

**VŠB – Technická univerzita Ostrava**  
**Fakulta elektrotechniky a informatiky**

**BAKALÁŘSKÁ PRÁCE**

**2009 / 2010**

**Ondřej Čapek**

**VŠB – Technická univerzita Ostrava**  
**Fakulta elektrotechniky a informatiky**  
**Katedra měřicí a řídicí techniky**

**Měření vlivu rušení EMC na činnost kardiostimulátoru**

**2009 / 2010**

**Ondřej Čapek**

**VŠB - Technical University of Ostrava  
Faculty of Electrical Engineering and Computer Science  
Department of Measurement and Control**

**Measurement of EMC Influence on Cardiac Stimulator  
Function**

**2009 / 2010**

**Ondřej Čapek**

## Prohlášení o autorství

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.

Datum odevzdání bakalářské práce: 7. 5. 2010

V Ostravě dne 6. 5. 2010



.....  
Ondřej Čapek

## Poděkování

Děkuji vedoucím bakalářské práce panu Ing. Marku Penhakerovi, Ph.D. a Ing. Radovanu Hájovskému, Ph.D, dále pak Ing. Vladimíru Kašíkovi, Ph.D za ochotu, cenné rady a připomínky při řešení této bakalářské práce. Dále pak děkuji panu Ing. Davidu Korpasovi, Ph.D. ze společnosti Boston Scientific Česká republika, s.r.o. za zapůjčení programátoru Zoom Latitude, kardiostimulátoru Insignia Entra a kardiostimulátoru/defibrilátoru Cognis a poskytnutí informačních zdrojů.

## **Abstrakt**

Tato práce se zabývá posouzením vlivu elektromagnetického neionizujícího záření na kardiostimulátor a na komunikaci mezi kardiostimulátorem a programátorem. Elektromagnetická kompatibilita je otestována přímým přivedením rušivých signálů na vstupy kardiostimulátoru dle normy ČSN EN 45502-2-1, a také generováním rušivých RF signálů, které jsou schopny zarušit komunikaci pomocí bezdrátové ZIP telemetrie, pomocí níž komunikují kardiostimulátory a defibrilátory s programátorem. Pro testování byl sestaven obvod náhradní tkáně, na který se připojil kardiostimulátor, a také anténa pro SRD pásmo, kterou se generoval rušivý RF signál.

Byla prokázána odolnost kardiostimulátoru vůči soufázově přivedenému modulovanému elektromagnetickému poli na obvod náhradní tkáně s připojeným kardiostimulátorem nastaveným do synchronizovaného režimu pomocí signálu z inhibičního generátoru, tedy odolnost kardiostimulátoru vůči rušení, které může do kardiostimulátoru proniknout přes skutečnou tkáň pacienta do elektrod a také pouzdra kardiostimulátoru a změnou chování kardiostimulátoru tak ohrozit zdraví pacienta. Byla také prokázána citlivost komunikace bezdrátové ZIP telemetrie na rušení na frekvencích v pásmu SRD.

## **Klíčová slova**

Kardiostimulátor, elektromagnetická kompatibilita, elektromagnetické záření, anténa, skládaný dipól, pásmo SRD, pásmo UHF, ZIP telemetrie, obvod náhradní tkáně, generátor, synchronizovaný režim, elektroda, stimulační impuls, ERP, ČSV

## Summary

The aim of this thesis is to assess the influence of electromagnetic non-ionizing radiation to cardiac pacemaker and the influence of communication between the cardiac pacemaker and the programmer. Electromagnetic compatibility is tested by direct induction of interference signal to the inputs of cardiac pacemaker according to ČSN EN 45502-2-1 standard and is also tested by generating of interference RF signals that are able to disable the communication using wireless ZIP telemetry, by the use of which cardiac pacemakers and defibrillators communicate with the programmer. For testing purposes a circuit of substitutive tissue has been assembled, to which a cardiac pacemaker has been connected, as well as the antenna for SRD band that radiated interference RF signal.

It has been proved that the cardiac pacemaker is resistant against co-phasally fed modulated electromagnetic field to the circuit of substitutive tissue with the connected cardiac pacemaker set to synchronized mode using the signal from inhibitive generator. Based on this the resistance of cardiac pacemaker has been proved against the interference which can get into the cardiac pacemaker electrodes and its case through the real tissue of the patient. The cardiac pacemaker behaviour change can endanger the patient's health. It has also been proved that the wireless ZIP telemetry communication is sensitive to the interference on the frequencies in SRD band.

## Keywords

Electronic cardiac pacemaker, electromagnetic compatibility, electromagnetic radiation, antenna, folded dipole, SRD band, UHF band, ZIP telemetry, circuit of substitutive tissue, generator, synchronized mode, electrode, stimulative impulse, ERP, VSWR

# Obsah

1	Úvod.....	- 1 -
2	Cíle.....	- 2 -
3	Teoretický rozbor.....	- 2 -
3.1	Elektromagnetická kompatibilita .....	- 2 -
3.2	Kardiostimulátory .....	- 4 -
3.3	Elektromagnetické záření a bezdrátová komunikace .....	- 6 -
4	Vliv elektromagnetického neionizujícího záření na činnost kardiostimulátoru.....	- 10 -
4.1	Příprava měření.....	- 10 -
4.1.1	Obvod náhradní tkáně.....	- 10 -
4.2	Měření .....	- 15 -
4.2.1	Postup měření.....	- 16 -
4.2.2	Naměřená data.....	- 19 -
4.3	Výsledky měření .....	- 23 -
5	Vliv elektromagnetického RF záření na komunikaci mezi kardiostimulátorem a programátorem .....	- 24 -
5.1	Příprava měření.....	- 24 -
5.1.1	Zhotovení antény pro SRD pásmo .....	- 25 -
5.2	Měření .....	- 27 -
5.2.1	Postup měření.....	- 28 -
5.3	Výsledky měření .....	- 28 -
6	Závěr .....	- 33 -

## Seznam použitých zkratek

$V_{pp}$  (Voltage peak-peak) – udává rozkmit (zde napěťového) signálu

EMC – Elektromagnetická kompatibilita

EMS – Elektromagnetická susceptibilita (odolnost, imunita)

EMI – Elektromagnetická Interference (rušení)

ONT – obvod náhradní tkáně

AS (Atrial sense) – snímání v síních

AP (Atrial pace) – stimulace síní

ČSV – činitel stojatých vln

ERP – efektivní vyzářený výkon

RF – radiofrekvenční

LED (Light Emitting Diode) – svítivá dioda

# 1 Úvod

Pacientů s kardiostimulátorem stále přibývá nejen díky stoupající úrovni zdravotnictví, ale také nezdravým životním stylem pacientů. Zároveň se ovšem zvyšuje počet elektronických zařízení a systémů, které, pokud nejsou při výrobě a testování tohoto zařízení dodržovány požadavky elektromagnetické kompatibility, mohou nepříznivě ovlivnit funkci kardiostimulátoru a vést ke komplikacím vedoucím k ohrožení života pacienta.

V této práci jsem chtěl ověřit a vyzkoušet měření EMC kardiostimulátoru, protože mě během studia téma kardiostimulace velmi zaujalo, ale také díky přítomnosti vybavení ve školní laboratoři, potřebného k tomuto měření, jako jsou moderní digitální osciloskopy, funkční generátory, multimetry, ale také kardiostimulátory s programátorem.

Nejprve je věnováno místo specifikaci cílů práce, následuje nástin základních pojmů, ze kterých práce vychází, pak postup při přípravě měření, realizace samotného měření, uvedení naměřených dat a zhodnocení výsledků měření pro obě části práce.



## 2 Cíle

Hlavním cílem mé bakalářské práce je posouzení vlivu elektromagnetického neionizujícího záření na kardiostimulátor a na komunikaci mezi kardiostimulátorem a programátorem, což je podmíněno navržením zapojení měřícího řetězce k posouzení vlivu rušivých signálů na kardiostimulátor a na komunikaci mezi kardiostimulátorem a programátorem, osvojením postupů měření na implantabilním kardiostimulátoru, nastavováním stimulačních režimů a parametrů kardiostimulátoru pomocí programátoru, dále pak samotnou realizací měření – fyzickým sestavením obvodu náhradní tkáně, zhotovením antény, zapojením měřících řetězců, nastavením parametrů jednotlivých prvků řetězce, naměřením a uložením dat, jejich následným zpracováním, zhodnocením dosažených výsledků a vyvozením závěru.

## 3 Teoretický rozbor

### 3.1 Elektromagnetická kompatibilita

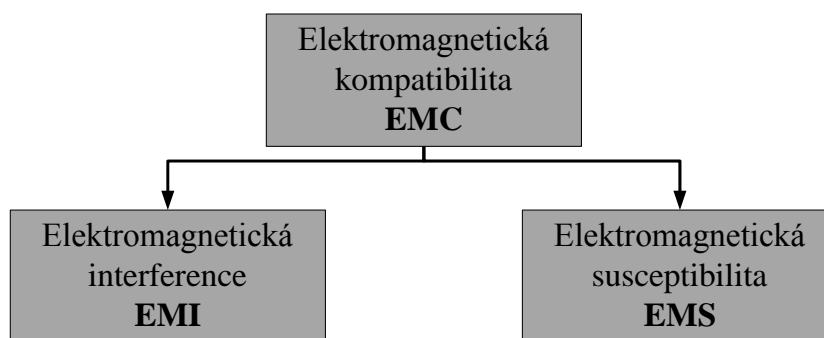
Neustále se zvyšující počet elektronických zařízení, přístrojů a systémů přináší mimo jiné i problémy související s elektromagnetickým rušením a odolností nejen těchto objektů vůči tomuto rušení. Úroveň rušení neúprosně stoupá v kmitočtových pásmech prakticky od 0 Hz až do stovek GHz. Elektronická zařízení mohou obsahovat generátory signálů pracující na několika různých kmitočtech, přičemž každé zařízení, či jeho určitá část může být současně vysílačem (zdrojem) i přijímačem rušení.

Elektromagnetická kompatibilita (slučitelnost) je schopnost zařízení, systému či přístroje správně fungovat i v prostředí, v němž působí jiné zdroje elektromagnetických signálů (přírodní či umělé), zároveň však svou vlastní elektromagnetickou činností nesmí nepřipustně ovlivňovat své okolí, tj. nesmí produkovat signály, které by byly nepřipustně rušivé pro jiná zařízení (technická či biologická). Je to elektrotechnický interdisciplinární obor, který vznikl v šedesátých letech 20. století v USA a po dobu 10 – 15 let se o něj zajímal jen úzký okruh odborníků v elektronice, pracujících ve vojenském a kosmickém průmyslu. Jeho cílem je udržet přijatelnou kvalitu elektromagnetického prostředí.

Každý systém může být samostatně teoreticky dokonale spolehlivý, ale bude prakticky bezcenný v provozu, pokud nebude současně elektromagneticky kompatibilní. Opatření (zvýšení odolnosti citlivějšího zařízení anebo snížení úrovně vyzařování rušivého signálu rušícího systému) je třeba přijmout již ve fázi vývoje zařízení, dodatečné zásahy do zařízení jsou totiž nejen méně účinné, ale také zbytečně složité a drahé. Toto opatření je také nezbytnou podmínkou prodejnosti jakýchkoliv elektronických zařízení na trzích ve všech průmyslových zemích, kde existují normy EMC, kterým musí ze zákona vyhovovat každé zařízení. Dne 1. 1. 1966 vstoupila v zemích EU v platnost direktiva 89/336/EEC, která předepisuje obecné požadavky EMC pro uvedení zařízení na trh. Závažnější než rušení příjmu radiopřijímače nebo televizoru je například ohrožení správné funkce měřících, zdravotnických, bezpečnostních a radiolokačních zařízení, ovládacích systémů důležitých částí strojů

nebo dopravních prostředků. Nedodržení požadavků EMC se může projevit různými způsoby, počínaje zhoršením kvality systémových parametrů konkrétního systému přes částečné nebo úplné omezení systémové funkce až k havarijním technologickým či bezpečnostním stavům s katastrofálními následky.

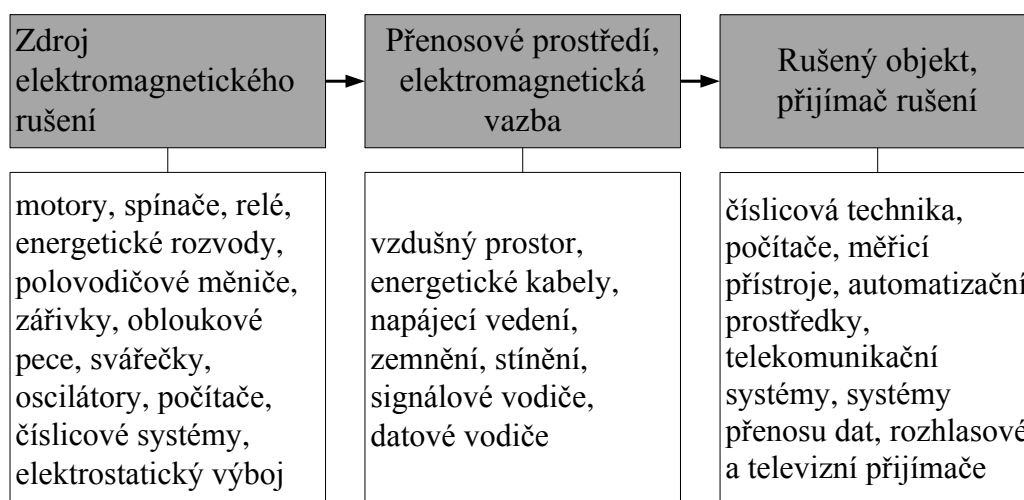
Problematika EMC se člení do dvou základních skupin – elektromagnetická interference (EMI) a elektromagnetická susceptibilita (EMS), viz Obr. 1.



**Obr. 1 Členění EMC**

EMI se zabývá identifikací zdrojů rušení, popisem a měřením rušivých signálů a identifikací přenosových cest. Týká se tedy příčin rušení a jejich odstraňování. EMS se zabývá technickými opatřeními, která zvyšují u objektu (přijímače rušení) odolnost vůči vlivu rušivých signálů, týká se tedy odstraňování důsledků rušení.

Při zkoumání EMC daného zařízení nebo systému se vychází vždy z tzv. základního řetězce EMC (Obr. 2), který zdůrazňuje systémový charakter problematiky EMC, kdy v obecném případě vyšetřujeme všechny tři jeho složky.



**Obr. 2 Základní řetězec EMC**

Měření rušivých signálů představuje praktické ověření stupně EMC daného zařízení z hlediska jeho rušivého působení na ostatní objekty. Prakticky nelze dosáhnout absolutní elektromagnetické kompatibility, proto je nutné stanovit a měřením ověřit dodržení maximálních přípustných hodnot rušivých signálů pro konkrétní druh zařízení. Je také třeba zajistit, aby jednotlivá měření a testy byly reprodukovatelné a tedy vzájemně porovnatelné – metody, postupy, podmínky a měřicí přístroje jsou jednoznačně specifikovány příslušnými národními a mezinárodními normami a jinými regulačními předpisy.

Rušivé signály do zařízení vstupují (případně z něj vystupují) třemi možnými cestami:

- Přenos vedením  
(napájecí, datové, nebo signální vodiče)
- Přenos blízkým elektromagnetickým polem  
(mezi blízkými objekty či zařízeními)
- Přenos vzdáleným elektromagnetickým polem  
(mezi vzdálenými objekty nebo zařízeními na vyšších rádiových přenosech)

V současné době je důležitá i oblast testování elektromagnetické odolnosti objektů, tedy o praktické ověření stupně EMC z hlediska odolnosti vůči rušivým signálům. Testování se provádí jak na hotových zařízeních, tak v průběhu vývoje nových zařízení. [4][5]

### 3.2 Kardiostimulátory

Kardiostimulátor je elektronické zařízení, generátor elektrických impulzů, který má za úkol nahradit vlastní řídicí systém srdce v případě jeho poruchy. Tato porucha může mít za následek nepravidelnou činnost srdce nebo sníženou tepovou frekvenci, což vede ke snížení zásobování tkáně kyslíkem a následné dušnosti, závratím, ztrátám vědomím a někdy i smrti.

Rozdělení kardiostimulace:

1. nepřímá
1. přímá - krátkodobá (stimulátor se nachází vně těla pacienta)  
- dlouhodobá (stimulátor se implantuje pod kůži pacienta)

Z důvodu účelnosti se dále budu věnovat pouze implantabilním kardiostimulátorům pro dlouhodobou stimulaci.

Kardiostimulátory pro dlouhodobou stimulaci:

2. neřízené
3. řízené - P vlnou (inhibované nebo spouštěné)  
- R vlnou (inhibované nebo spouštěné)

**Neřízený kardiostimulátor** je generátor obdélníkových impulzů s pevným opakovacím kmitočtem, v některých případech je možné zvolit dvě frekvence přiložením magnetu k místu, kde je implantován

kardiostimulátor. Stimulovány jsou pouze komory, a to při každém impulzu. Síně tepou vlastní frekvencí, což způsobuje asynchronní činnost komor a síní, tedy horší plnění komor, než při synchronní činnosti. Při obnovení normální činnosti srdce může vzniknout interference signálů ze srdce a kardiostimulátoru a tím nebezpečná fibrilace komor.

**Kardiostimulátor řízený P vlnou** snímá jednou elektrodou P vlnu z pravé síně srdce, po jejíž detekci následuje interval asi 120 ms a poté se vyšle stimulační impuls do pravé komory přes druhou elektrodu. Indiferentní elektrodu snímání i stimulace tvoří kovové pouzdro stimulátoru. Tento typ v podstatě nahrazuje porušený převodní systém, čímž zachovává synchronní činnost síní a komor. Pokud frekvence P vlny klesne pod nastavenou mez, vnutí stimulátor komorám pevný kmitočet a stimulace buď asynchronní, nebo synchronní se stimulací síní i komor.

**Kardiostimulátor řízený P vlnou (inhibovaný)** snímá i stimuluje komory jednou elektrodou v pravé komoře. Pokud je frekvence stahů komor nad určitou mezí, stimulační impulzy nevysílá, pokud ne, vnutí stimulátor komorám pevný kmitočet vysíláním stimulačních impulzů. Po vyslání impulzu následuje asi 300 ms refrakterní doba přístroje (nepřijímá žádné signály), potom se měří předchozí R-R interval. Kardiostimulátor je označován jako On Demand (na vyžádání).

**Kardiostimulátor řízený P vlnou (inhibovaný)** má opět jednu elektrodu v pravé komoře pro snímání i stimulaci. Pokud je frekvence komor nižší než nastavená mez, je vysílán pevný kmitočet impulzů, pokud ne, impulzy jsou vysílány zároveň s R vlnou. Prakticky se nepoužívá (vyšší spotřeba a trvalá deformace EKG signálu stimulačními impulzy).

**Dvoudutinový kardiostimulátor** potřebuje jednu elektrodu v síni a jednu v komoře. Správným nastavením zpoždění mezi stimulací síní a komor se zajistí synchronní činnost srdce.

**Programovatelný kardiostimulátor** umožňuje funkční přizpůsobení požadavkům organismu konkrétního pacienta. Lze ho tedy například přeprogramovat na jiný typ kardiostimulátoru, nastavit amplitudu impulzů, citlivost stimulátoru, jeho refrakterní dobu, AV zpoždění, nebo z něj získat informace, kolikrát byl inhibován, kolikrát vyslal impuls, zobrazit historii srdeční akce. Tyto úkony lze provádět telemetricky buď magnetickou sondou (kruhový tvar), nebo bezdrátově pomocí vysokofrekvenčního elektromagnetického pole.

**Fyziologický kardiostimulátor** je svými vstupy a výstupy zapojen do uzavřené smyčky biologických regulačních soustav a pomocí snímačů dechové frekvence, teploty, pH, QT intervalu, hluku prostředí nebo pohybu, pomocí kterých přizpůsobují stimulační frekvenci srdce. K tomuto ideálnímu kardiostimulátoru se nejvíce blíží typ s označením DDDR (viz níže).

Nejpoužívanějším **napájecím zdrojem** kardiostimulátoru je v současné době **lithiová baterie**, která se vyznačuje nízkým samovybíjením, životností 8 – 12 let, nízkou hmotností a objemem vztaženou na jednotku energie a vysokou provozní spolehlivost. [6]

Pořadí	I	II	III	IV
Kategorie	Stimulovaná dutina (dutiny)	Detekovaná dutina (dutiny)	Způsob odezvy	Programovatelnost
	O - žádná	O - žádná	O - žádná	O - žádná
	A - síň	A - síň	T - spouštění	P - jednoduchá
	V - komora	V - komora	I - inhibice	M - multiprogramovatelný
	D - síň i komora	D - síň i komora	D - síň i komora	C - s komunikací
				R - kmitočtová adaptibilita
pouze výrobní označení	S - jedna dutina (single), A nebo V	S - jedna dutina (single), A nebo V		

Tab. 1 Mezinárodní kód pro označení kardiostimulátorů

### 3.3 Elektromagnetické záření a bezdrátová komunikace

Elektromagnetické záření (vlnění) je energie elektromagnetického pole, která se může šířit volným prostorem. Skládá se ze dvou složek - elektrické a magnetické. Vektory intenzity elektrického pole  $E$  a magnetického pole  $H$  jsou navzájem kolmé a současně jsou kolmé i ke směru šíření vln. Základní charakteristikou elektromagnetického vlnění je vlnová délka  $\lambda$  ( $\lambda = \frac{c}{f}$ ) nebo frekvence  $f$  ( $f = \frac{c}{\lambda}$ ).

Vlnění se šíří ve vakuu rychlostí světla, tj.  $c = 299792458 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1} \approx 3 \cdot 10^8 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ . Seřazením vlnových délek záření vydávaného určitým zdrojem a zjištěním intenzity záření na jednotlivých vlnových délkách, dostaneme tzv. elektromagnetické spektrum: [8][10]

Elektromagnetické spektrum										
Zkr.	$\gamma$	HX	SX	EUV	NUV	VR	NIR	MIR	FIR	RF
název	gama záření	tvrdé rentg. záření	měkké rentg. záření	extrémní UV záření	blízké UV záření	viditelné světlo	blízké IR záření	IR střední vlnové délky	dlouhé IR záření	rádiové vlny
od	300EHz	30 EHz	3 EHz	300 PHz	30 PHz		3 PHz	300 THz	30 THz	300 GHz
do	30 EHz	3 EHz	300PHz	30 PHz	3 PHz		300THz	30 THz	300 GHz	3 Hz
$\lambda$	$\sim \text{pm}$			$\sim \text{nm}$			$\sim \mu\text{m}$			$\sim \text{mm} - \text{Mm}$

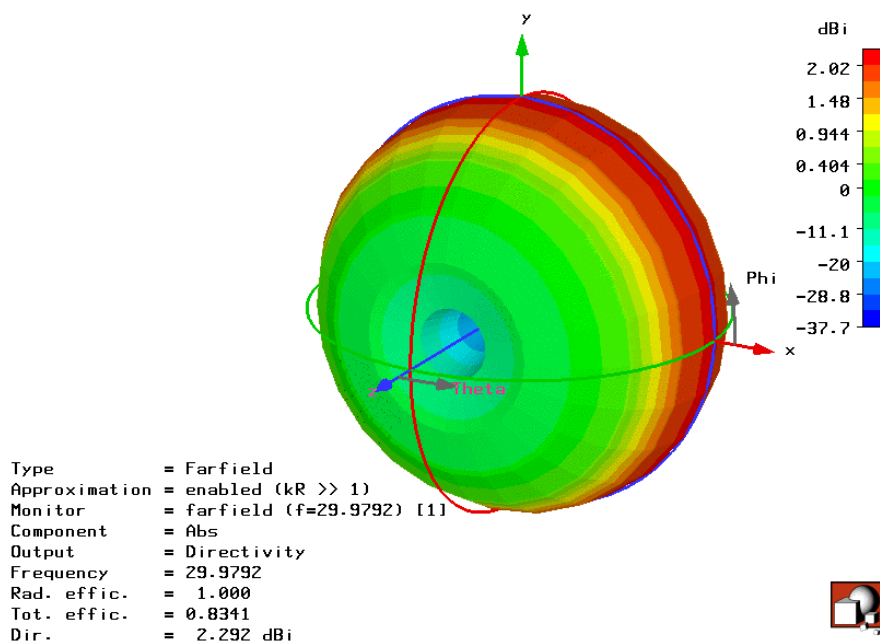
Tab. 2 Elektromagnetické spektrum

**Rádiové záření** (vlny) vzniká převážně v obvodu střídavého proudu (elektromagnetický oscilátor), k němuž je připojena anténa (elektromagnetický dipól). Je využíváno především ke komunikaci v různých podobách a pásmech pomocí modulace. Orientace vektorů intenzity elektrického pole vůči zemskému povrchu udává tzv. polarizace radiových vln. Ta bývá nejčastěji vertikální nebo horizontální a je dána orientací vysílací antény – této polarizaci musí být přizpůsobena i přijímací anténa.

Spektrum rádiového záření											
Zkr.	EHF	SHF	UHF	VHF	HF	MF	LF	VLF	ULF	SLF	ELF
název	Extrémně vysoká frekvence	Super vysoká frekvence	Ultra vysoká frekvence	Velmi vysoká frekvence	Vysoká frekvence	Střední frekvence	Nízká frekvence	Velmi nízká frekvence	Ultra nízká frekvence	Super nízká frekvence	Extrémně nízká frekvence
od	300GHz	30GHz	3 GHz	300MHz	30MHz	3 MHz	300kHz	30kHz	3kHz	300Hz	30 Hz
do	30 GHz	3 GHz	300MHz	30MHz	3 MHz	300kHz	30 kHz	3 kHz	300Hz	30 Hz	3 Hz

**Tab. 3** Spektrum rádiového záření [8]

**Půlvlnný dipól** je anténa tvořená dvěma stejně dlouhými vodiči konečné délky, jejichž tvar a velikost jsou směrodatné pro způsob vyzařování nebo příjmu elektromagnetických vln, stejně jako pro průběh vstupní impedance antény. Vodiče musí být kolineární, přímé a jejich délka  $2l = \frac{\lambda}{2}$ . Diagram záření středově napájené válcové dipólové antény všeobecně závisí na její délce a tloušťce vodiče. Příklad diagramu záření dipólové antény je na Obr. 3 vytvořený v CST MICROWAVE STUDIO. [9][11]



**Obr. 3** Diagram záření půlvlnného dipólu

Vstupní impedance antény je poměr napětí a proudu v místě připojení antény na napájecí vedení. Její charakter (kapacitní nebo induktivní) se řídí vlnovou délkou a geometrickým uspořádáním antény. Součástí reálné složky impedance je vyzařovací odpor antény, jehož velikost lze určit z výkonu vyzařeného z antény a z efektivního proudu tekoucího anténou podle vztahu  $R_r = \frac{2P}{I^2}$ . Je-li vztažen k proudu v místě připojení antény na napáječ, tvoří v případě rezonance přibližně reálnou složku vstupní impedance. Teoretická hodnota pro půlvlnný dipól je přibližně 73,12  $\Omega$ .

**Skládaný dipól** je anténa složená ze dvou paralelních, blízkých půlvlnných dipólů, spojených navzájem na svých koncích, z nichž jeden je napájen ze středu a druhý je ve středu spojen nakrátko. Diagram záření je odpovídá jednoduchému půlvlnnému dipólu. Skládaný dipól má ovšem větší širokopásmovost a také vstupní impedanci. V případě stejné tloušťky vodičů je to hodnota přibližně 280  $\Omega$ . [9]

**Komunikace v kmitočtovém pásmu ISM** se na území ČR řídí povolovacími podmínkami [12]. Je podporováno několik bezlicenčních pásem, ve kterém lze provozovat stanice bez individuálního oprávnění k využívání rádiových kmitočtů k aplikacím, jako jsou dálková ovládní, telemetrie, signalizace a přenos poplachových informací, přenos hovorových signálů, dat nebo obrazových informací:

Ozn.	Kmitočtové pásmo	Vyzářený výkon, popř. intenzita magnetického pole
<i>a</i>	6 765 – 6 795 kHz	42 dB $\mu$ A/m /10 m
<i>b</i>	13 553 – 13 567 kHz	42 dB $\mu$ A/m /10 m
<i>c</i>	26,957 – 27,283 MHz	42 dB $\mu$ A/m /10 m nebo 10 mW e.r.p.
<i>d</i>	40,660 – 40,700 MHz	10 mW e.r.p.
<i>e</i>	138,200 – 138,450 MHz	10 mW e.r.p.
<i>f</i>	433,050 – 434,790 MHz	10 mW e.r.p.
<i>f1</i>	433,050 – 434,790 MHz	1 mW e.r.p. Pro širokopásmové kanály o šířce > 250 kHz je spektrální hustota výkonu omezena na -13 dBm / 10 kHz
<i>f2</i>	433,050 – 434,790 MHz	10 mW e.r.p.
<i>g</i>	868,000 – 868,600 MHz	25 mW e.r.p.
<i>h</i>	868,700 – 869,200 MHz	25 mW e.r.p.
<i>i</i>	869,300 – 869,400 MHz	25 mW e.r.p.
<i>j</i>	869,400 – 869,650 MHz	500 mW e.r.p.
<i>k</i>	869,700 – 870,000 MHz	5 mW e.r.p.
<i>l</i>	2 400 – 2 483,5 MHz	25 mW e.i.r.p.
<i>m</i>	5 725 – 5 875 MHz	25 mW e.i.r.p.
<i>n</i>	24,000 - 24,250 GHz	100 mW e.i.r.p.
<i>o</i>	61,0 - 61,5 GHz	100 mW e.i.r.p.

**Tab. 4 bezlicenční pásma ISM**

**Pásmo SRD** je v ČR povoleno až od roku 2000. S celkovým počtem až 80 kanálů s kmitočtovým rozestupem 25 kHz a prozatímním malým vytížením je ideální (nejen) pro telemetrii, používanou v lékařství a příbuzných oborech. [13]

Kanál	Kmitočet od - do [MHz]	Max. výkon EIRP [mW]
0-23	868,0125 - 868,5875	25
24 - 27	868,6125 - 868,6875	10
28 - 47	868,7125 - 869,1875	25
48-51	869,2125 - 869,2875	10
52 - 55	869,3125 - 869,3875	10
56 - 66	869,4125 - 869,6500	500
67	869,6875	25
68 - 79	869,7125 - 869,9875	5

**Tab. 5 pásmo SRD**



## 4 Vliv elektromagnetického neionizujícího záření na činnost kardiostimulátoru

### 4.1 Příprava měření

Nejprve jsem prostudoval normu ČSN EN 45502-2-1 (dále norma), která detailně popisuje, jak mají být kardiostimulátory konstruovány, aby byla zajištěna jejich správná funkčnost a zároveň bezpečnost pacientů i uživatelů - definuje zkoušky, kterým musí zařízení vyhovět k prokázání shody s touto normou (ochrana pacienta před nežádoucím působením kardiostimulátoru, ochrana kardiostimulátoru před mechanickými silami, poškozením změnami teploty, elektrostatickým výbojem, změnami atmosférického tlaku, změnami způsobenými různými lékařskými vyšetřeními pacienta, před elektromagnetickým neionizujícím zářením, dále pak požadavky na neimplantabilní části zařízení, značení a konstrukce spotřebitelského obalu, sterilního obalu a značení na samotném kardiostimulátoru.

Tuto normu jsem si zvolil jako teoretický základ, protože jako jediná se podrobně zabývá problematikou, kterou zpracovávám a vedla mě při stanovení jednotlivých kroků mé práce.

Nutno podotknout, že sehnání této normy nebyla jednoduchá záležitost, protože stát určil, že se normy nesmí bezplatně šířit. Pořízení jedné normy vyjde až na několik stokorun, což není pro běžného studenta levná záležitost. Šíření norem i částí jejich textů se řídí zákonem č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským v platném znění. Z tohoto důvodu jsem zkoušel oslovovat různá pracoviště, na kterých se implantují kardiostimulátory, servisy zdravotnické techniky i samotné výrobce kardiostimulátorů, zdali bych mohl jejich prostřednictvím do normy nahlédnout, ovšem bezúspěšně. Nakonec pomohla univerzitní knihovna Vysoké školy báňské – Technické univerzity Ostrava, kde pracovníci knihovny normu objednali a zpřístupnili k prezenčnímu zapůjčení. Celková doba neustálého shánění normy tedy činí necelé dva měsíce.

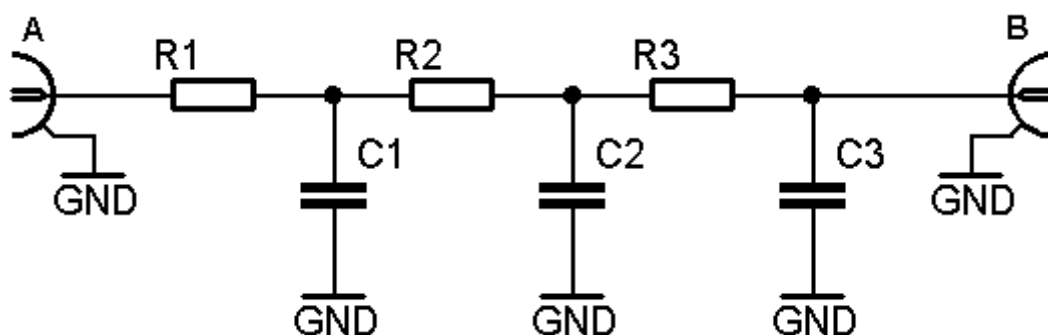
Podle normy jsem zvolil způsob testování EMC kardiostimulátoru takto:

Dle kapitoly 27.5, 27.5.1 a 27.5.2 normy zjistit, zda kardiostimulátor při souřázovém přivedení modulovaného elektromagnetického pole pravděpodobně nezmění své terapeutické chování a vyhoví tak normě, tzn. přivádět na obvod náhradní tkáně s připojeným kardiostimulátorem zkušební signály s průběhy, kmitočty a amplitudami definovanými v těchto kapitolách. Kardiostimulátor bude v synchronizovaném režimu nastaveném signálem z funkčního generátoru definovaným v příloze FF normy. Konkrétní hodnoty a průběhy jsou uvedeny v kapitole 4.2.1. [1]

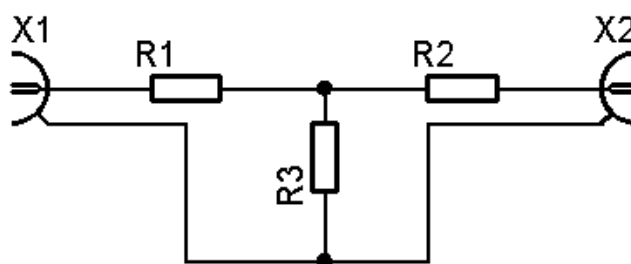
#### 4.1.1 Obvod náhradní tkáně

Dle schématu uvedeného v normě jsem pořídil součástky a sestrojil obvod náhradní tkáně pro kontrolu poruchy funkce kardiostimulátoru. Součástky jsem umístil na jeden díl univerzální plastové krabice. Spolu s obvodem náhradní tkáně jsem na stejný díl krabice umístil i dolnofrekvenční propust (měřicí

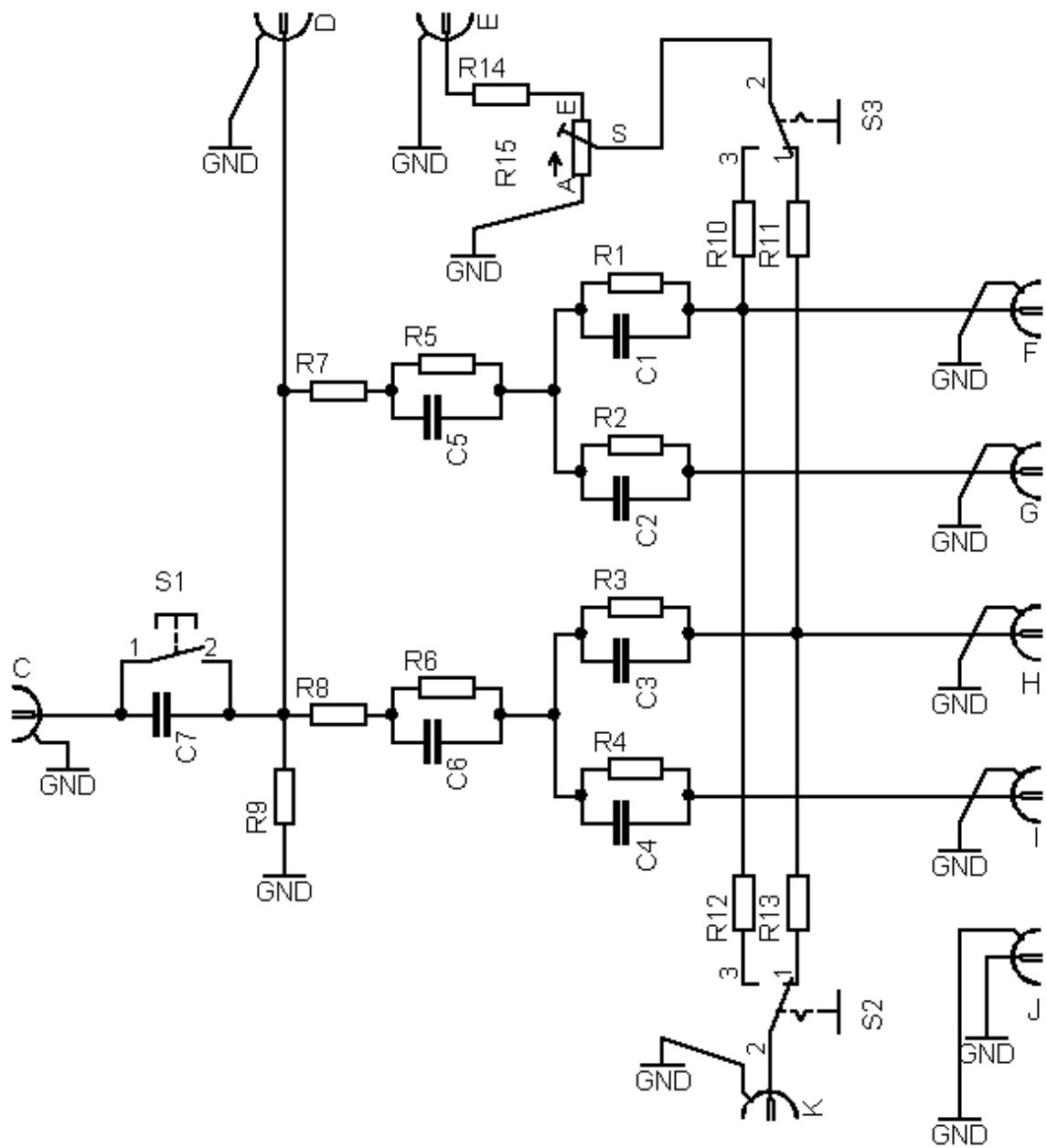
body A, B) podle schématu na Obr. 6, uvedený v příloze GG normy, kromě spínače (dolnofrekvenční propust jsem v průběhu měření z měřicího řetězce podle potřeby zapojoval nebo odpojoval ručně). Tento filtr slouží k určení velikosti kapacity kondenzátoru  $C_7$  podle přílohy HH normy (viz dále). Po zjištění, že funkční generátor, který je ve školní laboratoři k dispozici dovoluje nastavení minimálního rozsahu  $V_{PP}$  na hodnotu 10 mV, což je v rozporu z požadavku normy, která stanovuje nutnost možnosti regulace amplitudy napětí impulzů z inhibičního generátoru od 0 mV, jsem do obvodu přidal potenciometr o hodnotě 100  $\Omega$  s předřazeným odporem 390  $\Omega$ , viz Obr. 6. Kromě součástek uvedených ve schématu obvod obsahuje dva BNC-female konektory pro připojení funkčních generátorů, 5 šroubovacích konektorů pro připojení kardiostimulátoru, 6 průchodek s teflonovou izolací a patici pro připojení kondenzátoru  $C_7$ . Z důvodu požadavku normy, který stanovuje nastavení  $V_{PP}$  dle nosné frekvence zkušebního signálu již od 2 mV a funkční generátor, který mám k dispozici, dovoluje nastavení minimálního rozsahu  $V_{PP}$  na hodnotu 10 mV, jsem vyrobil koaxiální kabel, který má uprostřed napěťový dělič a je z obou stran zakončen BNC-male konektory, viz schéma na Obr. 5. Kabel se připojí konektorem X1 na funkční generátor a konektorem X2 na vstupní bod C obvodu náhradní tkáň. Přepínače S2 a S3 ze schématu na Obr. 6 jsou ve skutečnosti realizovány jako jeden dvojpólový přepínač, ve schématu jsou pro přehlednost zakresleny samostatně. [1]



Obr. 4 Dolnopropustní filtr



Obr. 5 Koaxiální kabel BNC-BNC s děličem



Obr. 6 Schéma obvodu náhradní tkáň

R <sub>1</sub>	4,7 kΩ
R <sub>2</sub>	15 kΩ
R <sub>3</sub>	47 kΩ
C <sub>1</sub>	22 nF
C <sub>2</sub>	6,8 nF
C <sub>3</sub>	2,2 nF

**Tab. 6 Hodnoty součástek pro Obr. 4**

R <sub>1</sub>	470 Ω
R <sub>2</sub>	4,7 Ω
R <sub>3</sub>	4,7 Ω

**Tab. 7 Hodnoty součástek pro Obr. 5**

R <sub>1</sub> = R <sub>3</sub> = R <sub>4</sub> = R <sub>5</sub>	560 Ω
R <sub>5</sub> = R <sub>6</sub>	120 Ω
R <sub>7</sub> = R <sub>8</sub>	82 Ω
R <sub>9</sub>	68 Ω
R <sub>10</sub> = R <sub>11</sub>	56 kΩ
R <sub>12</sub> = R <sub>13</sub>	1 MΩ
R <sub>14</sub>	390 Ω
R <sub>15</sub>	100 Ω
C <sub>1</sub> = C <sub>2</sub> = C <sub>3</sub> = C <sub>4</sub>	15 nF
C <sub>5</sub> = C <sub>6</sub>	180 pF
C <sub>7</sub>	Dle přílohy HH normy

**Tab. 8 Hodnoty součástek pro Obr. 6**



Obr. 7 Realizace obvodu náhradní tkáňe

## 4.2 Měření

Celé toto měření jsem mohl provést hlavně díky panu Ing. Davidu Korpasovi, Ph.D. ze společnosti Boston Scientific Česká republika, s.r.o., který škole zapůjčil mimo jiné uvedený kardiostimulátor Insignia Entra (Obr. 8) a programátor Zoom Latitude. Toto mi velmi usnadnilo celý průběh měření, protože kardiostimulátor i programátor jsou kdykoliv dostupné ve školní laboratoři, takže při jakýchkoliv nejasnostech, nebo chybě měření se dá měření nebo zjištění možnosti nastavení kardiostimulátoru opakovat.

### Použité vybavení:

- kardiostimulátor Guidant INSIGNIA™ I Entra 1294 DDDR
- programátor/ záznamové zařízení/ monitor (PRM) Guidant ZOOM® LATITUDE™ 3120 Programming system (s/n: 051138)
- digitální osciloskop Tektronix TPS 2014 (s/n: C012216) – **ozn. osciloskop 1**
- digitální osciloskop Tektronix TPS 2024 (s/n: C016670) – **ozn. osciloskop 2**
- 2x funkční generátor Agilent 33220A (s/n: MY44002551, MY44031408) – **ozn. generátor 1, generátor 2**
- obvod náhradní tkáně dle zapojení na Obr. 6



Obr. 8 Kardiostimulátor Guidant INSIGNIA™ I Entra 1294 DDDR

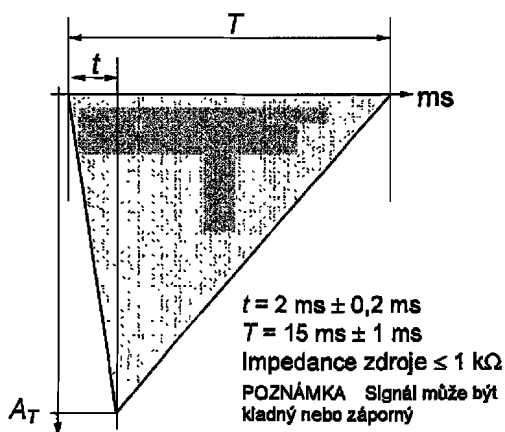
## 4.2.1 Postup měření

Kardiostimulátor jsem spojil pomocí telemetrické sondy s programátorem a nastavil jednotlivé parametry:

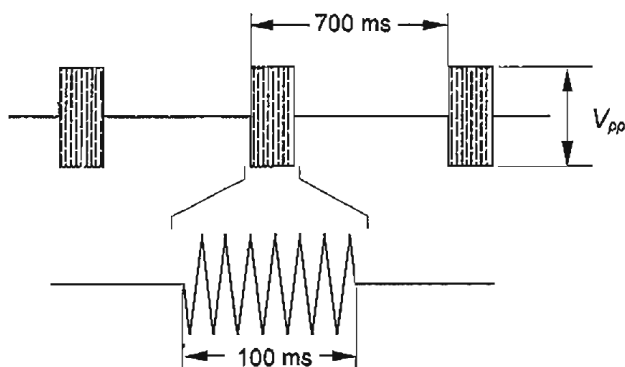
- stimulační režim: AAI (režim snímání/ stimulace síní, síněmi inhibovaný), kterým lze dobře ověřit chování kardiostimulátoru při přivedení rušivých signálů.
- dolní mezní frekvence (Lower Rate Limit): 60 tepů za minutu
- výška pulsu: 1,5 V
- šířka pulsu: 0,4 ms
- citlivost: 0,15 mV
- refrakterní doba: 200 ms
- mód snímání/ stimulace: bipolární [2][3]

Na inhibičním generátoru a jsem dle normy nastavil průběh signálu ( Obr. 9) pomocí funkce Arb (Arbitraty waveform – definice vlastní křivky) a Burst (shluk kmitů) – počet kmitů 1, interval 800 ms.

Na generátoru zkušebního signálu jsem dle normy nastavil průběh signálu (Obr. 10) pomocí funkce Ramp (trojúhelníkový signál při nastavení symetrie na 50%) a Burst – počet kmitů dle nosné frekvence tak, že shluk kmitů trval 100 ms a následoval 600 ms dlouhý nulový signál.



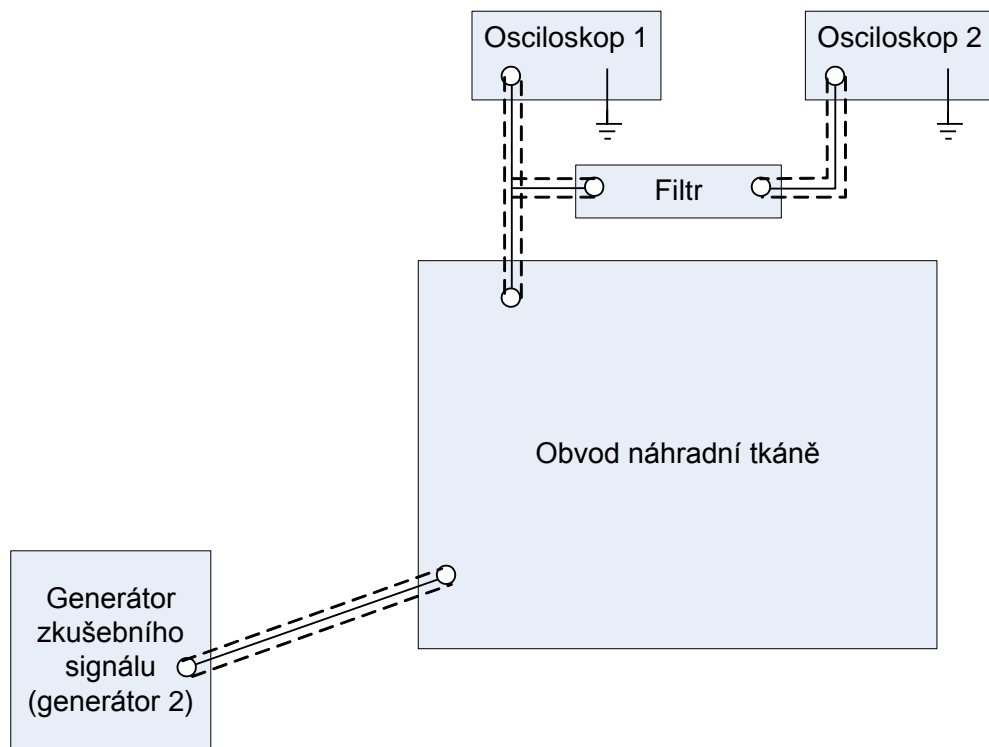
Obr. 9 Tvar impulsu inhibičního signálu



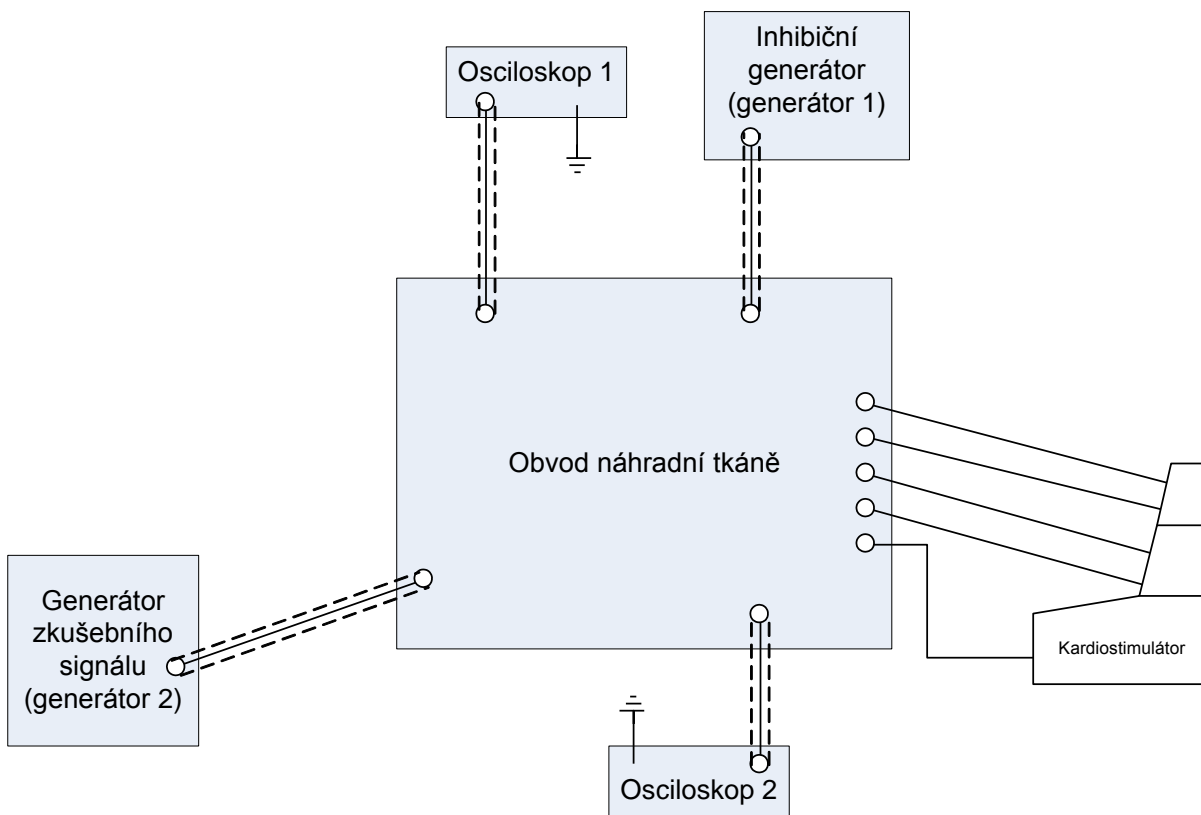
Obr. 10 Průběh zkušebního signálu

Poté jsem provedl měření pro volbu  $C_7$  dle přílohy HH normy. Zapojil jsem osciloskopu a dolnoproústvní filtr podle Obr. 1. Pro kapacitu  $C_7$  je určující výstup z osciloskopu o amplitudě menší než 0,2 mV, což bylo splněno i pro zapojení s přemostěnou kapacitou pro všechny zkoušené nosné frekvence (generátor neprodukoval nežádoucí nízkofrekvenční složky signálu) – po zbytek měření byla tedy kapacita  $C_7$  přemostěna.

Dle schématu na obr. 11 jsem zapojil konečný měřicí řetězec, kromě měření č. 1, 2 a 3 (viz Tab. 10), kdy jsem osciloskop 2 zapojil na vývod S potenciometru R15. Tímto zapojením při měření 1, 2 a 3 jsem umožnil změřit práh citlivosti kardiostimulátoru a nastavit požadovanou amplitudu inhibičních impulsů, aby kardiostimulátor přešel do inhibovaného režimu. V Tab. 9 je uveden způsob propojení. [1]



**Obr. 11** Blokové schéma zapojení měřicího řetězce pro stanovení hodnoty  $C_7$ .



**Obr. 12** Blokové schéma zapojení konečného měřicího řetězce



	<b>způsob propojení</b>
generátor 1 - ONT	kabel BNC-BNC
generátor 2 - ONT	kabel BNC-BNC - nosná frekvence zkušeb. signálu nad 2 kHz/ kabel BNC-BNC s děličem podle Obr. 5 – nosná frekvence zkušeb. signálu do 2 kHz
osciloskop 1 - ONT	osciloskopická sonda 1:1
osciloskop 2 - ONT	osciloskopická sonda 1:1
kardiostimulátor - ONT	4 vodiče obou kanálů našroubovány přímo pod konektory, pouzdro kardiostimulátoru spojeno se svorkou J krokosvorkami

**Tab. 9 Způsob propojení zařízení s ONT**

měření č.	nosná frekvence zkušebního signálu	nastavení $V_{PP}$ generátoru 1	nastavení $V_{PP}$ generátoru 2
1	-	40 mV <sub>PP</sub>	vyp.
2	-	80 mV <sub>PP</sub>	vyp.
3	-	160 mV <sub>PP</sub>	vyp.
4	20 Hz	160 mV <sub>PP</sub>	900 mV <sub>PP</sub>
5	200 Hz	160 mV <sub>PP</sub>	900 mV <sub>PP</sub>
6	2 kHz	160 mV <sub>PP</sub>	5,7 V <sub>PP</sub>
7	20 kHz	160 mV <sub>PP</sub>	1,3 V <sub>PP</sub>
8	150 kHz	160 mV <sub>PP</sub>	8,8 V <sub>PP</sub>

**Tab. 10 Hodnoty parametrů nastavené na generátorech**

#### Měření č.1

- v tomto měření jsem nastavil hodnotu  $V_{PP}$  inhibičního generátoru na 40 mV – kardiostimulátor generoval síňové stimulační impulzy do o nastavené frekvenci 60 impulzů za minutu.

#### Měření č.2

- pozvolna jsem zvyšoval hodnotu  $V_{PP}$  inhibičního generátoru až na 80 mV, kdy stimulační impulzy zcela vymizely – bylo dosaženo prahu citlivosti kardiostimulátoru, který se tímto nastavil do synchronizovaného (inhibovaného) režimu.

#### Měření č.3

- hodnotu  $V_{PP}$  inhibičního generátoru jsem nastavil dle požadavku normy na dvojnásobek hodnoty, která kardiostimulátor inhibovala, tedy na 160 mV

#### Měření č.4, 5, 6, 7 8

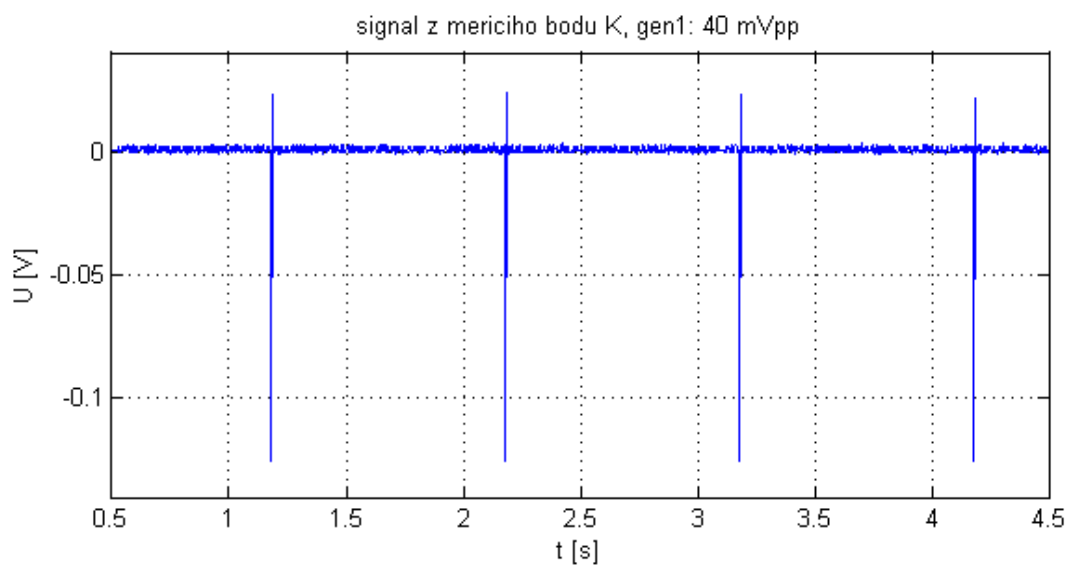
- osciloskop 2 jsem přepojil do měřicího bodu K a na generátoru zkušebního signálu postupně nastavil signál s nosnou frekvencí 20 Hz, 200 Hz, 2 kHz, 20 kHz a 150 kHz. Změřil a zaznamenal jsem průběhy napětí v bodech D a K při těchto frekvencích.

Při každém měření jsem také vyfotil monitor programátoru, který zobrazoval průběhy napětí na bipolárním síňovém a komorovém svodu kardiostimulátoru a také tzv. **markery událostí**. Po dobu měření se, vzhledem k nastavenému stimulačnímu režimu objevovaly pouze dva typy markerů informující o tom, že byl kardiostimulátor v konkrétním okamžiku inhibován (AS, Atrial sense), nebo o tom, že kardiostimulátor vyslal stimulační impulz (AP, Atrial pace). [3]

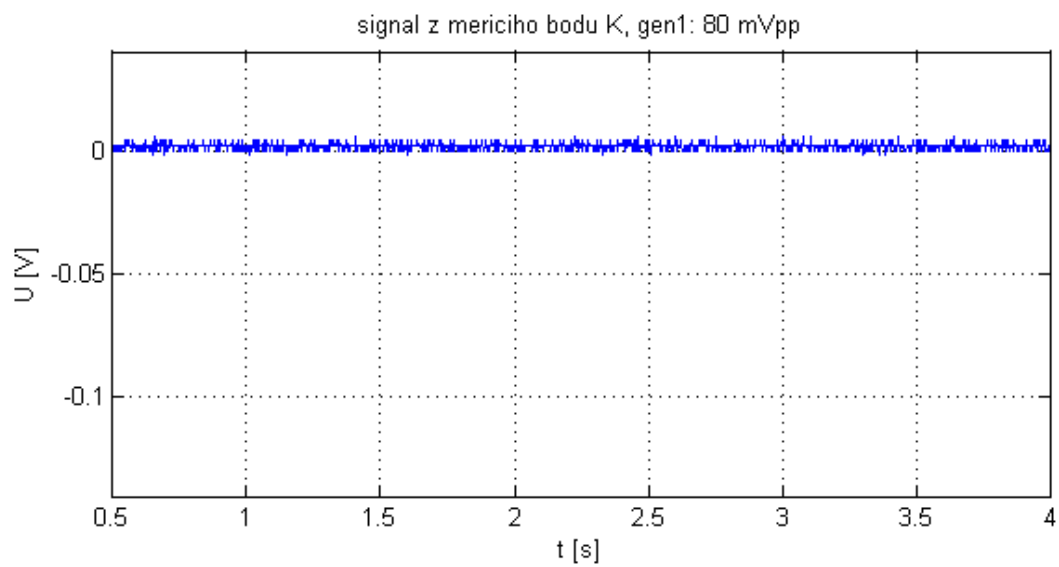
#### **4.2.2 Naměřená data**

Průběhy z osciloskopů jsem zpracoval v programu MATLAB s tím, že pro prvních 5 měření měřicího bodu D jsem průběh kvůli omezení šumu přepočítal pomocí diskretní vlnkové transformace Wavelet Toolboxu – funkce **wavedec** (dekompozice signálu) a **wrcoef** (rekonstrukce signálu) s filtrem ‘db2‘ a druhé úrovni dekompozice.

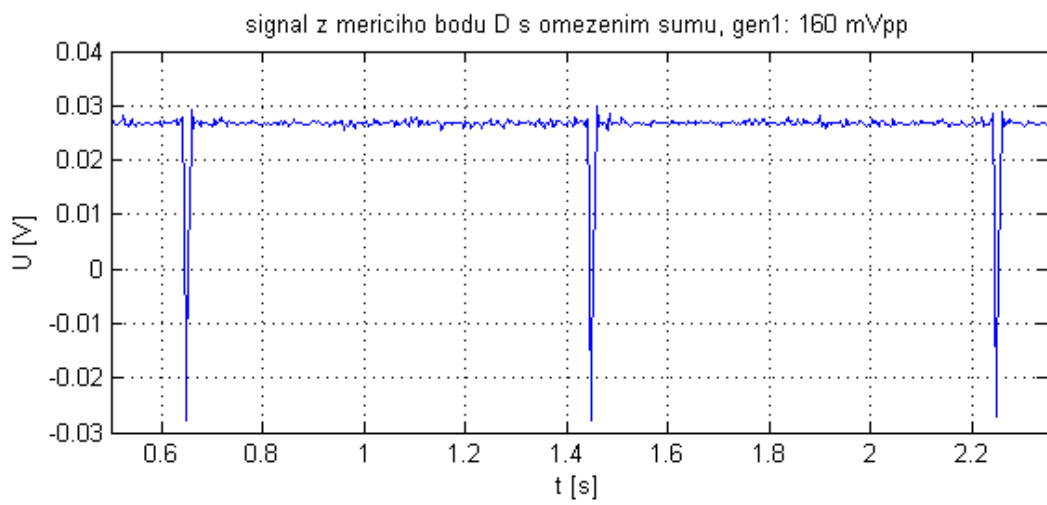
V této části jsou uvedeny pouze vybrané průběhy (stimulační impulzy a jejich vymizení, průběhy a monitor programátoru pro  $f = 200$  Hz a monitor programátoru pro  $f = 150$  kHz), zbytek je zanesen v příloze.



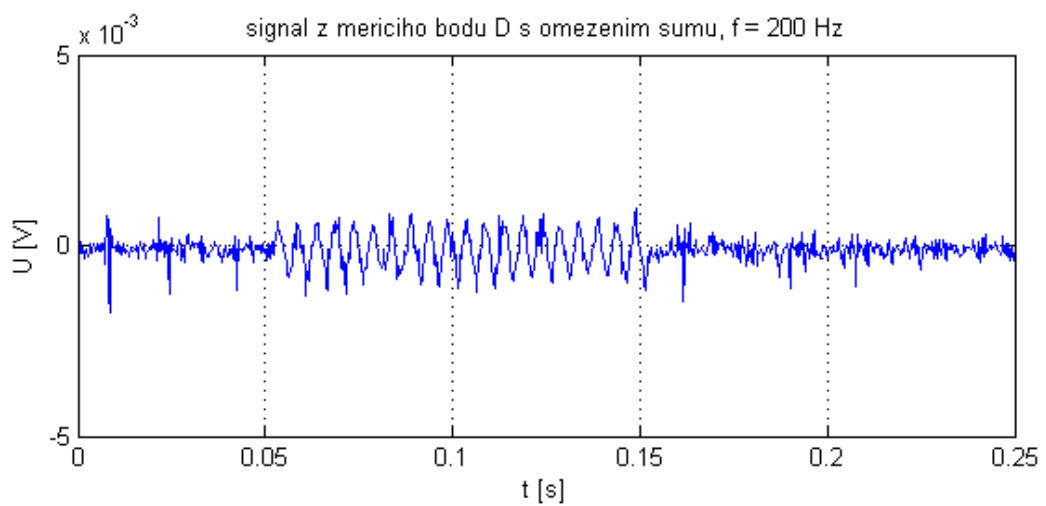
**Obr. 13** Signál z měřicího bodu K, gen1: 40 mV<sub>PP</sub>



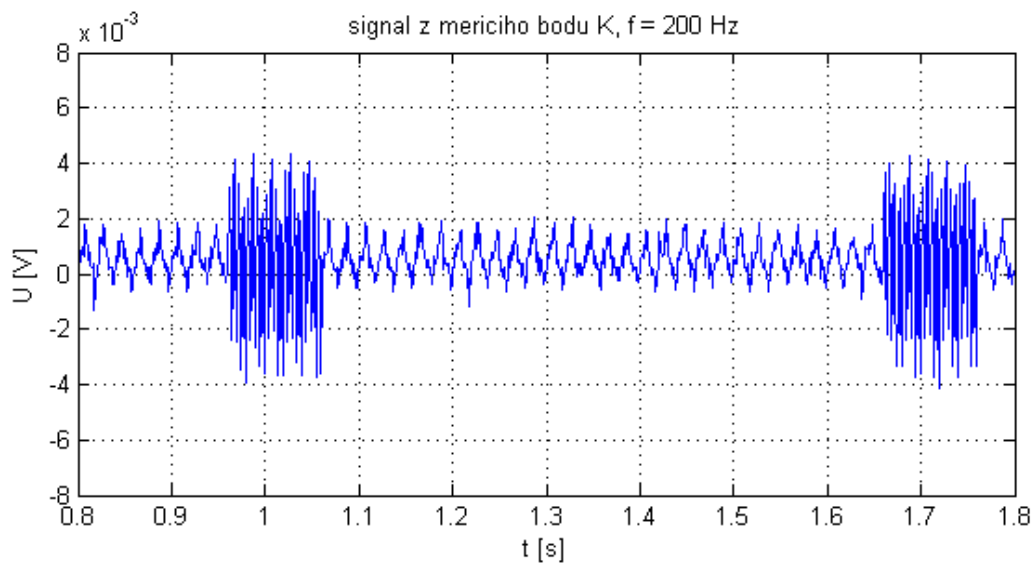
**Obr. 14** Signál z měřicího bodu K, gen1: 80 mV<sub>PP</sub>



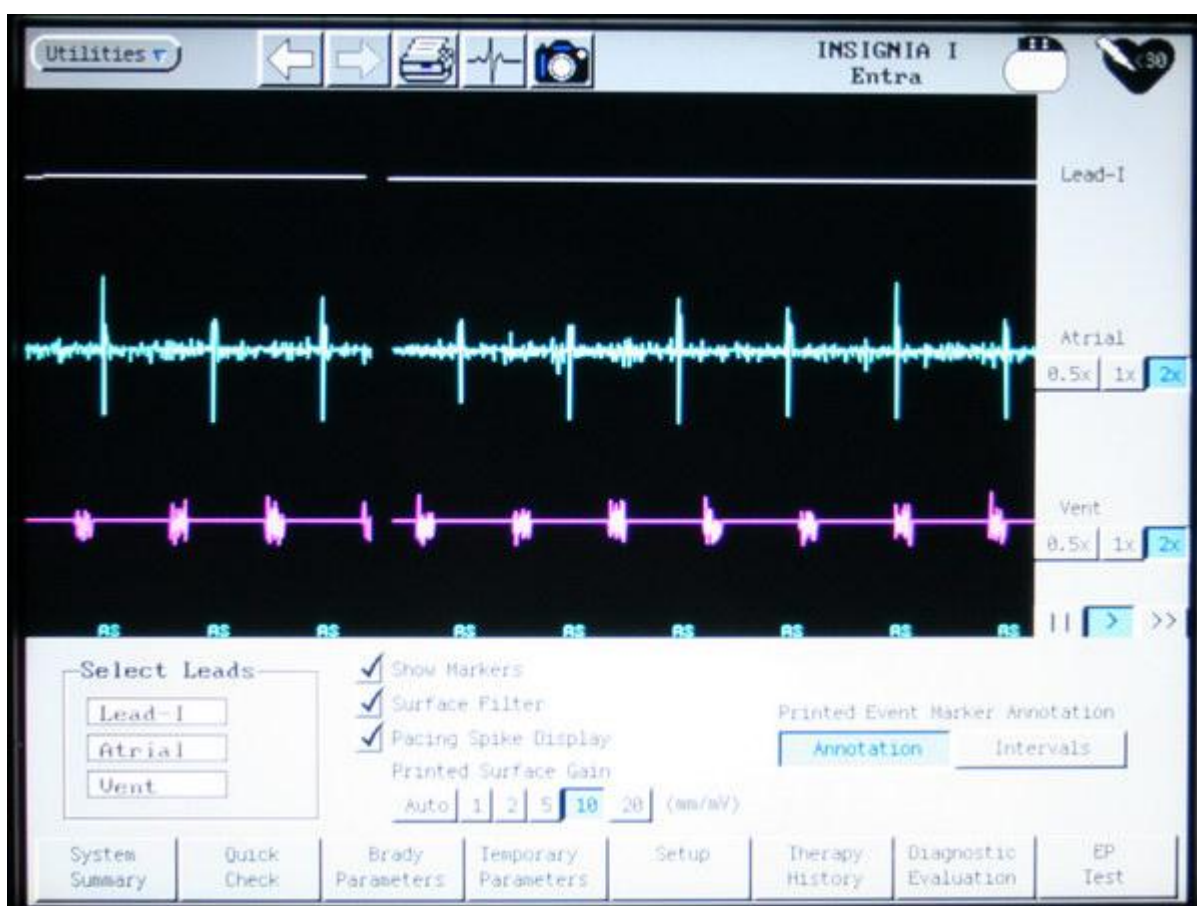
**Obr. 15** Signál z měřičiho bodu D, gen1: 160 mV<sub>pp</sub>



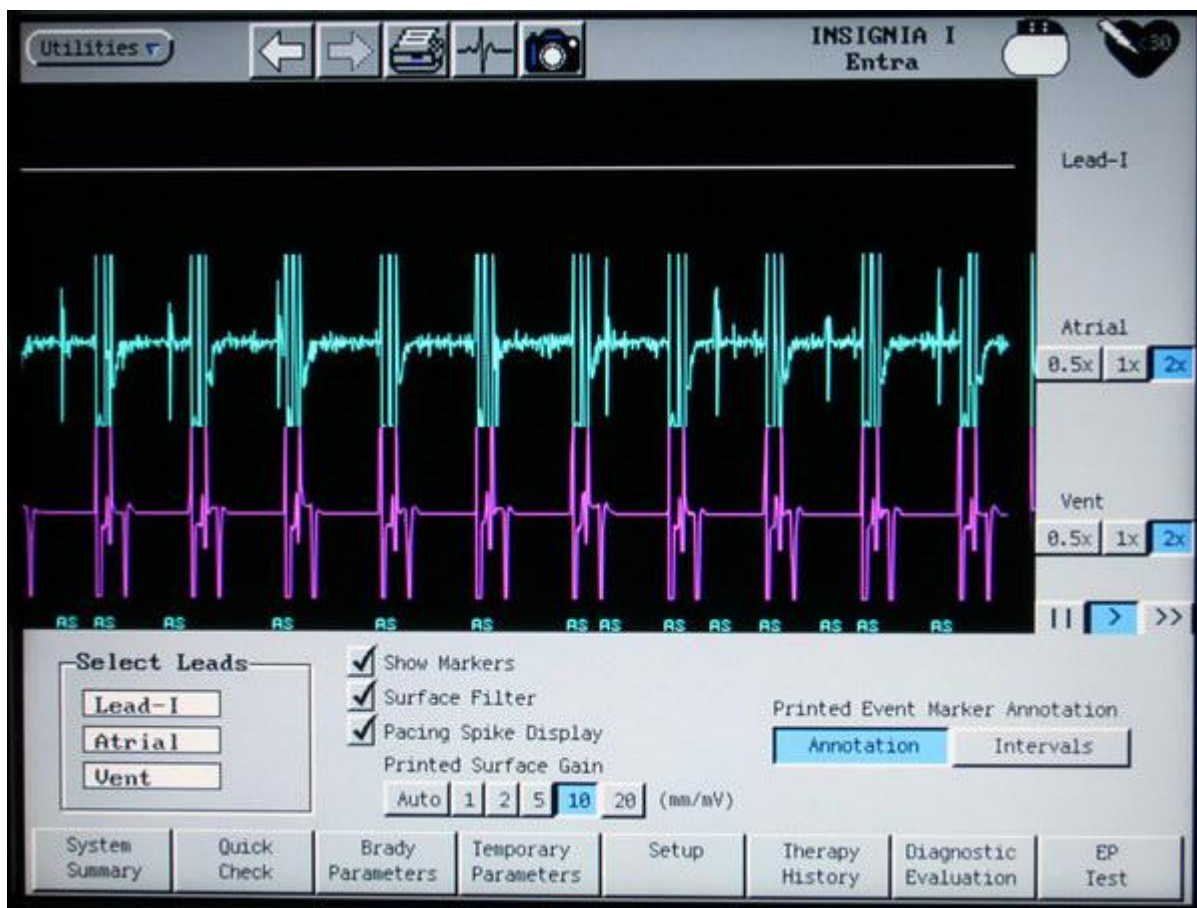
**Obr. 16** Signál z měřičiho bodu D, f = 200 Hz



Obr. 17 Signál z měřícího bodu K, f = 200 Hz



Obr. 18 Monitor programátoru, f = 200 Hz



Obr. 19 Monitor programátoru,  $f = 150 \text{ kHz}$

### 4.3 Výsledky měření

Měření č.	Rozkmit napětí signálu [mV]	Měření amplitudy signálu generovaného...
1	12,8	Inhibičním generátorem (vývod S potenciometru)
2	25,6	Inhibičním generátorem (vývod S potenciometru)
3	51,2	Inhibičním generátorem (vývod S potenciometru)
4	2	Generátorem zkušebního signálu
5	2	Generátorem zkušebního signálu
6	8	Generátorem zkušebního signálu
7	120	Generátorem zkušebního signálu
8	900	Generátorem zkušebního signálu

Tab. 11 Naměřený rozkmit napětí signálu

První tři měření byla provedena k nastavení amplitudy signálu, který měl inhibovat kardiostimulátor, což je patrné z grafu na Obr. 13, kde jsou zřetelné síňové stimulační impulzy o periodě 1s (60 impulzů za minutu) a z grafu na Obr. 14, kde je vidět, že stimulační impulzy zcela vymizely a kardiostimulátor přešel do inhibovaného režimu.

V grafech ze zbylých pěti měření je zachycen signál z měřicích bodů D a K, ze kterých je patrná frekvence a amplituda zkušebního signálu.

Kardiostimulátor vyhověl normě až na nosnou frekvenci zkušebního signálu 150 kHz, kdy sice kardiostimulátor zůstal v inhibovaném režim, ovšem na monitoru programátoru (Obr. 19) je vidět, že shluk kmitů zkušebního signálu detekoval jako spontánní síňový impulz (na obrázku písmena AS). V praxi by to mohlo znamenat, že by se kardiostimulátor rušivým signálem inhiboval, ale pokud by pacientovo srdce neprodukovalo spontánní pulzy, kardiostimulátor by stimulační pulzy nezačal generovat, selhala by tedy jeho hlavní funkce, což je nepřijatelné.

Tato chybná funkce může být způsobena několika faktory. Nejvíce pravděpodobná je možnost, že byl kardiostimulátor nastaven na příliš nízkou hodnotu citlivosti, proto vyhodnotil zkušební signál o poměrně vysoké amplitudě (900 mV) jako spontánní srdeční akci. Norma stanovuje nastavení kardiostimulátoru na co největší citlivost, pro kterou výrobce prohlašuje shodu s touto normou, ovšem v příručce k systému kardiostimulátoru se toto omezení nenachází. Přichází tedy v úvahu možnost, že tento přístroj nebyl konstruován s ohledem na tuto normu z důvodu neexistence této normy v době jeho vývoje. Přesné datum uvedení přístroje na trh se mi nepodařilo zjistit, ovšem v příručce ke kardiostimulátoru z roku 2004 je napsáno, že byla schválena již roku 2001. Kardiostimulátor tedy v tomto roce musel existovat, ale norma EN 45502-2-1 (z níž vznikla národní norma ČSN EN 45502-2-1) byla vydána až v roce 2003. Dalšími faktory mohou být bílý šum na použitých součástkách náhradního obvodu tkáně, konektorech, propojovacích kabelů, chybou při měření či chybou měřicích a zkušebních přístrojů. [1]

## **5 Vliv elektromagnetického RF záření na komunikaci mezi kardiostimulátorem a programátorem**

### **5.1 Příprava měření**

Bezdrátová ZIP telemetrie mezi programátorem a patientskými přístroji (kardiostimulátory, defibrilátory) byla vyvinuta společností Boston Scientific Corporation pro možnost programovat patientské přístroje na delší vzdálenosti, pro menší riziko porušení sterility operačního pole při implantaci a také pro zvýšení komfortu pacienta například při kontrolách nebo přenastaveních přístrojů, na rozdíl od indukční telemetrie s pomocí kruhové sondy.

Protože pracuje v bezlicenčním ISM pásmu SRD na frekvenci 869,85 MHz, které není vyhrazeno jen pro komunikaci mezi těmito zařízeními a může na něm vysílat prakticky kdokoliv (s dodržením vysílacího výkonu a dalších parametrů vysílání) a tím způsobit výpadek komunikace, je

naprogramování pacientského přístroje zabezpečeno potvrzovacími signály po úspěšném přenosu programovaných dat. Je tedy vyloučeno neúplné nebo chybné naprogramování přístroje.

Pro použití bezdrátové ZIP telemetrie je doporučená maximální vzdálenost programátoru a pacientského přístroje 3m s tím, že v přímém směru nesmí být mezi zařízeními žádná překážka (kovové předměty, nábytek, osoby nebo zdi), zařízení musí být vzdáleny 1m od kovových předmětů a zdi a pacientský přístroj nesmí být položen na kovovém nábytku. Zařízení mají být také umístěny mimo bezdrátové telefony, náhlavní soupravy, pacientské monitory, elektrochirurgické přístroje a další přístroje pracující v UHF pásmu. [7]

Protože jsem v literatuře, ani v dalších zdrojích nenašel žádné postupy či doporučení, jak měření vlivu rušení na komunikaci mezi kardiostimulátorem a programátorem provést, zvolil jsem následující postup: Pomocí vlastní zhotovené půlvlnné dipólové antény a RF signálního generátoru vysílat rušivý signál o frekvenci, na které probíhá komunikace pomocí bezdrátové ZIP telemetrie, tedy 869,85 MHz a tvaru signálu jako čistý nemodulovaný sinus. Proměřit závislost vyzářeného výkonu antény v okamžiku, kdy dojde k výpadku telemetrického spojení (při zvedání výkonu vysílače) a také kdy dojde k obnovení spojení (při snižování výkonu vysílače) na vzdálenosti antény umístěné:

- 1) na přímce, tvořené kardiostimulátorem a programátorem (poloha **a**) anténa – kardiostimulátor – programátor i **b**) anténa – programátor – kardiostimulátor)
- 2) na kolmici, která prochází středem spojnice kardiostimulátoru a programátoru

tak, že kardiostimulátor s programátorem budou umístěny s fixní vzdáleností.

### 5.1.1 Zhotovení antény pro SRD pásmo

Aby bylo možné vyprodukovat rušivý signál, zhotovil jsem anténu pro pásmo SRD. Jedná se o skládaný půlvlnný dipól vyrobený z měděného drátu o průměru 2,6 mm. Délka jedné vlny v tomto

pásmu je  $\lambda = \frac{c}{f} = \frac{3 \cdot 10^8}{869,85 \cdot 10^6} = \frac{300}{869,85} \doteq 0,34489$  m. Elektrická délka půlvlnného dipólu je pro

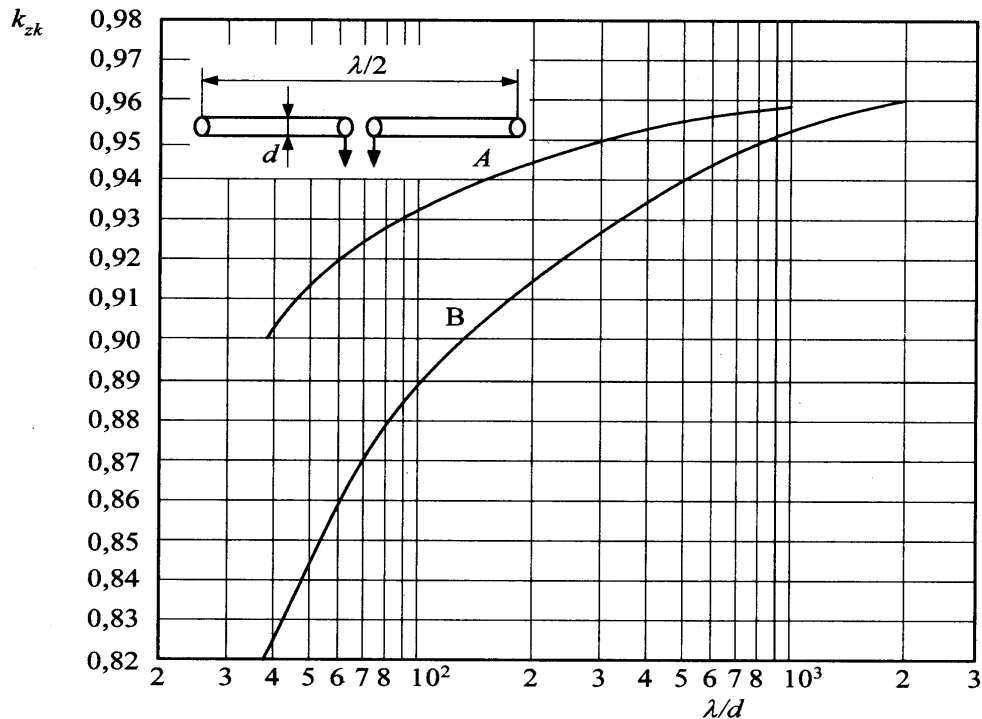
pásmo SRD  $\frac{\lambda}{2} = \frac{0,34489}{2} \doteq 0,17245$  m = 17,245 cm. Ovšem mechanická a elektrická délka dipólu

není ve volném prostoru stejná. Pro mechanickou (rezonanční) délku antény je důležitý průměr vodiče, ze kterého je anténa zhotovena. Anténu si lze představit jako rezonanční obvod složený z indukčnosti L a kapacity C. Kapacita vodiče vzrůstá se zvětšujícím se průměrem a jeho indukčnost se zvětšující se délkou. Při zvětšení průměru vodiče antény se zvětšuje její kapacita při současném zmenšování indukčnosti (obojí na jednotku délky). Protože se ale se vzrůstajícím průměrem zvětší také přídavná kapacita konců anténního vodiče, zvětší se celková kapacita antény podstatně více, než se zmenší její indukčnost, a proto, abych splnil podmínku rezonance, upravil jsem indukčnost zkrácením vodiče. Činitel  $k_{zk}$ , kterým bylo nutno násobit elektrickou délkou antény, vypočítanou



z délky vlny jsem odečetl z grafu na Obr. 20. Pro jeho odečtení bylo třeba vypočítat poměr elektrické

$$\text{délky dipólu k průměru vodiče. } \frac{\lambda}{d} = \frac{\lambda}{2d} = \frac{0,34489}{2 \cdot 0,0026} = 66,325.$$



**Obr. 20** Závislost činitele  $k_{zk}$  na poměru elektrické délky dipólu k průměru vodiče

Konečná délka antény tedy byla  $l = 0,87 \cdot \left( \frac{0,34489}{2} \right) \doteq 0,15 = 15 \text{ cm}$ . [14]

Jak již bylo řečeno, půlvlnný skládaný dipól má v případě stejné tloušťky vodičů odpor záření asi 280  $\Omega$ . Aby nedocházelo ke zpětnému odražení energie zpět ke zdroji, je nutné anténu impedančně přizpůsobit. Zvolil jsem jednoduchou symetizační smyčku vyrobenou z koaxiálního napáječe o délce

$\frac{\lambda}{2}$ . Skutečná rychlost šíření v napájecím vedení je ale poněkud nižší, protože elektromagnetické pole

se šíří v prostředí s dielektrickou konstantou větší než 1 pomaleji oproti vakuu. Důsledkem toho je délka jednoho kmitu podél napáječe při stejném kmitočtu vždy menší než ve volném prostoru. Činitel rychlosti šíření je ve velmi úzkém vztahu k poměrné dielektrické konstantě prostředí – tedy materiálu,

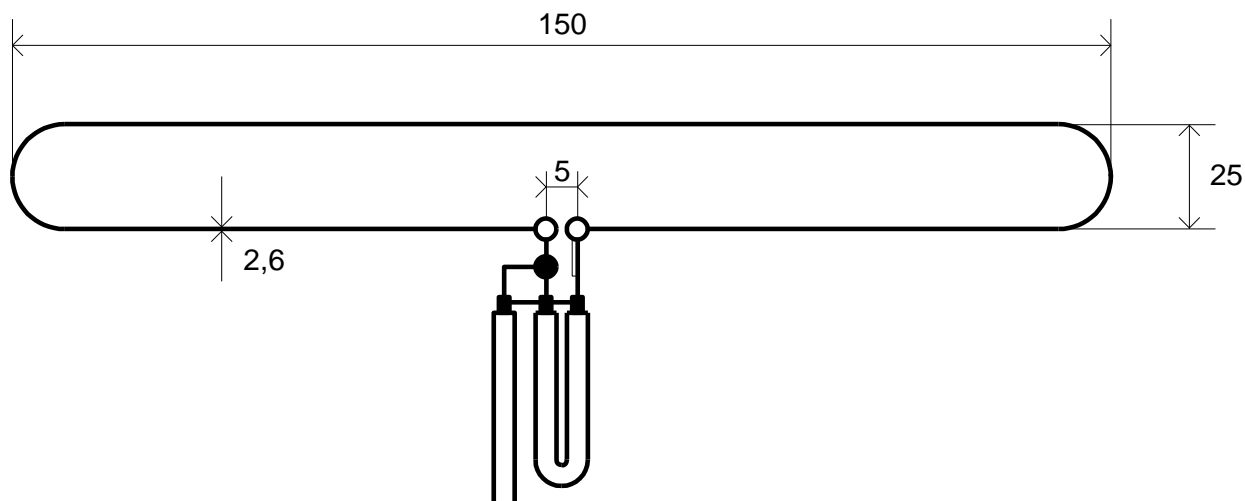
ve kterém se uvažovaná vlna pohybuje. Lze ji vypočítat ze vztahu  $V = \frac{1}{\sqrt{\epsilon_r}}$ , kde  $\epsilon_r$  je poměrná

dielektrická konstanta izolantu – prostředí. V katalogových listech výrobců koaxiálních kabelů je většinou uvedena přímo hodnota činitele rychlosti šíření (činitele zkrácení). Symetizační smyčku

jsem vyrobil z kabelu RG058 s činitelem zkrácení 0,66, celková délka tedy byla

$$l_{sym} = V \cdot \frac{\lambda}{2} = 0,66 \cdot 0,172445 \doteq 11,4 \text{ cm [14].}$$

Napájecí vedení jsem vyrobil opět z kabelu RG058 o délce 1,7 m zakončeného BNC konektorem.



**Obr. 21** Rozměry antény [mm]

Pomocí spektrálního analyzátoru Rohde & Schwarz FSH 6 a směrové výkonové sondy FSH-Z14 byla změřena hodnota činitele stojatých vln (ČSV/ PSV) **1,6**. [9]


## 5.2 Měření

Abych mohl měření realizovat, musel jsem použít kardiostimulátor/ defibrilátor Guidant COGNIS, který umožňuje komunikovat s programátorem pomocí bezdrátové ZIP telemetrie a který byl k dispozici ve školní laboratoři.

### Použité vybavení:

- kardiostimulátor/ defibrilátor Guidant COGNIS™ 100-D
- programátor/ záznamové zařízení/ monitor (PRM) Guidant ZOOM® LATITUDE™ 3120 Programming system (s/n: 051138)
- digitální signální RF generátor Agilent E4431B (s/n: US41310603)
- půlvlnná skládaná dipólová anténa

### 5.2.1 Postup měření

Kardiostimulátor jsem spojil pomocí bezdrátové ZIP telemetrie s programátorem. Spojení je funkční, pokud na programátoru svítí kontrolní LED se symbolem . Kardiostimulátor jsem ponechal v defaultním natavení, pro měření vlivu rušení na spojení ZIP telemetrií stačilo, aby kardiostimulátor přenášel signál (v tomto případě šum) z elektrod do programátoru – pokud se přenos přerušil, z obrazovky programátoru se ztratil i šum.

Před samotným měřením jsem přidal mezi anténu zakončenou BNC konektorem a generátor BNC-BNC prodloužení (kabel RG058) v délce 5,35m, aby bylo možno anténu umístit v níže uvedených vzdálenostech.

#### Umístění 1)

Pro polohu **a)** anténa – kardiostimulátor – programátor i **b)** anténa – programátor – kardiostimulátor jsem umístil kardiostimulátor a programátor na vzdálenost 2,5 m. Anténu jsem umíšťoval na přímce se vzdálenostmi 1 až 5,5 m po 0,5 m krocích. Při každém umístění antény jsem nastavoval a zaznamenával výkon generátoru od minima po výpadek telemetrického spojení a naopak od maxima po obnovení spojení.

#### Umístění 2)

Kardiostimulátor a programátor jsem umístil na vzdálenost 3 m. Anténu jsem umíšťoval na kolmici, která prochází středem spojnice kardiostimulátoru a programátoru se vzdálenostmi 1 až 8 m po 1 m krocích. Při každém umístění antény jsem nastavoval a zaznamenával výkon generátoru od minima po výpadek telemetrického spojení a naopak od maxima po obnovení spojení.

## 5.3 Výsledky měření

Výkon generátoru jsem nastavoval a zaznamenával v jednotkách dBm, ovšem k vyjádření celkového efektivního vyzářeného výkonu (ERP) bylo třeba počítat se ziskem antény, útlumem kabelů a konektorů a také se změřenou hodnotou ČSV antény.

Zisk půlvlnného dipólu je 0 dB, útlum kabelu RG058 je dle katalogového listu 0,51 dB/m, při délce 1,7 + 5,35 m je útlum přibližně 3,6 dB, útlum konektorů jsem určil dle katalogového listu  $4 \cdot 0,075 = 0,3\text{dB}$ . Do výpočtu ERP jsem také zahrnul vliv ČSV antény (ztráty nepřizpůsobením):

$$ML = -10 \cdot \log(1 - \rho^2) = -10 \cdot \log(0,946746) \doteq 0,24 \text{ dB},$$

$$\text{kde } \rho = \frac{\text{ČSV} - 1}{\text{ČSV} + 1} = \frac{1,6 - 1}{1,6 + 1} = \frac{0,6}{2,6} \doteq 0,230769$$

Celkový útlum vedení a antény je tedy  $0 + 3,6 + 0,3 + 0,24 = 4,14$  dB, který jsem zohlednil při výpočtu ERP.

Vysvětlivky k dalšímu obsahu:

↑.....nastavování generátoru od minima

↓.....nastavování generátoru od maxima

$d_{1,2,3}$ .....vzdálenost antény od kardiostimulátoru/ programátoru/ středu spojnice kardiostimulátor - programátor

### Umístění 1)

Jak plyne z následujících tabulek a grafů, spojení bezdrátovou ZIP telemetrií přestávalo fungovat při hodnotách ERP v jednotkách až desítkách mW. Jsou to relativně malé hodnoty, ze kterých je vidět, že tato telemetrie může být náchylná k výpadkům, pokud se v blízkosti kardiostimulátoru a programátoru vyskytne některý z přístrojů, pracujících na této, nebo blízké frekvenci s již poměrně malým vysílacím výkonem jako jsou bezdrátové telefony, náhlavní soupravy, pacientské monitory, elektrochirurgické přístroje a další přístroje pracující v UHF pásmu.

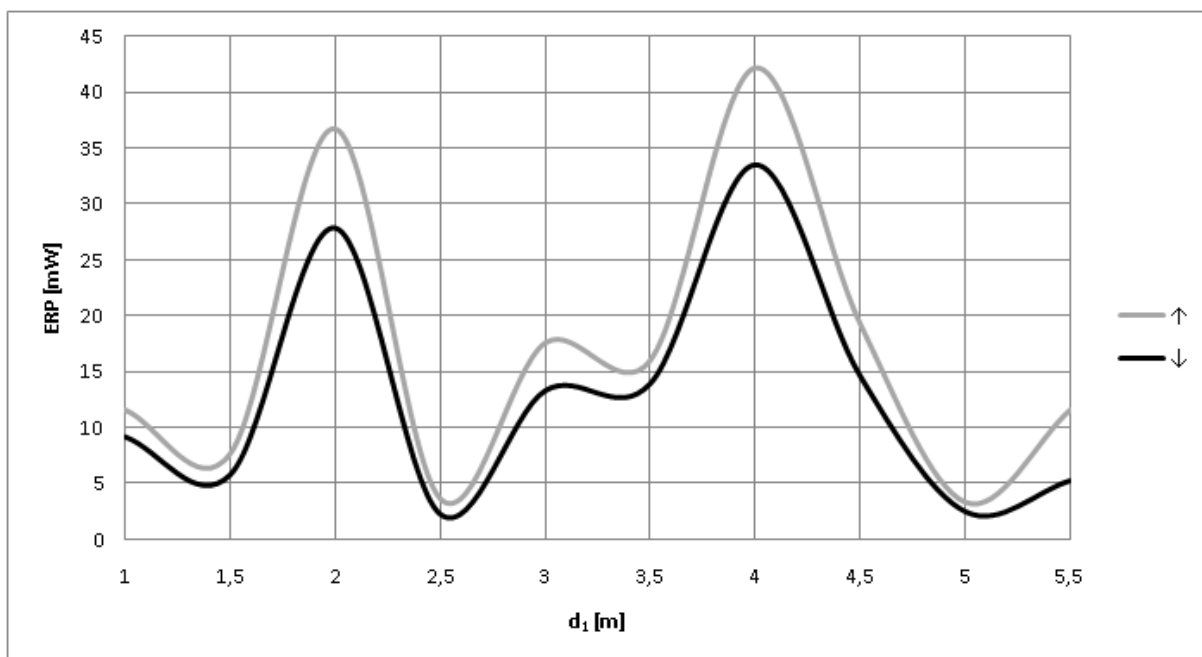
Při tomto umístění v přímce není patrný žádný trend velikosti ERP vzhledem se vzrůstající vzdálenosti antény, což příkládám vlivu okolního prostředí v měřicí místnosti, kde vznikaly zesílení a útlumy vlivem odrazů a také možnému externímu rušení v tomto pásmu v době měření. Co je ale patrné, je rozdíl v průměrném ERP u jednotlivých poloh – průměrné ERP u polohy a) byly 17,01 mW a 12,88 mW, u polohy b) 7,78 mW a 5,68 mW, z čehož lze usoudit, že citlivější je programátor, což je ovšem při výskytu rušení faktor, který může znemožnit komunikaci mezi těmito zařízeními.

$d_i$ [m]	nastavení generátoru ↑ [dBm]	nastavení generátoru ↓ [dBm]	ERP ↑ [mW]	ERP ↓ [mW]
1	-15,20	-16,20	11,64	9,25
1,5	-17,00	-18,20	7,69	5,83
2	-10,20	-11,40	36,81	27,93
2,5	-20,20	-22,20	3,68	2,32
3	-13,40	-14,60	17,62	13,37
3,5	-13,80	-14,40	16,07	14,00
4	-9,60	-10,60	42,27	33,57
4,5	-13,00	-14,20	19,32	14,66
5	-20,60	-21,80	3,36	2,55
5,5	-15,20	-18,60	11,64	5,32
<b>PRŮMĚR</b>	<b>-14,82</b>	<b>-16,22</b>	<b>17,01</b>	<b>12,88</b>

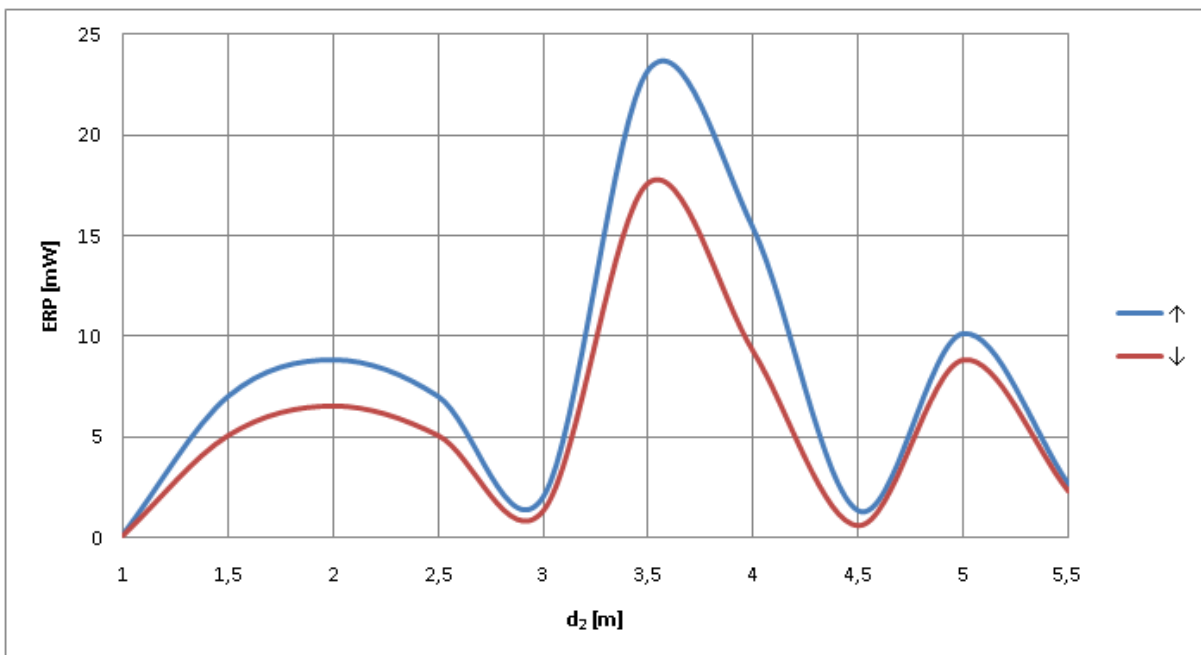
**Tab. 12** Hodnoty nastavení generátoru a vypočítaného ERP pro polohu a)

$d_2$ [m]	nastavení generátoru ↑ [dBm]	nastavení generátoru ↓ [dBm]	ERP ↑ [mW]	ERP ↓ [mW]
1	-34,00	-35,00	0,15	0,12
1,5	-17,40	-18,80	7,01	5,08
2	-16,40	-17,70	8,83	6,55
2,5	-17,40	-18,80	7,01	5,08
3	-22,80	-24,60	2,02	1,34
3,5	-12,20	-13,40	23,23	17,62
4	-14,00	-16,20	15,35	9,25
4,5	-24,60	-28,00	1,34	0,61
5	-15,80	-16,40	10,14	8,83
5,5	-21,60	-22,20	2,67	2,32
<b>PRŮMĚR</b>	<b>-19,62</b>	<b>-21,11</b>	<b>7,78</b>	<b>5,68</b>

Tab. 13 Hodnoty nastavení generátoru a vypočítaného ERP pro polohu b)



Obr. 22 Závislost ERP na vzdálenosti antény pro polohu a)



**Obr. 23** Závislost ERP na vzdálenosti antény pro polohu b)

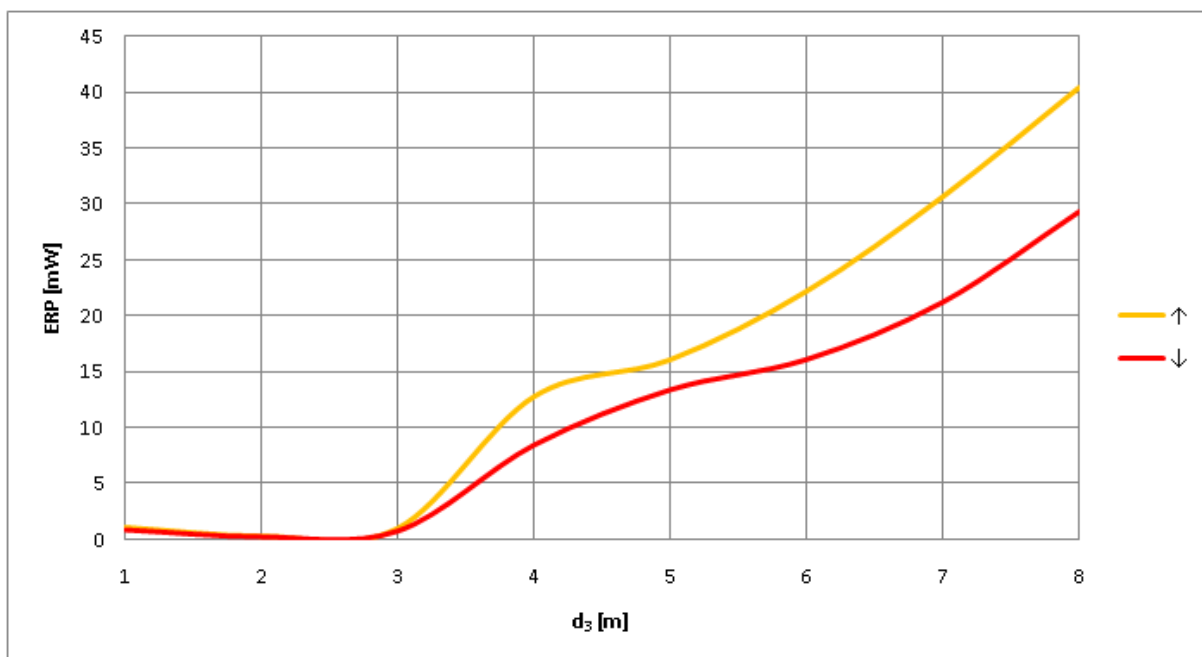
### Umístění 2)

I při tomto umístění spojení bezdrátovou ZIP telemetrií přestávalo fungovat při hodnotách ERP v jednotkách až desítkách mW.

Je zde ovšem patrný trend zvyšování velikosti ERP vzhledem se vzrůstající vzdálenosti antény. Toto umístění demonstruje případ, ve kterém se zařízení, které produkuje rušivé signály, bude nacházet nejčastěji – tedy mimo přímku tvořenou kardiostimulátorem a programátorem. Z toho lze vyvodit, že s další rostoucí vzdáleností antény rušícího přístroje se bude velikost výkonu nutného k zaručení přenosového kanálu telemetrie zvyšovat, pomineme-li případ, kdy by se rušící zařízení dostalo omylem do prostoru, který by se choval jako reflektor signálu a tím by jeho anténa získala na směrovosti.

$d_3$ [m]	nastavení generátoru ↑ [dBm]	nastavení generátoru ↓ [dBm]	ERP ↑ [mW]	ERP ↓ [mW]
1	-25,40	-26,40	1,11	0,88
2	-30,80	-31,80	0,32	0,25
3	-25,80	-27,00	1,01	0,77
4	-14,80	-16,60	12,76	8,43
5	-13,80	-14,60	16,07	13,37
6	-12,40	-13,80	22,18	16,07
7	-11,00	-12,60	30,62	21,18
8	-9,80	-11,20	40,36	29,24
PRŮMĚR	-17,98	-19,25	15,56	11,28

Tab. 14 Hodnoty nastavení generátoru a vypočítaného ERP



Obr. 24 Závislost ERP na vzdálenosti antény

## 6 Závěr

V první části byla soufázovým přivedením modulovaného elektromagnetického pole na obvod náhradní tkáň s připojeným kardiostimulátorem nastaveným do synchronizovaného režimu pomocí signálu z inhibičního generátoru otestována odolnost kardiostimulátoru vůči rušení, které může do kardiostimulátoru proniknout přes skutečnou tkáň pacienta do elektrod a také pouzdra kardiostimulátoru. Kardiostimulátor vyhověl u 4 z 5 měření, ovšem detekce kardiostimulátoru zkušebního signálu o nosné frekvenci 150 kHz jako spontánní síňové aktivity byla pravděpodobně způsobena nepřesností měření a měřících přístrojů a také velkým šumem, z čehož vyplývá, že je vůči tomuto rušení velmi odolný.

Druhá část byla zaměřena na posouzení vlivu RF rušení na komunikaci pomocí bezdrátové ZIP telemetrie mezi kardiostimulátorem a programátorem, které jsem otestoval generováním rušivého signálu pomocí zhotovené antény pro SRD pásmo a RF generátoru. Z výsledků plyne, že je tato komunikace náchylná na poruchy v případě výskytu zařízení, které pracují na této, nebo blízké frekvenci a je proto důležité tyto přístroje přesunout z dosahu této komunikace, aby byl zajištěn bezproblémový provoz telemetrie. Fakt, že při umístění antény blíže ke kardiostimulátoru byly hodnoty výkonu vyzářené anténou větší, než při umístění blíže programátoru ukazuje na vyšší citlivost programátoru, což je faktor, který může znemožnit komunikaci mezi těmito zařízeními.

Měření by se do budoucna dala provést i za různých dalších vnějších podmínek jako je měření v odstíněné komoře pro zpřesnění a rozšíření výsledků, nebo s působením konkrétních přístrojů, které se na operačním sále nebo v ordinaci mohou nacházet.

Realizací cílů této práce se potvrdil fakt, že kardiostimulátory jsou velmi citlivá, avšak zároveň velmi odolná zařízení, což je logickým důsledkem určení těchto přístrojů – podporovat a řídit srdeční činnost člověka za účelem udržení základní životní funkce – krevního oběhu u pacientů s indikací některých méně i více závažných srdečních poruch, při kterých se objevuje příliš pomalá, nebo nepravidelná srdeční akce, jako je např. porucha tvorby a vedení vzruchu v srdci.



## Použité zdroje

- [1] ČSN EN 45502-2-1. Praha: Český normalizační institut, 2004. 84 s.
- [2] Příručka k systému kardiostimulátoru INSIGNIA<sup>TM</sup> I / NEXUS<sup>TM</sup> Entra. Guidant Corporation (USA), 2004.
- [3] Návod k obsluze programátoru/ záznamového zařízení/ monitoru (PRM) ZOOM<sup>®</sup> LATITUDE<sup>TM</sup> 3120 Programming system. Guidant Corporation (USA), 2005.
- [4] KAŠÍK, Vladimír. *Měření na elektronických přístrojích – učební texty* [PDF]. Ostrava, 2007.
- [5] DŘÍNOVSKÝ, J. – SVAČINA, J. – KEJÍK, Z. *Elektromagnetická kompatibilita* [online]. Ústav radioelektroniky VUT v Brně [cit. 2010-01-11]. URL: <<http://www.radio.feec.vutbr.cz/emc/>>
- [6] PENHAKER, Marek. *Lékařské terapeutické přístroje*. VŠB – TU Ostrava, 2007. 216 s. ISBN 978-80-248-1558-9
- [7] ZIP *Wandless Telemetry and the ZOOM LATITUDE Programmer* [online]. Boston Scientific Corporation [cit. 2010-02-23]. URL: <<http://www.bostonscientific-international.com/>>
- [8] HLAVÁČOVÁ, Irena. *Elektromagnetické záření* [online]. Materiály k předmětu Aplikovaná fyzika na VŠB – TU Ostrava [cit. 2010-02-23]. URL: <<http://if.vsb.cz/Kontakt/Hlavacova/studium5.html>>
- [9] PROCHÁZKA, Miroslav. *Antény – encyklopedická příručka*. BEN – technická literatura, Praha, 2005. 384 s. ISBN 80-7300-166-7
- [10] UHLÍŘ, Jan. *Elektromagnetické vlny* [online]. Materiály k předmětu Elektrotechnika pro informatiky na ČVUT [cit. 2010-02-23]. URL: <<http://noel.feld.cvut.cz/vyu/eli/prednasky/>>
- [11] SOKOL, V. – VAJTR, J. – HOFFMAN, K. *Vizualizace elmag. pole moderními CAD prostředky* [online]. Katedra elektromagnetického pole ČVUT [cit. 2010-02-23]. URL: <<http://vizualizace.elmag.org/>>
- [12] *Všeobecné oprávnění č. VO-R/10/08.2005-24 k využívání rádiových kmitočtů a k provozování zařízení krátkého dosahu* [online]. Český telekomunikační úřad, 2005 [cit. 2010-02-23]. URL: <<http://www.ctu.cz/>>
- [13] POVALAČ, Aleš. *Dálkové ovládání měřicích přístrojů v SRD pásmu* [PDF]. Bakalářská práce na VUT v Brně, 2007. 48 s.
- [14] *Antény a trocha teorie k nim* [online]. CB klub Česká Lípa [cit. 2010-02-23]. URL: <<http://www.cbdx.cz/>>
- [15] ULLMAN, František. *KONSTRUKCE SWR-metru* [online]. DUsoft computers [cit. 2010-02-23]. URL: <<http://www.dusoft.cz/>>