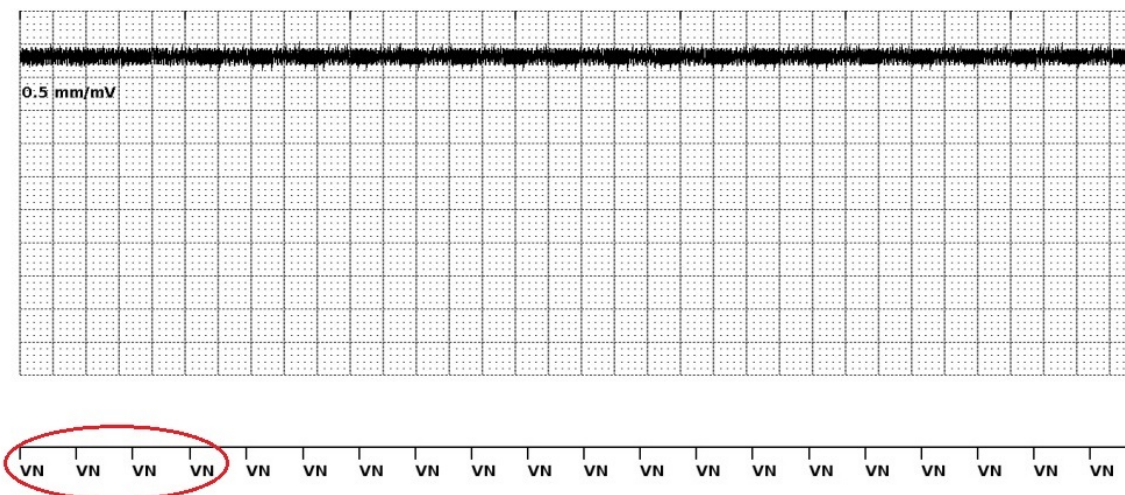


noise response (VN). Noise response je předprogramované chování přístroje, které nastane při významném rušení. V takovémto případě je stimulace kardiostimulátoru plně inhibována (VP). To lze vidět na obrázku 7.31.



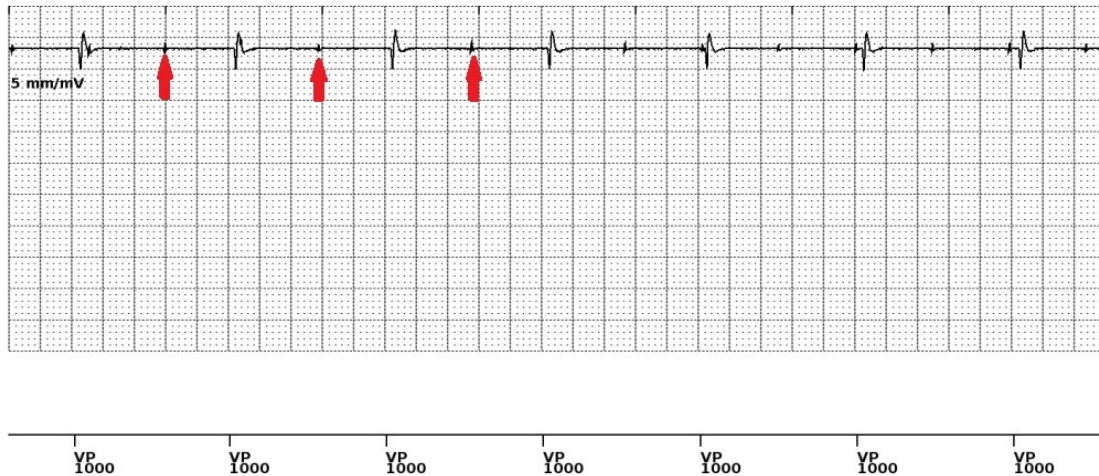
Obrázek 7.31: Rušení kardiostimulátoru interpretováno jako VS a VN  
(zdroj: autor)

Při dalším zvyšování frekvence nad 50 Hz je možné jako odezvu implantabilního kardiostimulátoru pozorovat pouze šum (viz obrázek 7.32). Červeně jsou u obou obrázků znázorněny změny, které při měření nastaly.



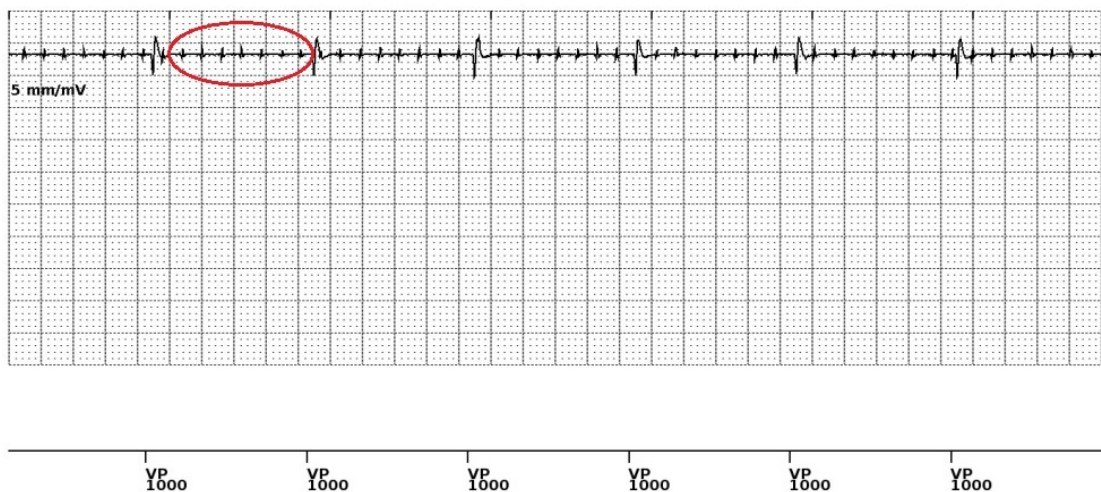
Obrázek 7.32: Rušení kardiostimulátoru na frekvenci 72 Hz  
(zdroj: autor)

Magnetoterapeutický přístroj byl nastaven zpět na hodnotu frekvence 2 Hz. Změna nastala v přenastavení kardiostimulátoru na bipolární mód stimulace. Výsledek měření je možné vidět na obrázku 7.33).



Obrázek 7.33: Rušení kardiostimulátoru na frekvenci 2 Hz při bipolární stimulaci (zdroj: autor)

Následně docházelo pouze ke změně frekvence na 4, 6 a 8 Hz. Rušení při zvyšování frekvence přibývalo, ale v žádném z případů nebylo rozpoznáno jako vlastní srdeční aktivita či šum (viz obrázek 7.34). Ani při změně roztoku na fyziologický nedošlo ke změně. Vzniklé rušení je opět označeno obrázcích červenými prvky.



Obrázek 7.34: Rušení kardiostimulátoru na frekvenci 8 Hz při bipolární stimulaci (zdroj: autor)

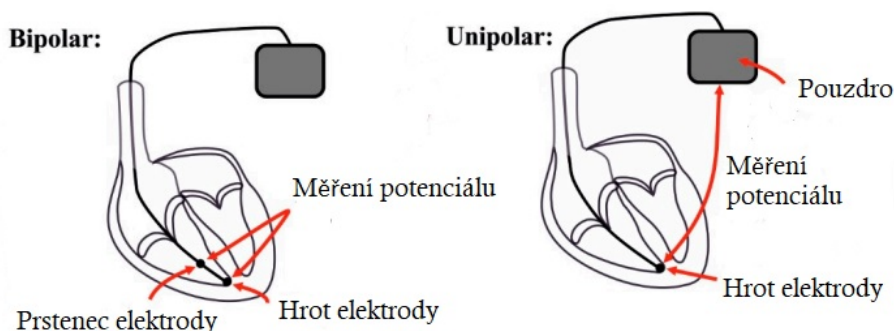
## 8 Diskuze

Před samotným měřením bylo předpokládáno, že rušení od běžně používaných předmětů (vrtačka, elektrický zubní kartáček a sluchátka) bude alespoň minimálně přístrojem zachyceno. To se podařilo prokázat pouze u měření se zapnutou vrtačkou, kdy byl roztok změněn na roztok fyziologický. Výsledné artefakty ale nebyly tak značné. Důvod, proč nedošlo k zarušení těmito předměty, mohlo být způsobeno např. tím, že předměty nebyly dostatečně dlouho u kardiostimulátoru přiloženy. Jelikož intenzita elektromagnetického pole klesá s kvadrátem vzdálenosti, nemusel být kardiostimulátor zarušen i z tohoto důvodu.

Vliv na měření mohla mít i vodivost připraveného roztoku ve fantomu. Při použití fyziologického roztoku 0,9 % byly pozorovány lehce odlišné výsledky. V těchto článcích [53, 51, 52] byly použity vyšší koncentrace použitého roztoku než v této bakalářské práci. Roztoky zmíněné v článcích byly namíchaný s koncentrací cca 0,18 %. V práci [54] paní Váňová použila naopak roztok s ještě vyšší koncentrací, roztok fyziologický. U těchto roztoků byla, díky vyšší koncentraci soli, zvýšena i vodivost roztoku. Takto vysoká vodivost, podle provedeného měření závislosti vodivosti roztoku na frekvenci, neodpovídá realitě pro nízké frekvence. V práci bylo ověřeno rušení u konkrétních předmětů od konkrétních výrobců. Otázkou zůstává, zda by měření se stejnými předměty, ale od jiných výrobců nedopadlo jinak. K detailnějšímu ověření by bylo nutné provést mnohem rozsáhlejší studii. Cílem práce bylo ověření funkčnosti zkonstruovaného fantomu.

Při použití magnetoterapie docházelo ke značnému rušení kardiostimulátoru v unipolárním módu, které by pro pacienta přinášelo riziko neadekvátní terapie. Jako řešení se pro pacienty, kteří musí často docházet na určitá ošetření, nabízí na-

stavení přístroje do bipolárního módu stimulace. Je známo, že bipolární stimulace je méně náchylná na vnější elektromagnetické rušení a šum, než stimulace unipolární. Pro porovnání a potvrzení tohoto faktu byl přístroj změřen v obou případech, jak v unipolárním, tak v bipolárním módu stimulace. Naplnil se předpoklad, že bude obtížné kardiostimulátor při bipolární stimulaci zarušit, což přináší malé riziko vzniku komplikací z důvodu vlivu EMI. Unipolární mód stimulace přináší vysoké riziko zarušení přístroje. Důvod je znázorněn na obrázku 8.1.



Obrázek 8.1: Bipolární (vlevo) a unipolární (vpravo) stimulace  
(převzato z: [51])

Při bipolární konfiguraci dochází ke vzniku rozdílu potenciálů pouze mezi hrotem elektrody a proximálním prstencem, který je od hrotu vzdálen několik milimetrů. Naopak u unipolárního módu stimulace je potenciálový rozdíl měřen mezi hrotem elektrody a pouzdrem vlastního přístroje. Tím vzniká velká elektrická smyčka, kterou lze snadněji zarušit. U bipolární konfigurace je smyčka, kde může být přístroj zarušen, mnohonásobně menší.

## 9 Závěr

Předcházení rizik, spojené s elektromagnetickým rušením implantabilní techniky, spočívá především v jejich včasném zjištění a provedení případných opatření. Teoretická část práce zprvu poskytla znalosti z anatomie a elektrofyziologie srdce. Dále byla popsána, dnes široce využívaná, kardiostimulační technika, na kterou navazovala kapitola o elektromagnetické kompatibilitě a jejím vlivu na implantabilní přístroje. V neposlední řadě byl závěr teoretické části práce věnován elektrickým parametrům biologických tkání a řešerši experimentálních fantomů pro ucelený přehled.

Všechny cíle práce byly splněny. Úspěšně se povedlo vytvořit fantom pro měření vlivu elektromagnetického rušení na implantabilní kardiostimulační techniku. Fantom dostatečně simuluje všechny tkáně, které se běžně okolo přístroje vyskytují. Vytvořený fantom umožňuje provést řadu měření v určitých polohách, vzdálenostech a orientacích. Také je možnost provést měření pro rozdílnou hloubku zavedení přístroje díky třem různým způsobům usazení mřížky.

Díky zkonstruovanému fantomu bylo dokázáno, že některé přístroje jsou schopny implantabilní kardiostimulační techniku zarušit, což může mít pro pacienty vážné následky. Při měření s magnetoterapeutickým přístrojem bylo zjištěno, že hrozbu představují např. i některé lékařské přístroje k vyšetřování a ošetřování pacientů. Pomocí jednoho z experimentů bylo dále potvrzeno, že bipolární stimulace implantabilního přístroje je mnohem méně náchylná k vnějšímu elektromagnetickému rušení, než konfigurace unipolární. I přes to, je ale pacientům doporučováno, dávat si na používání větších elektrických nástrojů pozor. Jedno z doporučení je dodržování dostatečné vzdálenosti, při používání elektrických nástrojů, od kardiostimulátoru. S dodržováním vzdálenosti je též doporučováno, nikoliv nařizováno, používání elek-

trických předmětů jen na dobu nezbytně nutnou.

Práce si dále kladla za cíl zkontrolovat funkčnost vyrobeného fantomu. Tento cíl byl splněn. Fantom bude možné využít jako pomůcku v praxi k dalším konkrétnějším studiím, které se budou vlivu elektromagnetického rušení věnovat. Bakalářská práce může sloužit jako úvodní studie, na kterou mohou další studie navázat a pokračovat dále s mapováním dalších nebezpečných zdrojů EMI. Prací byla zkontrolována funkčnost vyrobeného fantomu.

## Seznam použité literatury

- [1] Korpas, David. *Kardiostimulační technika*. 1. vyd. Praha: Mladá fronta, 2011. ISBN 978-80-204-2492-1.
- [2] Bulava, Alan. *Kardiologie pro nelékařské zdravotnické obory*. 1. vydání. Praha: Grada Publishing, 2017. ISBN 978-80-271-0468-0.
- [3] Čihák, Radomír. *Anatomie 3*. Vyd. 3. Praha: Grada Publishing, 2016. ISBN 978-80-247-5636-3.
- [4] Rokyta, Richard. *Fyziologie a patologická fyziologie: pro klinickou praxi*. 1. vydání. Praha: Grada Publishing, 2015. ISBN 978-80-247-4867-2.
- [5] Beneš, Jiří, Daniel Jiráček a František Vítek. *Základy lékařské fyziky*. 4. vydání. V Praze: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum, 2015. ISBN 978-80-246-2645-1.
- [6] Eisenberger, Martin, Alan Bulava a Martin Fiala. *Základy srdeční elektrofyzologie a katérových ablací*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-3677-8.
- [7] Ellenbogen, Kenneth A. et al. *Clinical cardiac pacing, defibrillation, and resynchronization therapy*. 5th ed. Philadelphia, PA: Elsevier, 2017. ISBN 978-0-323-37804-8.
- [8] Bennett, David H. *Srdeční arytmie: praktické poznámky k interpretaci a léčbě*. 1. vyd. Praha: Grada, 2014. ISBN 978-80-247-5134-4.
- [9] Barold, S. Serge, R. Stroobandt a Alfons F. Sinnaeve. *Cardiac pacemakers and resynchronization step-by-step: an illustrated guide*. 2nd ed. Chichester: Wiley-Blackwell, 2010. ISBN 978-1-4051-8636-0.

- [10] MULPURU, Siva K. et al. Cardiac Pacemakers: Function, Troubleshooting, and Management. *Journal of the American College of Cardiology* [online]. 2017, **69**(2), s. 189–210 [cit. 2022-03-22]. ISSN 07351097. Dostupné z DOI: [10.1016/j.jacc.2016.10.061](https://doi.org/10.1016/j.jacc.2016.10.061).
- [11] STROOBANDT, Roland X., S. Serge BAROLD a Alfons F. SINNAEVE. *Implantable cardioverter-defibrillators step by step: an illustrated guide*. 1st pub. Chichester: Wiley-Blackwell, 2009. ISBN 978-1-4051-8638-4.
- [12] TÁBORSKÝ, Miloš et al. *Kardiologie*. Praha: Česká kardiologická společnost, 2021. ISBN 978-80-271-1439-9.
- [13] OTT, Henry W. *Electromagnetic compatibility engineering*. Hoboken: Wiley, 2009. ISBN 978-0-470-18930-6.
- [14] MISIRI, Juna, Fred KUSUMOTO a Nora GOLDSCHLAGER. Electromagnetic Interference and Implanted Cardiac Devices: The Nonmedical Environment (Part I). *Clinical Cardiology* [online]. 2012, **35**(5), s. 276–280 [cit. 2022-03-27]. ISSN 01609289. Dostupné z DOI: [10.1002/clc.21998](https://doi.org/10.1002/clc.21998).
- [15] KAUR, Mandeep, Shikha KAKAR a Danvir MANDAL. Electromagnetic interference. In: *2011 3rd International Conference on Electronics Computer Technology* [online]. IEEE, 2011, s. 1–5 [cit. 2022-03-27]. ISBN 978-1-4244-8678-6. Dostupné z DOI: [10.1109/ICECTECH.2011.5941844](https://doi.org/10.1109/ICECTECH.2011.5941844).
- [16] OKUMURA, Takahiro a Kazuyuki KOJIMA. Effects of electromagnetic interferences on implantable cardiac pacemakers. In: *2013 IEEE 2nd Global Conference on Consumer Electronics (GCCE)* [online]. IEEE, 2013, s. 59–62 [cit. 2022-03-29]. ISBN 978-1-4799-0892-9. Dostupné z DOI: [10.1109/GCCE.2013.6664924](https://doi.org/10.1109/GCCE.2013.6664924).
- [17] SVOBODA, Emanuel. *Přehled středoškolské fyziky*. 6., upravené a doplněné vydání. Praha: Prometheus, 2019. ISBN 978-80-7196-475-9.



- [18] MORAVA, J., A. RICHTER a J. EICHLER. Detection of Electromagnetic Interference on Electrodes of Cardiac Implantable Electronic Devices. In: *MEASUREMENT 2019: Proceedings of the 12th International Conference on Measurement*. Bratislava: Slovak academy of science, 2019. ISBN 978-80-972629-2-1.
- [19] REICHL, Jaroslav a Martin VŠETIČKA. *Elektrická indukce* [online]. Praha, 2007 [cit. 2022-06-08]. Dostupné z: <http://fyzika.jreichl.com/main.article/view/230-elektricka-indukce%5C#>.
- [20] DVOŘÁK, Leoš. *Maxwellovy rovnice: K přednášce NFUF103 Elektřina a magnetismus*. Praha: MFF UK Praha, 2020. Dostupné také z: [https://kdf.mff.cuni.cz/vyuka/Fyzika2elmag/ElMag\\_12\\_MaxwellovyRovnice\\_ver\\_0a.pdf?fbclid=IwAR0V1wz7gMhi-0Rw9bvGoOYSZBPbNIMnFrIsNam\\_ow5NdjhEZhUeGdpsatA](https://kdf.mff.cuni.cz/vyuka/Fyzika2elmag/ElMag_12_MaxwellovyRovnice_ver_0a.pdf?fbclid=IwAR0V1wz7gMhi-0Rw9bvGoOYSZBPbNIMnFrIsNam_ow5NdjhEZhUeGdpsatA).
- [21] FEYNMAN, Richard Phillips, Robert B. LEIGHTON a Matthew L. SANDS. *Feynmanovy přednášky z fyziky: revidované vydání s řešenými příklady*. 2. vydání. Praha: Fragment, 2013. ISBN 978-80-253-1643-6.
- [22] HRIVŇÁK, Daniel. *Diferenciální operátory vektorové analýzy*. Ostrava: Ostravská univerzita, 2002. Dostupné také z: [http://artemis.osu.cz/uvma3/UVMA3\\_1.pdf](http://artemis.osu.cz/uvma3/UVMA3_1.pdf).
- [23] SEDLÁK, Bedřich a Ivan ŠTOLL. *Elektřina a magnetismus*. Vyd. 3., V nakl. Karolinum 2. Praha: Karolinum, 2012. ISBN 978-80-246-2198-2.
- [24] MORAVA, Jan, Aleš RICHTER a Pavel KUČERA. Electromagnetic Compatibility of Cardiac Stimulation Technology in Relation to Human Body—The Introductory Study. In: *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2018* [online]. Singapore: Springer Singapore, 2019, s. 755–760 [cit. 2022-03-22]. ISBN 978-981-10-9034-9. Dostupné z DOI: [10.1007/978-981-10-9035-6\\_139](https://doi.org/10.1007/978-981-10-9035-6_139).

- [25] MISIRI, Juna, Fred KUSUMOTO a Nora GOLDSCHLAGER. Electromagnetic Interference and Implanted Cardiac Devices: The Medical Environment (Part II). *Clinical Cardiology* [online]. 2012, **35**(6), s. 321–328 [cit. 2022-03-27]. ISSN 01609289. Dostupné z DOI: [10.1002/clc.21997](https://doi.org/10.1002/clc.21997).
- [26] YERRA, Lakshminarayan a Pratap C. REDDY. Effects of Electromagnetic Interference on Implanted Cardiac Devices and Their Management. *Cardiology in Review* [online]. 2007, **15**(6), s. 304–309 [cit. 2022-06-19]. ISSN 1061-5377. Dostupné z DOI: [10.1097/CRD.0b013e31813e0ba9](https://doi.org/10.1097/CRD.0b013e31813e0ba9).
- [27] SEIDMAN, Seth J. et al. In vitro tests reveal sample radiofrequency identification readers inducing clinically significant electromagnetic interference to implantable pacemakers and implantable cardioverter-defibrillators. *Heart Rhythm* [online]. 2010, **7**(1), s. 99–107 [cit. 2022-06-19]. ISSN 15475271. Dostupné z DOI: [10.1016/j.hrthm.2009.09.071](https://doi.org/10.1016/j.hrthm.2009.09.071).
- [28] ČSN EN 45502-2-1. *Aktivní implantabilní zdravotnické prostředky - Část 2-1: Zvláštní požadavky na aktivní implantabilní zdravotnické prostředky určené pro léčbu bradyarytmií (kardiostimulátory)*. Praha: Úřad pro technickou normalizaci, metrologii a státní zkušebnictví, 2004.
- [29] ČSN EN 60601-1-2 ED.3. *Zdravotnické elektrické přístroje - Část 1-2: Obecné požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost - Skupinová norma: Elektromagnetická rušení - Požadavky a zkoušky*. Praha: Úřad pro technickou normalizaci, metrologii a státní zkušebnictví, 2016.
- [30] BENEŠ, Jiří, Jaroslava KYMPLOVÁ a František VÍTEK. *Základy fyziky pro lékařské a zdravotnické obory: pro studium i praxi*. 1. vyd. Praha: Grada, 2015. ISBN 978-80-247-4712-5.
- [31] GABRIEL, C. The Dielectric Properties of Tissues. In: *Radio Frequency Radiation Dosimetry and Its Relationship to the Biological Effects of Electromagnetic Fields* [online]. Dordrecht: Springer Netherlands, [b.r.], s. 75–84 [cit. 2022-05-22]. ISBN 978-0-7923-6405-4. Dostupné z DOI: [10.1007/978-94-011-4191-8\\_10](https://doi.org/10.1007/978-94-011-4191-8_10).

- [32] ODELL, M. The human body as an electric circuit. *Journal of Clinical Forensic Medicine* [online]. 1997, 4(1), s. 1–6 [cit. 2022-05-29]. ISSN 13531131. Dostupné z DOI: [10.1016/S1353-1131\(97\)90001-8](https://doi.org/10.1016/S1353-1131(97)90001-8).
- [33] PEYMAN, A. Dielectric properties of tissues; variation with structure and composition. In: *2009 International Conference on Electromagnetics in Advanced Applications* [online]. IEEE, 2009, s. 863–864 [cit. 2022-05-22]. ISBN 978-1-4244-3385-8. Dostupné z DOI: [10.1109/ICEAA.2009.5297351](https://doi.org/10.1109/ICEAA.2009.5297351).
- [34] PEYMAN, Azadeh. Dielectric properties of tissues; variation with age and their relevance in exposure of children to electromagnetic fields; state of knowledge. *Progress in Biophysics and Molecular Biology* [online]. 2011, 107(3), s. 434–438 [cit. 2022-05-22]. ISSN 00796107. Dostupné z DOI: [10.1016/j.pbiomolbio.2011.08.007](https://doi.org/10.1016/j.pbiomolbio.2011.08.007).
- [35] PETERS, M. J., G. STINSTRA a M. HENDRIKS. Estimation of the Electrical Conductivity of Human Tissue. *Electromagnetics* [online]. 2001, 21(7-8), s. 545–557 [cit. 2022-06-19]. ISSN 0272-6343. Dostupné z DOI: [10.1080/027263401752246199](https://doi.org/10.1080/027263401752246199).
- [36] GABRIEL, C., A. PEYMAN a E. H. GRANT. Electrical conductivity of tissue at frequencies below 1 MHz. *Physics in Medicine and Biology* [online]. 2009, 54(16), s. 4863–4878 [cit. 2022-06-19]. ISSN 0031-9155. Dostupné z DOI: [10.1088/0031-9155/54/16/002](https://doi.org/10.1088/0031-9155/54/16/002).
- [37] MORAVA, Jan et al. Vliv polohy kardiostimulační elektrody na detekci elektromagnetické interference. *Elektrorevue* [online]. 2020, 22(5), s. 126–130 [cit. 2022-06-08]. ISSN 1213-1539. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/profile/Jakub-Zajic-2/publication/353038360\\_The\\_influence\\_of\\_cardiostimulation\\_electrode\\_position\\_on\\_the\\_detection\\_of\\_electromagnetic\\_interference/links/60e56544a6fdcc34864199f0/The\\_influence\\_of\\_cardiostimulation\\_electrode\\_position\\_on\\_the\\_detection\\_of\\_electromagnetic\\_interference.pdf](https://www.researchgate.net/profile/Jakub-Zajic-2/publication/353038360_The_influence_of_cardiostimulation_electrode_position_on_the_detection_of_electromagnetic_interference/links/60e56544a6fdcc34864199f0/The_influence_of_cardiostimulation_electrode_position_on_the_detection_of_electromagnetic_interference.pdf).

- [38] KANTOVÁ, Michaela. *Phantom of Muscular Tissue Based on Agar*. Praha, 2020. Dostupné také z: <https://dspace.cvut.cz/handle/10467/86048>.
- [39] SPURNÝ, Pavel. *Návrh suchých heterogenních fantomů pro mikrovlnné zobrazování a hypertermii pomocí numerických simulací*. Praha, 2016. Dostupné také z: <https://dspace.cvut.cz/handle/10467/67547?show=full>.
- [40] RICHTER, Aleš, Želmíra FERKOVÁ a Václav BITTNER. Physical Analysis of Low-dynamic Magnetic Field Impact on Human Tissue. *TRANSACTIONS ON ELECTRICAL ENGINEERING* [online]. 2020, **7**(1), s. 14–17 [cit. 2022-06-19]. ISSN 1805-3386. Dostupné z DOI: [10.14311/TEE.2018.1.014](https://doi.org/10.14311/TEE.2018.1.014).
- [41] ČSN EN 50527-2-1 ED.2. *Postup pro hodnocení vystavení zaměstnanců s aktivními implantabilními zdravotnickými prostředky elektromagnetickým polím - Část 2-1: Specifické hodnocení zaměstnanců s kardiostimulátory*. Praha: Úřad pro technickou normalizaci, metrologii a státní zkušebnictví, 2017.
- [42] LAZEBNIK, Mariya et al. Tissue-mimicking phantom materials for narrowband and ultrawideband microwave applications. *Physics in Medicine and Biology* [online]. 2005, **50**(18), s. 4245–4258 [cit. 2022-07-08]. ISSN 0031-9155. Dostupné z DOI: [10.1088/0031-9155/50/18/001](https://doi.org/10.1088/0031-9155/50/18/001).
- [43] STRICKLETT, Ken L. a James BAKER-JARVIS. *Electrical Properties of Biological Materials: A Bibliographic Survey*. Gaithersburg: National Institute of Standards and Technology, 2000. Dostupné také z: [https://tsapps.nist.gov/publication/get\\_pdf.cfm?pub\\_id=10586](https://tsapps.nist.gov/publication/get_pdf.cfm?pub_id=10586).
- [44] DABBAGH, Ali et al. Tissue-Mimicking Gel Phantoms for Thermal Therapy Studies. *Ultrasonic Imaging* [online]. 2014, **36**(4), s. 291–316 [cit. 2022-07-08]. ISSN 0161-7346. Dostupné z DOI: [10.1177/0161734614526372](https://doi.org/10.1177/0161734614526372).
- [45] MOBASHSHER, Ahmed T. a Amin M. ABBOSH. Artificial Human Phantoms: Human Proxy in Testing Microwave Apparatuses That Have Electromagnetic Interaction with the Human Body. *IEEE Microwave Magazine* [online]. 2015, **16**(6), s. 42–62 [cit. 2022-07-08]. ISSN 1527-3342. Dostupné z DOI: [10.1109/MMM.2015.2419772](https://doi.org/10.1109/MMM.2015.2419772).

- [46] VRÁNOVÁ, Jana et al. *Fantom pro diagnostický ultrazvuk a dopplerovské vyšetření*. Praha: Ústav lékařské biofyziky a lékařské informatiky, 2012. Dostupné také z: <https://docplayer.cz/109522487-Fantom-pro-diagnosticky-ultrazvuk-a-dopplerovske-vysetreni.html>.
- [47] GARRETT, John a Elise FEAR. Stable and Flexible Materials to Mimic the Dielectric Properties of Human Soft Tissues. *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters* [online]. 2014, **13**, s. 599–602 [cit. 2022-07-08]. ISSN 1536-1225. Dostupné z DOI: [10.1109/LAWP.2014.2312925](https://doi.org/10.1109/LAWP.2014.2312925).
- [48] TECHETOVÁ, Magdaléna. *Konduktometrie v učivu fyziky na středních a vysokých školách*. Olomouc, 2013. Dostupné také z: <https://theses.cz/id/ahvie2/7730753>.
- [49] MALIŇÁKOVÁ, Lucie. *Elektrická vodivost elektrolytů a její aplikace ve výuce chemie*. Plzeň, 2014. Dostupné také z: [https://dspace5.zcu.cz/bitstream/11025/12419/1/DP\\_Malinakova\\_Lucie.pdf](https://dspace5.zcu.cz/bitstream/11025/12419/1/DP_Malinakova_Lucie.pdf).
- [50] ŠPALKOVÁ, Zuzana a Věra VYSKOČILOVÁ. *Doplňkový studijní materiál: Chemické výpočty*. Brno: Veterinární a farmaceutická univerzita Brno, 2014. Dostupné také z: [https://www.vfu.cz/files/2110\\_021\\_spalkova.pdf](https://www.vfu.cz/files/2110_021_spalkova.pdf).
- [51] SECKLER, T., K. JAGIELSKI a D. STUNDER. Assessment of Electromagnetic Interference with Active Cardiovascular Implantable Electronic Devices (CIEDs) Caused by the Qi A13 Design Wireless Charging Board. *International Journal of Environmental Research and Public Health* [online]. 2015, **12**(6), s. 5886–5904 [cit. 2022-07-23]. ISSN 1660-4601. Dostupné z DOI: [10.3390/ijerph120605886](https://doi.org/10.3390/ijerph120605886).
- [52] MATTEI, Eugenio et al. Workers with Active Implantable Medical Devices Exposed to EMF: In Vitro Test for the Risk Assessment. *Environments* [online]. 2019, **6**(11) [cit. 2022-07-23]. ISSN 2076-3298. Dostupné z DOI: [10.3390/environments6110119](https://doi.org/10.3390/environments6110119).

- [53] TRANFAGLIA, R. et al. A setup for checking electromagnetic interference between implantable cardiac pacemaker and RFID UHF. In: *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering* [online]. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2009, s. 243–246 [cit. 2022-07-22]. ISBN 978-3-642-03892-1. Dostupné z DOI: [10.1007/978-3-642-03893-8\\_69](https://doi.org/10.1007/978-3-642-03893-8_69).
- [54] BARBORA, Váňová. *Vliv vnějších elektromagnetických polí na kardiostimulační techniku*. Liberec, 2019. Dostupné také z: <https://dspace.tul.cz/handle/15240/152637>.

## Seznam obrázků

2.1	Anatomie srdce . . . . .	15
2.2	Převodní systém srdeční . . . . .	17
2.3	Akční potenciál myokardu . . . . .	18
3.1	Unipolární a bipolární stimulace . . . . .	24
3.2	Hoorwegova-Weissova křivka . . . . .	25
3.3	Aktivní (vlevo) a pasivní (vpravo) fixace . . . . .	28
3.4	Různé typy fixace levokomorové elektrody . . . . .	28
5.1	Hodnota vodivosti vybraných tkání pro různé frekvence . . . . .	39
5.2	Relativní permitivita vybraných tkání pro různé frekvence . . . . .	40
5.3	Závislost vodivosti a permitivity svalové tkáně na frekvenci . . . . .	41
5.4	Permitivita (vlevo) a vodivost (vpravo) různých tkání v závislosti na frekvenci . . . . .	41
6.1	Želatinový fantom trupu (vlevo) a prsu (vpravo) . . . . .	45
6.2	Pevné/suché fantomy hlavy . . . . .	46
7.1	Vrtání mřížky pomocí šablony . . . . .	50
7.2	Vyvrtaná mřížka . . . . .	51
7.3	Oblepení papírovou páskou . . . . .	51
7.4	Zavřené víko s tmelem . . . . .	52
7.5	Nastavení jednotek v programu . . . . .	53
7.6	Vytvoření dokumentu (vlevo) a vytvořený dokumentu (vpravo) . . . . .	54

7.7	Nástroje Extrude (zelená šipka), Center point rectangle (modrá šipka) a Dimension (červená šipka) . . . . .	55
7.8	Vytvořený box . . . . .	56
7.9	Vytvoření drážky do stěny boxu . . . . .	57
7.10	Pohled zeshora na box s výřezy na mřížku . . . . .	57
7.11	Návrh mřížky do fantomu . . . . .	58
7.12	Závislost konduktivity roztoku NaCl na koncentraci . . . . .	59
7.13	Rentgenová předozadní a boční projekce pacienta s CIED . . . . .	60
7.14	Měření vodivosti namíchaného roztoku pomocí konduktometru . . . . .	61
7.15	Závislost vodivosti roztoku na obsaženém množství NaCl . . . . .	62
7.16	Závislost vodivosti myokardu na frekvenci . . . . .	62
7.17	Teslametr pro měření magnetického pole . . . . .	63
7.18	Upevnění přístroje na mřížku a vložení mřížky do fantomu . . . . .	64
7.19	Stimulace každých 1000 ms . . . . .	65
7.20	Přiložení magnetu k fantomu . . . . .	66
7.21	Přepnutí kardiostimulátoru do asynchronního režimu . . . . .	66
7.22	Přiložení vrtačky k fantomu . . . . .	67
7.23	Nasazení sluchátek na fantom . . . . .	67
7.24	Přiložení kartáčku k fantomu . . . . .	68
7.25	Spuštění vrtačky při koncentraci roztoku 0,9 % . . . . .	68
7.26	Magnetoterapie . . . . .	69
7.27	Přiložení magnetoterapie k fantomu . . . . .	69
7.28	Přiblížení magnetoterapie do vzdálenosti 15 cm . . . . .	70
7.29	Přiblížení magnetoterapie do vzdálenosti méně než 8 cm . . . . .	71
7.30	Umístění magnetoterapie do vzdálenosti více než 8 cm . . . . .	71
7.31	Rušení kardiostimulátoru interpretováno jako VS a VN . . . . .	72
7.32	Rušení kardiostimulátoru na frekvenci 72 Hz . . . . .	72
7.33	Rušení kardiostimulátoru na frekvenci 2 Hz při bipolární stimulaci . . . . .	73
7.34	Rušení kardiostimulátoru na frekvenci 8 Hz při bipolární stimulaci . . . . .	73
8.1	Bipolární (vlevo) a unipolární (vpravo) stimulace . . . . .	75