

EMC analýza prostředí MRI

Martin Liška

Bakalářská práce
2024



Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně
Fakulta aplikované informatiky

Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně
Fakulta aplikované informatiky
Ústav bezpečnostního inženýrství

Akademický rok: 2023/2024

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(projektu, uměleckého díla, uměleckého výkonu)

Jméno a příjmení: **Martin Liška**
Osobní číslo: **A21026**
Studijní program: **B1032A020001 Bezpečnostní technologie, systémy a management**
Forma studia: **Prezenční**
Téma práce: **EMC analýza prostředí MRI**
Téma práce anglicky: **EMC analysis of MRI environment**

Zásady pro vypracování

1. Vypracujte literární rešerši na téma současného stavu MRI.
2. Popište platné normy a legislativu týkající se zdravotních limitů.
3. Navrhněte metody testování a měření MRI z hlediska EMC.
4. Navrhněte a ověřte model pomocí simulačního software CST Studio Suite.
5. Porovnejte výsledky experimentů se světovými publikacemi a dostupnými výsledky z českých pracovišť.

Forma zpracování bakalářské práce: **tištěná/elektronická**

Seznam doporučené literatury:

1. PAUL, Clayton R. Introduction to electromagnetic compatibility. 2nd ed. Hoboken: John Wiley & Sons, 2006. ISBN 0471755001.
2. FERDA, Jiří. Inovativní zobrazovací metody. Galén, 2015. ISBN 9788074921865.
3. WESTBROOK, Catherine a TALBOT, John. MRI in Practice. 5th Edition. John Wiley, 2018. ISBN 9781119391968.
4. WESTBROOK, Catherine. Handbook of MRI Technique. John Wiley, 2021. ISBN 9781119759331.
5. MECHL, Marek; TINTĚRA, Jaroslav a ŽIŽKA, Jan. Protokoly MR zobrazování. Praha: Galén, c2014. ISBN 978-807-4921-094.
6. JIN, Jianming. Electromagnetic Analysis and Design in Magnetic Resonance Imaging. New York: Routledge, 2017. ISBN 9780203758731.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Stanislav Kovář, PhD.**
Ústav bezpečnostního inženýrství

Datum zadání bakalářské práce: **8. prosince 2023**
Termín odevzdání bakalářské práce: **28. května 2024**

doc. Ing. Jiří Vojtěšek, Ph.D. v.r.
děkan



Ing. Jan Valouch, Ph.D. v.r.
ředitel ústavu

Ve Zlíně dne 8. prosince 2023

Prohlašuji, že

- beru na vědomí, že odevzdáním bakalářské práce souhlasím se zveřejněním své práce podle zákona č. 111/1998 Sb. o vysokých školách a o změně a doplnění dalších zákonů (zákon o vysokých školách), ve znění pozdějších právních předpisů, bez ohledu na výsledek obhajoby;
- beru na vědomí, že bakalářská práce bude uložena v elektronické podobě v univerzitním informačním systému dostupná k prezenčnímu nahlédnutí, že jeden výtisk bakalářské práce bude uložen v příruční knihovně Fakulty aplikované informatiky Univerzity Tomáše Bati ve Zlíně;
- byl/a jsem seznámen/a s tím, že na moji bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb. o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon) ve znění pozdějších právních předpisů, zejm. § 35 odst. 3;
- beru na vědomí, že podle § 60 odst. 1 autorského zákona má UTB ve Zlíně právo na uzavření licenční smlouvy o užití školního díla v rozsahu § 12 odst. 4 autorského zákona;
- beru na vědomí, že podle § 60 odst. 2 a 3 autorského zákona mohu užít své dílo – bakalářskou práci nebo poskytnout licenci k jejímu využití jen připouští-li tak licenční smlouva uzavřená mezi mnou a Univerzitou Tomáše Bati ve Zlíně s tím, že vyrovnání případného přiměřeného příspěvku na úhradu nákladů, které byly Univerzitou Tomáše Bati ve Zlíně na vytvoření díla vynaloženy (až do jejich skutečné výše) bude rovněž předmětem této licenční smlouvy;
- beru na vědomí, že pokud bylo k vypracování bakalářské práce využito softwaru poskytnutého Univerzitou Tomáše Bati ve Zlíně nebo jinými subjekty pouze ke studijním a výzkumným účelům (tedy pouze k nekomerčnímu využití), nelze výsledky bakalářské práce využít ke komerčním účelům;
- beru na vědomí, že pokud je výstupem bakalářské práce jakýkoliv softwarový produkt, považují se za součást práce rovněž i zdrojové kódy, popř. soubory, ze kterých se projekt skládá. Neodevzdání této součásti může být důvodem k neobhájení práce.

Prohlašuji,

- že jsem na bakalářské práci pracoval samostatně a použitou literaturu jsem citoval. V případě publikace výsledků budu uveden jako spoluautor.
- že odevzdaná verze bakalářské práce a verze elektronická nahraná do IS/STAG jsou totožné.

Ve Zlíně, dne 22. 5. 2024

Martin Liška, v. r.
podpis studenta

ABSTRAKT

Bakalářská práce se zabývá analýzou elektromagnetické kompatibility (EMC) v prostředí magnetické rezonance (MRI). Cílem je nejen prozkoumat tuto problematiku, ale také poskytnout informativní materiál pro veřejnost, který přispěje k objasnění běžných nejasností ohledně MRI. Práce zahrnuje teoretické představení základního principu fungování MRI, jejího medicínského využití, potenciálních rizik a historií. Práce je také zaměřena na EMC, konkrétně na různé druhy EM záření, s nimi spojená rizika. Práce se věnuje také legislativě a normám spojenými s EMC a MRI. Praktická část zahrnuje měření EMI se zařízením MRI od společnosti PHYWE z hlediska frekvenční a časové složky s pomocí Fourierovy transformace. Měření bylo realizováno za pomoci GTEM cely, zařízení EMxpert a sond pro blízká elektrická a magnetická pole. Část praktická je také věnována simulacím v CST Studio Suite za účelem poskytnutí grafické vizualizace elektrických a magnetických polí.

Klíčová slova: elektromagnetická kompatibilita, magnetická rezonance (lékařství), elektromagnetická interference, elektromagnetická susceptibilita, elektromagnetické záření, Fourierova transformace

ABSTRACT

The bachelor's thesis deals with the analysis of electromagnetic compatibility (EMC) in the environment of magnetic resonance imaging (MRI). The aim is not only to explore this issue but also to provide informative material for the public, contributing to the clarification of common misconceptions about MRI. The thesis includes a theoretical introduction to the basic principles of MRI functioning, its medical applications, potential risks, and history. It also focuses on EMC, specifically various types of electromagnetic radiation and associated risks. The thesis also addresses the legislation and standards related to EMC and MRI. The practical part includes EMI measurements of the MRI device from PHYWE in terms of frequency and time components using Fourier transformation. The measurements were carried out using a GTEM cell, EMxpert device, and near-field probes for electric and magnetic fields. The practical part is also dedicated to simulations in CST Studio Suite to provide graphical visualization of electric and magnetic fields.

Keywords: electromagnetic compatibility, nuclear magnetic resonance, electromagnetic interference, electromagnetic susceptibility, electromagnetic radiation, Fourier transformation

Velké poděkování patří panu Ing. Stanislavu Kovářovi PhD. Za vedení, rady, pomoc a ochotu nejen při konzultacích, ale také během celé doby tvorby práce. Poděkování patří také mým podporujícím rodičům, kteří mě při mém studiu maximálně podporovali. Poslední poděkování patří mé přítelkyni, která, během mého studia, stála po mém boku.

Prohlašuji, že odevzdaná verze bakalářské práce a verze elektronická nahraná do IS/STAG jsou totožné.

OBSAH

ÚVOD	9
I TEORETICKÁ ČÁST	10
1 MAGNETICKÁ REZONANCE	11
1.1 PRINCIP	11
1.2 VYUŽITÍ MRI V MEDICÍNĚ.....	11
1.3 ROZDÍLY MRI A NMR	12
1.4 RIZIKA VYUŽÍVÁNÍ MRI.....	13
1.5 HISTORIE	15
2 ELEKTROMAGNETICKÁ KOMPATIBILITA	18
2.1 ELEKTROMAGNETICKÉ ZÁŘENÍ.....	18
2.1.1 Rádiové záření.....	18
2.1.2 Mikrovlnné záření	19
2.1.3 Infračervené záření.....	19
2.1.4 Viditelné spektrum záření	19
2.1.5 Ultrafialové záření.....	20
2.1.6 Rentgenové záření	20
2.1.7 Alfa, Beta, Gamma záření	20
2.1.8 Rizika elektromagnetického záření	21
2.2 HISTORIE EMC	23
3 LEGISLATIVA	25
3.1 NORMY PLATNÉ PRO ZAŘÍZENÍ MRI PHYWE	27
II PRAKTICKÁ ČÁST	29
4 MĚŘENÍ MRI Z HLEDISKA EMC	30
4.1 MĚŘÍCÍ PŘÍSTROJE	30
4.2 SONDY PRO MĚŘENÍ BLÍZKÝCH EM POLÍ	31
4.3 PŘEDZESILOVAČ HZ-16	31
4.4 EMXPRT EHX.....	31
5 MĚŘENÍ FREKVENČNÍ SLOŽKY EM RUŠENÍ	33
5.1 MĚŘENÍ V GTEM CELE	33
5.2 MĚŘENÍ POMOCÍ EMXPRT	52
5.3 MĚŘENÍ POMOCÍ SOND PRO MĚŘENÍ BLÍZKÝCH POLÍ	58
6 MĚŘENÍ ČASOVÉ SLOŽKY EM RUŠENÍ	64
6.1 KÓD FOURIEROVY TRANSFORMACE V JAZYCE PYTHON	64
6.2 MĚŘENÍ V GTEM CELE	67
6.3 SHRnutí VÝSLEDKŮ MĚŘENÍ ČASOVÉ DOMÉNY	72
7 SIMULACE V CST STUDIO SUITE	74
8 POROVNÁNÍ VÝSLEDKŮ EXPERIMENTŮ	85
8.1 FREKVENČNÍ DOMÉNA.....	85
8.1.1 Měření v GTEM cele	85
8.1.2 Měření pomocí EMxpert	85
8.1.3 Měření pomocí sond pro měření blízkých polí	86

8.2	ČASOVÁ DOMÉNA.....	87
9	ANALÝZA ČLÁNKŮ VĚNOVANÝCH PROBLEMATICE EMC V MRI	88
9.1	EMI INDUKOVANÁ POMOCÍ MRI.....	88
9.2	CITLIVOST 1,5 T MRI SYSTÉMŮ NA EM POLE	89
9.3	NUKLEÁRNÍ MAGNETICKÁ REZONANCE: NOVÝ PŘÍSTUP K EMC	89
9.4	ANALÝZA ZBLLOUDILÝCH POLÍ V AKTIVNĚ STÍNĚNÉM MAGNETU MRI.....	90
9.5	POSOUZENÍ EMC ZDRAVOTNICKÝCH PROSTŘEDKŮ V BLÍZKOSTI LIDSKÉHO TĚLA.....	91
	ZÁVĚR	92
	SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY.....	94
	SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK.....	100
	SEZNAM OBRÁZKŮ	102
	SEZNAM TABULEK.....	107
	SEZNAM PŘÍLOH.....	108

ÚVOD

Bakalářská práce na téma „EMC analýza prostředí MRI“ se věnuje zkoumání elektromagnetické kompatibility (EMC) v kombinaci s magnetickou rezonancí (MRI). Bakalářská práce má zároveň posloužit jako informativní materiál pro veřejnost, ve kterém zároveň dochází k rozptýlu nejasností ohledně MRI. Toto téma je aktuální vzhledem k stále častějšímu využívání MRI za účelem diagnostiky v medicíně, nýbrž povědomí společnosti o technických a bezpečnostních aspektech zůstává značně omezené. Nedostatečné respektování rizik spojených s EMC vede k nesprávné interpretaci snímků MRI, čímž je zvýšen negativní dopad na diagnostiku a následnou léčbu pacientů. Zvýšení informovanosti v oblasti MRI a EMC je klíčové pro zajištění maximální bezpečnosti a účinnosti zobrazovacích metod. Téma bylo zvoleno z důvodu neexistence jednotných názorů na kombinaci EMC a MRI, čímž je zdůrazněna potřeba dalšího výzkumu.

V teoretické části je představena magnetická rezonance – základní principy fungování, medicínské využití, potenciální rizika spojená s měřením a historický vývoj MRI. Problematika je následně zaměřena na EMC – definice, druhy elektromagnetického (EM) záření a s nimi spojená rizika. Důležitou částí je také přehled legislativy a norem pro oblast MRI a EMC. Praktická část je zaměřena na měření zařízení MRI od společnosti PHYWE, které bylo podrobeno EMI měřením ve specializované laboratoři. MRI PHYWE bylo měřeno v různých scénářích s využitím různých měřících přístrojů. Měření frekvenční složky EM rušení byla prováděna pomocí GTEM cely, zařízení EMxpert a sond pro měření blízkých polí. Měření časové složky elektromagnetického rušení (EMI) bylo zaměřeno na měření v GTEM cele s následným zpracováním výsledků pomocí Fourierovy Transformace a Python kódu. Vytvoření 3D modelu v programu CST Studio Suite bylo určeno ke grafické vizualizaci elektrických a magnetických polí s různými vzorky uvnitř MRI PHYWE. V závěrečné části byly porovnány články věnované problematice EMC v MRI.

I. TEORETICKÁ ČÁST

1 MAGNETICKÁ REZONANCE

MRI, je pokrokovou zobrazovací metodou. Její velká výhoda je neinvazivnost a bezpečnost. Magnetická rezonance poskytuje možnost zobrazení vnitřní stavby těla a jednotlivých orgánů. Díky MRI jsme schopni diagnostikovat různá onemocnění, mezi která patří například diagnostika poškození mozku a nervového systému, schopnost odhalit onemocnění srdce a cév, možnost diagnostiky nádorů ve všech částech těla. Můžeme se také setkat s vyšetřením prsu – tzv. „Breast Imaging,“ díky kterému můžeme odhalit počínající rakovinu prsu. Výstupem magnetické rezonance je vrstvený snímek, který lze následně v počítači sestavit do plnohodnotného 3D modelu. [1], [2], [3]

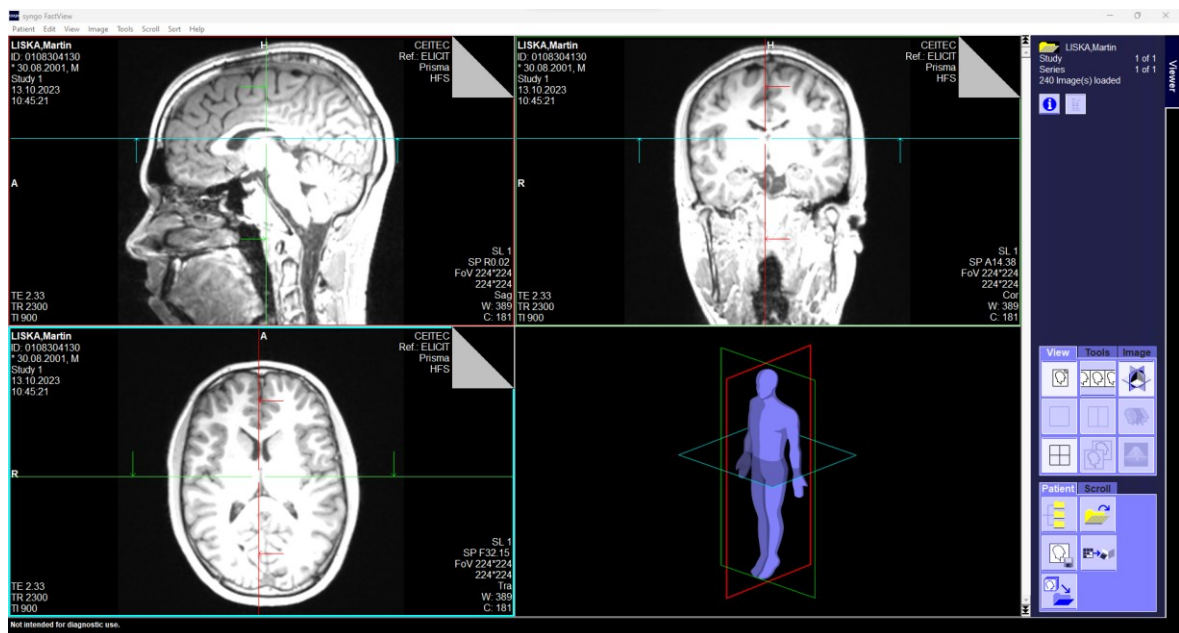
1.1 Princip

Princip fungování magnetické rezonance je velmi komplexní a složitý. Magnetická rezonance využívá silné EM pole, díky kterému je MRI schopna upravovat spinový moment protonů v těle – protony začnou precesovat, tedy se otáčet kolem své osy. Tyto protony se po expozici silnému elektromagnetickému poli nastavují na spinový moment EM pole s frekvencí zvanou Larmorova frekvence. Zarovnání s EM polem je nazýváno jako úhel vychýlení (flip-angle), protony jsou obvykle vychýleny do úhlu 90° nebo 180° . Jakmile jsou protony v synchronizaci s EM polem, je EM pole vypnuto. MRI je následně, pomocí detektorů, schopna detekovat postup protonů při vracení se do své původní polohy a zároveň zaznamenávat jejich energii, kterou při tomto ději protony emitují. Tento proces uvolňování energie se nazývá relaxace a zahrnuje dvě složky: T1 (podélnou) a T2 (příčnou). Jednotlivé tkáně můžeme odlišit díky jejich různorodým vlastnostem. Pro získ obrazového výstupu z magnetické rezonance je důležité pacienta vložit do magnetického pole. Během procesu měření je velmi důležité, aby pacient zůstal v klidu, bez pohybu. Magnetická rezonance jednotlivé obrázky vrství – provádí řez tělem a tkání. V případě pohybu dochází k rozmazání snímku a jeho následné neschopnosti dalšího využití. [1], [4], [5]

1.2 Využití MRI v medicíně

Jak je již výše popsáno, magnetická rezonance nevyzařuje žádné ionizující záření, které například CT využívá. Magnetická rezonance navíc dodává mnohem přehlednější snímky, než běžný rentgen. Zobrazovat lze mozek, míchu, svaly, jednotlivé nervy, ale také klouby. MRI dokáže zobrazit samostatně bílou a šedou mozkovou hmotu, díky čemuž je možné objevit a diagnostikovat nádory uvnitř mozku, které by jinak nemusely být diagnostikovány.

Magnetickou rezonancí lze také detekovat aktivitu mozku, a to při vyšetření fMRI, díky čemuž se naskýtá možnost zaznamenat změny kyslíku v daných částech mozku a tím vyhodnotit správné nebo naopak nesprávné fungování mozku. Nevýhodou magnetické rezonance je její vysoká cena a vysoké provozní náklady. [1]



Obrázek 1. Snímek z magnetické rezonance [6]

V pojmu MRI se také často setkáváme s kontrastní látkou. Tato kontrastní látka je nejčastěji založena na stříbrně-metalickém prvku Gadolinium. Kontrastní látku je možné podat orálně (nejčastěji při vyšetření trávicí soustavy,) ale také intravenózně, před i během vyšetření. Protony v tkáni, které jsou vystaveny efektu kontrastní látky, je možné rychleji nastavit do úhlu vychýlení EM pole. Díky tomu kontrastní látka pomáhá urychlit proces vyšetření. [7]

Kontrastní látky MRI můžeme dělit podle mnoha faktorů:

1. chemická kompozice,
2. způsob podání,
3. chování v magnetickém poli,
4. distribuce kontrastní látky v těle. [7]

1.3 Rozdíly MRI a NMR

V medicíně je možné se setkat také s pojmem „nukleární magnetická rezonance.“ Pojem nukleární je však nevhodně použit, jelikož magnetická rezonance nevyzařuje žádné

ionizující záření. S nukleární magnetickou rezonancí je možné se setkat při spektroskopii – zkoumání interakcí světla (EM záření) s neznámou látkou k následné identifikaci neznámé látky.

Rozdíl však není pouze v názvu, avšak také v základním principu fungování. NMR využívá modulaci rádiové frekvence, díky které generuje výslednou informaci. MRI naopak využívá modulaci rádiové intenzity, tu je následně možné převést na detailní obraz (nejen) lidského těla. Od názvu „nukleární“ bylo upuštěno z důvodů obavy pacientů. [8]

1.4 Rizika využívání MRI

I přesto, že MR nevyzařuje ionizující záření, neznamená to, že je kompletně bezrizikové. Silné magnetické pole může vyvolat nežádoucí vtáhnutí feromagnetického předmětu do prostoru magnetické rezonance. Oddělení s magnetickou rezonancí je vybaveno patřičnými přístroji pro případ vzniku rizikové situace – defibrilátory, infuze. [9], [10]

Kloubní implantáty

Důraz je kladen na pacienty s kloubním implantát. V medicíně je nejčastěji využíván pro tvorbu implantátů titan, který v běžném prostředí neinteraguje s magnetickým polem. Obrovské magnetické pole MR však může zapříčinit lehké svědění či pálení v oblasti implantátu. Pacienti s kloubním implantátem nemají tak čisté a přehledné snímky, jako pacienti bez implantátů, a to z důvodu rušení elektromagnetického pole. [9], [10]

Vnitřní orgánové stimulátory

Velmi vysoký důraz je kladen na pacienty s vnitřními orgánovými stimulátory. Tito pacienti se nesmí účastnit žádného vyšetření s působením elektromagnetického pole. Mezi takové stimulátory patří nejčastěji kardiostimulátory, avšak můžeme se setkat také s insulinovou pumpou, mozkovým stimulátorem, vnitřní srdeční monitor. Silné magnetické pole zapříčiní velmi silné poškození, nebo přímo znefunkčnění přístroje, jehož absence v těle pacienta může být fatální. [9], [10]

Popáleniny

Ve velmi vzácných případech může dojít k popálení pacienta z důvodu silného elektromagnetického pole. Nejčastěji se takové popáleniny vyskytnuly po fyzickém kontaktu části těla pacienta s vnitřním prostorem magnetické rezonance nebo při fyzickém kontaktu se slabě chráněným kabelem. [9], [10]

Hluk

Magnetická rezonance je velmi hlučný přístroj. Je tomu tak z důvodu zapínání a vypínání elektromagnetického pole. Zvuky MR se liší podle toho, která část lidského těla je zrovna vyšetřována. Nejčastěji se setkáme se zvukem klikání nebo pípání. Hlasitost přístroje magnetické rezonance může dosáhnout až 120 dB. Pacient je povinen využít ochrany sluchu – hluchátka, špunty do uší, která jsou před každým vyšetřením nabídnuta. [9], [10]

Pocity svědění

Silné magnetické pole může u citlivých pacientů vyvolávat svědění či svrbění. Je tomu z důvodu rychlého přepínání magnetického pole a měnění spinového momentu protonů v těle. [9], [10]

Kontrastní látky

Mezi rizikové faktory magnetické rezonance patří také využití kontrastních látek. Kontrastní látka může u pacientů s poruchou ledvin zapříčinit následné selhání ledvin. Pacienti, kteří jsou nuceni pravidelně navštěvovat dialýzu, se mohou vyšetření MR účastnit pouze tehdy, je-li možnost bezprostředně po vyšetření provést dialýzu a tím zbavit tělo kontrastní látky. [7]

Těhotenství

I přesto, že měření magnetickou rezonancí nemá vliv na plod v těle ženy, je těhotným ženám doporučeno vyšetření magnetické rezonance nepodstupovat. Při nutnosti podstoupit zákrok v těhotenství se obvykle nepodávají kontrastní látky. [11]

Klaustrofobický prostor

Malý prostor je pro magnetickou rezonanci typický. Strach z magnetické rezonance je nejčastěji zapříčiněn právě tímto zmenšeným prostorem. Při vyšetření mozku je navíc hlava uchycena k zamezení pohybu, a tak je prostor ještě menší. Strach z malého prostoru MR pociťují nejen pacienti s klaustrofobií, ale také děti, které jsou nuceny vyšetření podstoupit. Pro uklidnění pacienta se podávají zklidňující sedativa. Na některých pracovištích se také můžeme setkat s „Upright MRI“ a „Open MRI,“ kde pacient při vyšetření není nucen ležet na zádech v uzavřeném „tunelu,“ nýbrž může sedět, případně stát. [9]

Vliv elektromagnetického pole

Když jsem osobně podstupoval vyšetření ve výzkumném centru za účelem zdokonalení fMRI, zaznamenal jsem nepříjemný pocit po vyšetření, který bych přirovnal k lehké nauce. Po mém dotazu „Proč tomu tak je?“ a „Cítí se tak i ostatní?“ jsem od odborného pracovníka získal odpověď, že většina pacientů se po vyšetření cítí stejně, či obdobně. Po diskuzi s odborným pracovníkem jsme došli k společnému názoru, že pocit bude pravděpodobně způsoben kombinací silného elektromagnetického pole a hodinového držení těla v jedné pozici.

1.5 Historie

Objev NMR

Historie magnetické rezonance spadá již do roku 1944, kdy jaderný fyzik Isidor Isaac Rabi objevil možnosti měření spinového momentu. Svému projektu přidal název „nukleární magnetická rezonance.“ Práce byla základním kamenem pro další vývoj magnetické rezonance. Isidor I. Rabi získal v roce 1944 Nobelovu cenu za fyziku. [12], [13]

Kapaliny a pevné látky

V roce 1952 byly uděleny dvě Nobelovy ceny za fyziku v oblasti magnetické rezonance, jejichmi držiteli byli fyzikové Felix Bloch a Edward Mills Purcell, kteří nezávisle na sobě prováděli experimenty a výzkum chování kapalin a pevných látek při přímém vystavení magnetické rezonanci. Tento objev přispěl k novým možnostem při zkoumání charakteristik pevných a kapalných látek. Zároveň zdokonalili zobrazování, měření a vyhodnocování magnetické rezonance. Felix Bloch se zároveň stal jedním ze zakladatelů magnetické rezonance v takové formě, v jaké ji známe dnes. Felix Bloch přispěl k teoretickému i praktickému chápání feromagnetických prvků. [12], [13]

Voda a tkáň

Po vydání článků Felixe Blocha a Edwarda Millse Purcella v roce 1955, projevíli zájem o výzkum nukleární magnetické rezonance dva Švédští vědci Gunnar Lindström a Erik Odbladalso. Do výzkumu magnetické rezonance přispěli svoji teorií o různých chováních biologických tkání a vody. Díky tomuto objevu od sebe dokázali vědci jasně diferencovat vodu a živou tkáň díky různým absorpcím a jiným spinovým momentům jednotlivých prvků. [12]

Rakovinné a zdravé buňky

Rok 1969 byl pro výzkum magnetické rezonance velmi významný. Raymond Vahan Damadian přispěl k výzkumu svojí teorií o schopnosti zaznamenávat rozdíly mezi zdravými a rakovinnými buňkami. Svoji teorii úspěšně demonstroval na laboratorních krysách. Damadian byl schopen buňky rozlišit pomocí porovnávání délky odezvy jednotlivých buněk. Buňky rakovinné měly delší odezvu, než buňky zdravé. [12], [14]

První medicinská MRI

Raymond Vahan Damadian roku 1969 navrhl první nukleární magnetickou rezonanci využitelnou v oboru medicíny. V roce 1972 zažádal o schválení svého patentu magnetické rezonance. Roku 1974, po úspěšném schválení patentu, zkonstruoval svoji první celotělovou magnetickou rezonanci, která našla své využití v medicíně. Svému přístroji dal název „Indomitable“, v češtině „nezlomný.“ [12]

Z 2D na 3D

V letech 1972 až 1980 experimentoval chemik Paul Christian Lauterbur na vrstvení dvoudimenzionálních vrstev obrázků za účelem vytvoření trojdimenzionální obraz. Aby byly snímky správně zarovnány, využíval jednotlivé gradienty magnetických polí. [12], [15]

Zrychlení snímání

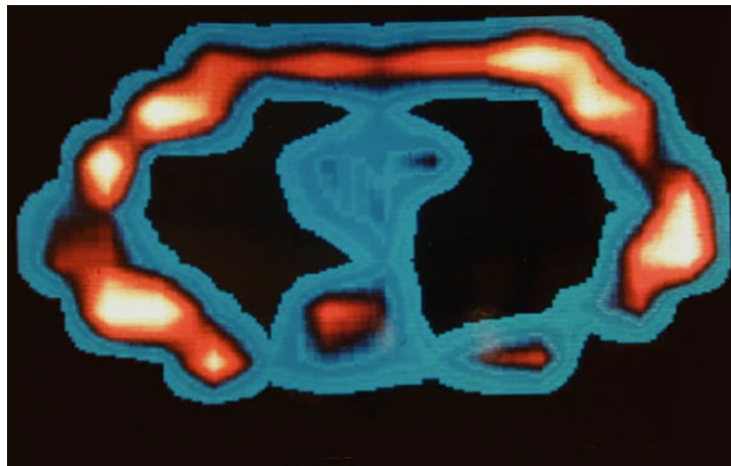
Fyzik Peter Mansfield experimentoval s možnostmi zkrácení doby vyšetření magnetickou rezonancí. Měření často trvala několik hodin, což bylo pro pacienta umístěného v MRI velmi vyčerpávající, a zdouhavé. Taková dlouhá vyšetření vedla ke ztrátě kvality snímků, případně k jejich úplné nevyužitelnosti. Peter Mansfield byl v 80. letech schopen zkrátit čas pro vytvoření jednoho snímku (jedné vrstvy) na 50 – 100 milisekund. Tato metoda je označována jako echo-planární zobrazování neboli EPI. [16]

První MRI zobrazení

3. červenec 1977 se do dějin historie magnetické rezonance zapsal jako den prvního MRI zobrazení části lidského těla. Pacientem byl Damadianův asistent Larry Minkoff a jeho hrudník. První obraz z magnetické rezonance zobrazoval srdce, plíce, páteř a svaly a jeho vytvoření trvalo 4 hodiny. [17]



Obrázek 2. Dr. Lawrence Minkoff sedící v Indomitabile [18]



Obrázek 3. První MR snímek [19]

Komerční MRI

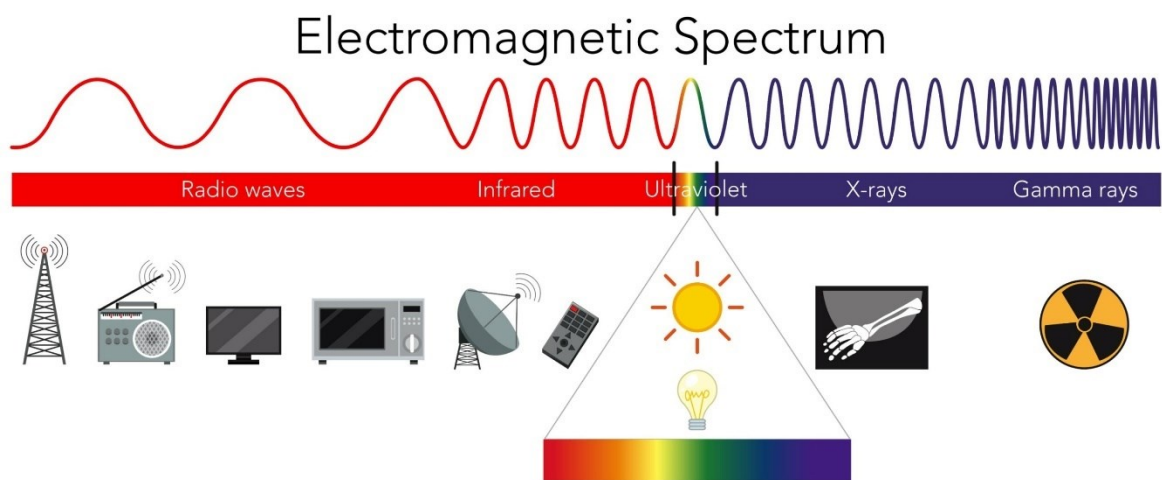
Po úspěšném vytvoření prvního snímku magnetické rezonance založil Raymond Vahan Damadian společnost FONAR Corporation. První magnetická rezonance, která byla vyhrazena pro komerční využití, byla uvedena na trh v roce 1980. [19]

2 ELEKTROMAGNETICKÁ KOMPATIBILITA

Každé elektronické zařízení vyzařuje během svého provozu EM vlnění. Tyto vlny mohou příznivě, avšak v téměř všech případech nepříznivě, ovlivňovat účinnost, případně funkčnost dalších zařízení, proto byl zaveden pojem „elektromagnetická kompatibilita.“ Výrobce jakéhokoli elektronického zařízení je nucen podrobit své zařízení pečlivým zkouškám. Výrobek musí odolat rušení, ale zároveň nesmí být zdrojem rušení. [20], [21]

2.1 Elektromagnetické záření

Elektromagnetické záření je postupné příčné vlnění, které vzniká působením elektrického a magnetického pole. Elektrický náboj v jakémkoli prostoru, který se pohybuje rychlostí jinou, než nulovou, vyzařuje EM vlnění. Pokud do objektu, který dále šíří EM záření, připojíme střídavý proud o frekvenci 50 Hz, bude objekt - anténa, vyzařovat EM záření s frekvencí 50 Hz. Rychlost šíření EM záření je rovna šíření rychlosti světla ve vakuu – tedy $299\,792\,458\text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Energií EM záření měříme ve fotonech a je označováno jako kvantum EM energie. Fotony jsou charakterizovány vlnovou délkou, frekvencí, energií a hybností. [21], [22]



Obrázek 4. Elektromagnetické spektrum [23]

2.1.1 Rádiové záření

Rádiové záření je charakterizováno frekvencí pod 1 GHz. Při 30 Hz může vlnová délka dosahovat až 10 000 kilometrů. Z toho důvodu rádiové vlny dělíme na pásma dlouhých vln, středních vln, krátkých vln a velmi krátkých vln. Pro vytvoření rádiového zařízení je nutné využít anténu a vysílač. Vysílač generuje rádiové frekvence pomocí střídavého napětí. Jakmile je toto střídavé napětí přivedeno na anténu, anténa šíří rádiové vlny o dané frekvenci. Vysílače můžeme najít v každém zařízení, které komunikuje pomocí rádiových vln. Patří

mezi ně rádio, mobilní telefony, Bluetooth, ale také armádní radary a komunikační zařízení lodí, letadel i vesmírných raket. [22]

2.1.2 Mikrovlnné záření

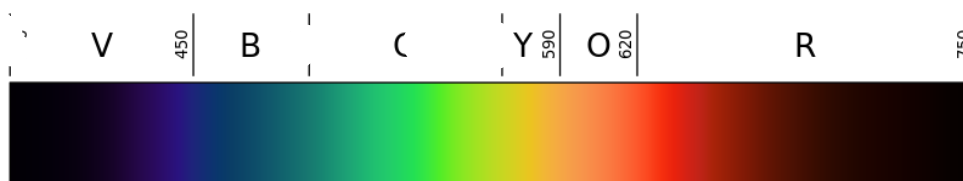
Pro mikrovlnné záření je charakteristická frekvence 1 GHz až 300 GHz. Při frekvenci 1 GHz je vlnová délka okolo 30 centimetrů, při 300 GHz je vlnová délka mnohem kratší, okolo 1 mm. Na rozdíl od rádiových frekvencí nejsou mikrovlnné frekvence schopny difrakce kolem objektů, které mikrovlnnému záření „stojí“ v cestě, vlny se neodráží od kopců hor, zemského povrchu, ani atmosféry. Z tohoto důvodu je komunikace mezi dvěma body limitována horizontem, který odpovídá zhruba 64 kilometrům. Mikrovlnné záření však přenáší více energie, než rádiové, a tak jej využíváme pro bezdrátové sítě (WiFi 2,4 GHz a 5 GHz), radary, satelity, mikrovlnná trouba. Mikrovlnné záření však najdeme také v urychlovači částic, v medicíně při léčbě karcinomů. [22]

2.1.3 Infračervené záření

Infračervené záření má frekvenci od 300 GHz po 400 THz. Vlnová délka od 750 nm po 1000 μm . Infračervené záření nalezneme v široké škále různých oborů. Pomocí infračerveného záření jsme schopni bezkontaktně určovat teplotu objektů, v bezpečnostních technologiích k detekci narušitele, k analýze účinnosti zateplení, v armádním sektoru můžeme infračervené záření využít pro noční vidění či k navádění raket. Infračervené záření také pochází ze Slunce, které na naši zemi přenáší energii o velikosti přibližně 527 W na metr čtverečný. [22], [24]

2.1.4 Viditelné spektrum záření

Světlo, neboli viditelné světlo je elektromagnetické záření, které lze vnímat lidským okem. Frekvence viditelného spektra je 420 až 750 THz. Jeho vlnová délka od 400 nm po 700 nm. Jednotlivé vlnové délky odpovídají jednotlivým barvám. Základními barvami jsou zelená, modrá a červená, od nichž jsou vytvořeny odstíny. [22]



Obrázek 5. Viditelné světlo [25]

2.1.5 Ultrafialové záření

UV záření má vlnovou délku od 10 nm po 400 nm. Frekvence UV je v rozsahu 800 THz až 30 000 THz. UV záření, stejně jako infračervené záření, je při vlnové délce 400 nm velmi blízké viditelnému světlu. Z tohoto důvodu téměř každé viditelné světlo blízké vlnové délce 400 nm obsahuje alespoň malou složku UV záření. Ultrafialové záření poškozují DNA a nabízí možnosti využití jako sterilizátor. Na člověka má ultrafialové záření přímý vliv v podobě opálení, případně popálení. Expozice ultrafialovému záření je pro člověka z dlouhodobého hlediska nedoporučována, vzhledem k možnosti rozvoje rakoviny kůže. Ultrafialové záření využívá medicína k sterilizaci zdravotnického materiálu. [22]

2.1.6 Rentgenové záření

Rentgen, neboli x-ray, je pojmenován podle svého objevitele Wilhelma Conrada Röntgena, který objev učinil v roce 1895. Vlnová délka RTG je 10 nm až 10 pm. Frekvence v rozmezí 30 PHz až 30 EHz. Objev RTG záření výrazně rozvinul možnosti medicíny – diagnostika zlomenin, poškození kloubů. RTG záření bylo dlouhou dobu považováno za naprosto bezpečné. Opakovaná a dlouhodobá expozice vědců při experimentování s RTG záření vedla k popáleninám, nutnostem amputací částí těla a k rozvinu rakoviny. [22]

2.1.7 Alfa, Beta, Gamma záření

Je důležité zmínit, že Alfa a Beta záření není vyhovující standardům Gamma záření a ostatním elektromagnetickým zářením. Alfa záření vzniká při rozpadu jádra helia. Beta záření naopak vzniká při pozitronové přeměně. Alfa, Beta i Gamma částice jsme nejlépe schopni vizualizovat za pomoci Wilsonovy mlžné komory. [22], [26]

Alfa záření je složeno z protonů a neutronů jádra helia. Alfa záření je tvořeno při rozpadu alfa částic. Jedná se o ionizující záření s velmi malou penetrací materiálu. Odstínit alfa záření lze listem papíru, vzduchem nebo kůží. Nebezpečí pro živé organismy vzniká při vniknutí alfa záření do těla. Alfa částice jsou velmi ionizující, díky čemuž jsou schopny odtrhnout elektrony od atomů – tomuto jevu se říká ionizace. [22]

Beta záření nám vzniká při pozitronové přeměně. Pozitronová přeměna je záměna nadbytečného protonu za neutron, pozitron a neutrino. Beta záření má vyšší penetraci materiálu. K odstínění se používají lehké slitiny kovů nebo plasty. Beta záření, stejně jako Alfa záření, je schopno ionizace. Beta záření má menší ionizační schopnost, než Alfa záření. [22]

Gamma záření je elektromagnetické záření, které již spadá do stejné kategorie, jako viditelné světlo, ultrafialové záření a další elektromagnetická záření. Gamma záření vzniká při jaderném rozpadu radioaktivních izotopů uranu a plutonia. Gamma záření je charakterizováno svojí velmi vysokou energií nad 10 keV. Frekvence Gamma záření je větší, než 10^{19} Hz. Vlnová délka pod 124 pm. Gamma záření má nižší ionizační schopnost, než Alfa a Beta záření. I přesto je toto záření pro organismy velmi nebezpečné a způsobuje silné popáleniny, poškození DNA a rakovinu. [22]

2.1.8 Rizika elektromagnetického záření

Každé záření s sebou nese značnou míru nejen pozitiv, ale také negativ. Elektromagnetické záření může mít při dlouhé expozici katastrofální vliv na zdraví živého organismu. Nejbezpečnější záření je viditelné, naopak nejnebezpečnější je Gamma záření. [22], [27]

Nízkofrekvenční záření

Extrémně nízkofrekvenční záření (ELF) vykazuje téměř nepatřičné zvýšení rizika leukémie u živých organismů. [22], [27]

Rádiové záření

Rádiové záření vyzařují mobilní telefony, televize, počítače, vysílače. Vystavení rádiovému záření s nízkou energií je považováno za bezpečné. Názory společnosti se však od vědeckých podkladů liší a zastávají se zvýšení pravděpodobnost na vznik onemocnění. [22], [27], [28]

Mikrovlnné záření

Mikrovlnné záření, jak je již z názvu zřejmé, nalezneme v nejběžnější podobě v mikrovlnných troubách. Mikrovlny mohou být velmi nebezpečné, jelikož urychlují, a tím pádem zahřívají, částice vody. Mikrovlnné trouby jsou vybaveny bezpečnostní mřížkou, která chrání před šířením mikrovln mimo mikrovlnnou troubu. V případě, že bychom do mikrovlnné trouby vložili živý organismus, začali bychom urychlovat částice vody v jeho těle. Vzhledem k tomu, že těla živých organismů, včetně lidí, jsou složena z přibližně 60 % vody, začali bychom daný organismus vařit zevnitř. [22], [27], [28]

Infračervené záření

Infračervené zařízení má vysokou škálu aplikovatelností. Infračervené záření s sebou nenese žádná vysoká rizika při používání. Možnými riziky může být nenávratné poškození očí, sítnice s následným vznikem šedého zákalu. Vysokoenergetické infračervené záření může způsobit popáleniny kůže. Infračervené záření, na rozdíl od RTG, Gamma nebo UV nepoškozuje DNA a nehrozí riziko vzniku rakoviny. [27], [28]

Viditelné spektrum záření

Viditelné světlo (záření) s sebou nenese žádná rizika pro zdraví živého organismu. Dlouhodobá expozice o silné intenzitě může vyvolat poškození zraku, sítnice a čočky. [27], [28]

Ultrafialové záření

UV záření nalezneme v přirozené formě ze slunce. V případě umělých zdrojů se jedná o solária, UV žárovky. Jak je již výše zmíněno, UV záření má schopnost degenerace a ničení DNA. Dlouhodobé vystavení UV záření může zapříčinit popáleniny a rakovinu kůže. [27], [28]

Rentgenové záření

RTG záření je dlouhou dobu využíváno v medicíně. Objev RTG záření a jeho přínos do oboru medicíny byl nedocenitelný. Expozice, která je hlídána a pečlivě dodržována, je pro běžného člověka z dlouhodobého hlediska neškodná. Nehlídaná, nešetrná a nadměrná expozice RTG záření značně přispívá k rozvoji rakoviny. [27], [28]

Gamma záření

Gamma záření vzniká při radioaktivním rozpadu. Jedná se o nejnebezpečnější formu elektromagnetického záření. Jeho vysoká průchodnost materiálem a obtížnost odstínění z něj dělá velmi nebezpečné záření. Vystavení Gamma záření může v živém organismu vyvolat akutní nemoc z ozáření, silné poškození DNA, popáleniny a smrt. Velmi vysoké dávce Gamma záření byli vystaveni také záchrané složky při výbuchu nukleárního reaktoru č. 4 v Černobyli v roce 1986. Během prvních 24 hodin zemřelo na akutní nemoc z ozáření více, než 30 lidí. [27], [28], [29]

2.2 Historie EMC

Prvotní problémy související s EMC se datují k 1. polovině 19. století, tedy do doby, kdy lidé začali „ovládat“ elektřinu. První elektrárny nebyly odolné vůči bleskům, které zapříčiňovaly velké výpadky elektřiny a mnohdy také zničení celé, nebo části elektrárny. Lidstvo se také setkává s výkyvy elektrické energie, se kterými si tehdejší spotřebiče neuměly poradit. Dalším problémem, při kterém se lidstvo setkává s EMC, je telegraf. Telegraf, a nejvíce telegrafní stanice, byly často rušeny elektromagnetickou interferencí. EM nekompatibilita telegrafních stanic se vyznačovala přeslechy, případně úplnými výpadky.

S vynalezením telefonu se začala společnost více věnovat zdrojům šumu a dalším nežádoucím jevům. K potlačení těchto jevů byly vyvinuty speciální součástky, které byly schopny částečné odolnosti vůči elektromagnetické interferenci (EMI) a elektromagnetické susceptibilitě (EMS.) [30], [31]

Rozvoj Radiotelegrafie

S příchodem nového století se na poli komunikace objevil bezdrátový rádiový telegraf. Vývoj bezdrátového přenosu telegrafního signálu vedl k objevení nových problémů s EMC. Bezdrátový rádiový přenos naskytl možnost sledovat elektromagnetické rušení i na velké vzdálenosti. Nejčastějším problémem radiotelegrafů byla vzájemná kompatibilita jednotlivých vysílačů. Přijímače tedy nebyly schopny dostatečně filtrovat ostatní rádiové vlny. [30], [31]

Úzkopásmové vlny

Úzkopásmové rádiové vysílače umožnili přenos hlasové komunikace. Tento objev vedl k výraznému rozšíření komerčních rádiových stanic. Komerční stanice výrazně přispěly k vývoji rádiové technologie. Za účelem boje proti konkurenci jednotlivých rádiových stanic vzniká nový jev „záměrné elektromagnetické rušení.“ Konkurenceschopnost jednotlivých rádiových stanic byla udržována dvěma způsoby, a to tedy buď kvalitním obsahem, nebo vysíláním silných rádiových frekvencí, které blokovaly konkurenci. Vzhledem k záměrnému zvyšování a rušení rádiových frekvencí vznikají v Evropě a USA regulační úřady. Tyto úřady měly za účel regulovat výkon a frekvence zdrojů elektromagnetických zařízení. [30], [31]

2. světová válka

Doba druhé světové války výrazně přispěla k vývoji rádiových a mikrovlnných frekvencí. Znalost a schopnost elektromagnetického rušení hrála velkou roli na bitevních polích. Během války se do popředí dostává nutnost ovládat analýzu, prevenci a měření elektromagnetického záření a jeho kompatibilitu. Během období války vznikaly teorie, jak a za jakých standardů testovat EMC jednotlivých bojových prvků, které měly za cíl vytvořit elektromagneticky kompatibilní přístroje. Druhá světová válka také přinesla pojem „NEMP,“ tedy „Nuclear Electromagnetic Pulse,“ který se stal novou hrozbou pro všechny válečné strany. [30], [31]

Roky 1960 až 1980

V 60. a 70. letech 20. století, při velkém rozšíření elektronických zařízení, se elektromagnetická kompatibilita stala jedním z velmi důležitých faktorů při navrhování nových zařízení. Regulace komerčních zařízení z hlediska EMC však nebyla dostatečná, a tak ji většina výrobců nedodržovala.

V 80. letech začínají vznikat první požadavky a regulace z hlediska EMC pro komerční výrobky. Tyto požadavky vedly k rozvoji vzdělávání v oblasti EMC. V 80. letech také vznikají první směrnice. V Evropě se jednalo o směrnici EMC 1989/336/EHS, která byla později nahrazena směrnicí 2004/108/ES. [30], [31]

Současný stav EMC

V posledních desetiletích je EMC vystaveno novým výzvám, ke kterým patří rozvoj bezdrátových technologií, Internetu věcí (IoT) a 5G sítí. Tyto technologie výrazně ovlivňují rozvoj EMC, které je nuceno na nové zdroje rušení reagovat. Výzkum EMC je v současnosti zaměřen na pokročilé modelování a simulace jednotlivých elektrotechnických prvků, díky čemuž lze předvídat a minimalizovat potenciální problémy EMC. [30], [31]

3 LEGISLATIVA

ČSN EN 60601-2-33 ED. 3

Tato norma je zaměřena na zajištění základních bezpečnostních limitů a nezbytnou funkčnost diagnostických zobrazovacích přístrojů, které využívají magnetickou rezonanci. Norma zajišťuje bezpečnost pacientů a pracovníků při používání, vývoji, výrobě, instalaci a servisu systému magnetické rezonance. V normě jsou také definované nouzové postupy při vzniku situace zvané „quench“, tedy rychlého přechodu elektrické vodivosti cívky magnetu ze supravodivého do normálního stavu, při kterém dochází k okamžitému odpaření kryogenní kapaliny helia a zániku magnetického pole. [32]

ČSN EN 60601-1

Jedná se o českou verzi evropské normy EN 60 601-1, která udává všeobecné požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost zdravotnických elektronických zařízení. Norma je základním referenčním dokumentem pro výrobu, měření, testování a certifikaci elektrických zdravotnických přístrojů. Norma udává kritéria pro mechanickou a elektrickou bezpečnost. Zabývá se ochranou před elektrickým proudem, teplotní a radiační ochranou a biologickou kompatibilitou. [33]

ČSN EN 60601-1-2

Norma se věnuje elektromagnetické kompatibilitě daných zdravotnických elektronických zařízení. Norma udává požadavky na limity EMI a EMS. Splnění normy zaručuje vzájemnou kompatibilitu s dalšími elektronickými zařízeními z hlediska EMC. [34]

ČSN EN 55011 ED.4

Norma platí nejen pro lékařská, ale také pro průmyslová a vědecká elektronická zařízení. Norma je zaměřena na limity vysokofrekvenčního rádiového rušení a metody jeho měření. [35]

Směrnice 2014/30/EU

Směrnice Evropského parlamentu ze dne 26. 2. 2014 o harmonizaci právních předpisů členských států týkajících se elektromagnetické kompatibility, která nabyла účinnost 20. 4. 2016 zrušila předchozí směrnici 2004/108/ES, harmonizuje pravidla a podmínky pro EMC v celé

EU. Směrnice stanovuje, jakým způsobem jsou výrobky posuzovány z hlediska EMI a EMS. [36]

Nařízení vlády 117/2016 Sb.

Nařízení implementuje směrnici 2014/30/EU do českého právního řádu s účinností od 20. 4. 2016. Jedná se o náhradu staršího nařízení vlády 616/2006 Sb. Specifikuje, že všechna elektronická zařízení podléhají posuzování shody podle nových pravidel. Zařízení uvedená na trh před 20. 4. 2016 spadají do staršího nařízení vlády 616/2006 Sb. [37]

Označení CE

Označení CE je umístěno na každé elektronické zařízení, který splňuje požadavky nařízení vlády č. 117/2016 Sb. Označení dává zákazníkovi jasně najevo, že zařízení je schopno odolávat EM (EMS) a zároveň spadá do limitů EM rušení (EMI.) Označení CE musí být umístěno viditelně, čitelně a nesmazatelně na přístroji nebo jeho výrobním štítku. Pokud není možné označení umístit přímo na zařízení, musí být umístěno na obalu nebo přiložených dokladech. Označení CE se obvykle neumísťuje na pevné instalace vzhledem k jejich specifickým vlastnostem. [38]

Pevné instalace

Pevné instalace jsou specifickou kategorií zařízení, které nabývají výjimku při procesu posuzování shody. Pevné instalace nelze posuzovat izolovaně, vzhledem k tomu, že jsou určeny pro zabudování a nejsou samostatně dodávány na trh. Shoda pevné instalace se tedy provádí v kontextu celé pevné instalace, do které je přístroj integrován. V případě MRI se jedná o MRI, včetně místnosti a okolních prostor, ve kterých se pevná instalace (MRI) nachází. Za zajištění EMS a EMI zodpovídá provozovatel instalace, případně osoba, kterou provozovatel pověří. Zajištění zahrnuje přijetí všech potřebných opatření při zabudování přístroje, aby byla zajištěna EMC celé instalace.

Zařízení je dodáváno s průvodní dokumentací, která musí jasně specifikovat charakteristiky EMC a uvádět doporučená opatření pro zabudování daného zařízení. Dokumentace slouží jako průvodce pro správné začlenění přístroje do instalace tak, aby nedocházelo k nepříznivému rušení EM. [39]

3.1 Normy platné pro zařízení MRI PHYWE

Vzhledem k povaze zařízení MRI od společnosti PHYWE je nutné, aby splňovalo stanovené normy. Seznam níže se zabývá normami, pro které bylo zařízení testováno.

ČSN EN 55011 ED. 2

Omezení rušivého vyzařování v průmyslových, vědeckých a lékařských zařízeních. Stanovuje všeobecné limity pro EMI specifických zařízení. [40]

ČSN EN 60950-1 ED. 2

Norma stanovuje podmínky pro bezpečné užívání zařízení informačních technologií, která jsou napájena ze sítě nebo z baterií, jejichž jmenovité napětí nepřesahuje limit 600 V. Norma se týká také elektrických kancelářských zařízení. Tato norma se týká zařízení MRI PHYWE z důvodu zpracovávání datových informací v kombinaci se specializovaným softwarem. [41]

ČSN EN 61000-4-2 ED. 2

Norma se zabývá požadavky na odolnost a metody zkoušek stanovených elektrických a elektronických zařízení z hlediska vystavení těchto zařízení elektrostatickým výbojům (ESD). Zařízení MRI PHYWE tuto normu splňuje. Díky tomu je zajištěna funkčnost, bezpečnost i dlouhodobá životnost. [42]

ČSN EN 61000-4-3 ED. 3

Část 4-3 ED. 3 je stanovuje požadavky na odolnost daných elektrických zařízení vůči vyzařované vysokofrekvenční EM energii. Tato norma zajišťuje, že dané zařízení je schopno dlouhodobého provozu i v blízkosti určitých vysílacích zařízení. Vzhledem k přítomnosti různých velmi citlivých komponent uvnitř MRI PHYWE, je důležité zajistit dostatečnou odolnost vůči vysokofrekvenčnímu elektromagnetickému záření. [43]

ČSN EN 61000-4-5 ED. 2

Část 4-5 ED. 2, kterou zařízení MRI PHYWE splňuje, je věnována požadavkům, které musí elektronická zařízení splňovat, pro účinnou odolnost vůči přepětovým impulsům, například bleskům, nebo nečekaným přepětím v elektrické síti. Splnění normy dává koncovému

uživateli najevo, že zařízení je dostatečně odolné vůči výše zmíněným jevům. Tato odolnost je klíčová pro udržení bezchybného a dlouhodobého provozu. [44]

ČSN EN 61000-4-6 ED. 2

Norma je věnována testům odolnosti specifických zařízení proti rušením, která jsou přenášena po vedení (kabely, sítě). Dané elektrické zařízení musí být schopno odolat vysokofrekvenčním signálům v rozsahu od 9 kHz do 80 MHz. Norma se vztahuje pouze na zařízení, která mají alespoň jeden vodivý kabel – síťový kabel, zemnicí kabel. [45]

ČSN EN 61000-4-11 ED. 2

Část normy 4-11 ED. 2 se zabývá metodami pro zkoušku odolnosti při neočekávaném poklesu nebo ztrátě napájení, případně nevhodným variacím napájení. Norma se vztahuje na elektrická zařízení, která jsou připojována do AC sítě 50/60 Hz a nepřesahují výstupní proud 16 A. Odolnost vůči výše zmíněným aspektům zajišťuje kontinuální provozuschopnost i za předpokladu neočekávaného poklesu napájení, či při jeho ztrátě. Norma zároveň poskytuje určitou míru odolnosti vůči ztrátě dat nebo jejich poškození při výpadku napájení. [46]

ČSN EN 61000-6-1 ED. 2

Norma stanovuje podmínky pro EMS elektrických zařízení, která jsou používána v prostředí obytném, komerčním a v lehkém průmyslu. Norma pokrývá požadavky na EMS ve frekvenčním rozsahu 0 Hz – 400 GHz. Splnění normy zajišťuje odolnost a zároveň přijatelnou míru rušení EMC – tedy že zařízení nebude rušeno a ani nebude zdrojem rušení. Dodržení normy zároveň zaručuje spolehlivou a nepřerušovanou provozuschopnost. [47]

II. PRAKTICKÁ ČÁST

4 MĚŘENÍ MRI Z HLEDISKA EMC

Kapitola je věnována různým metodám měření MRI z hlediska EMC a EMI. Měření byla prováděna ve specializované GTEM cele, stíněné komoře a za pomoci sond pro měření v blízkém poli E a H. Měření bylo prováděno z hlediska frekvenční domény a časové domény. Samotná magnetická rezonance je v popisku obrázků označena jako MRI. Externí napájecí a ovládací jednotka je v popisu obrázků označena jako AUX. Počítač pro ovládání zařízení je v obrázcích označen jako PC.

4.1 Měřicí přístroje

Následující tabulka shrnuje jednotlivá měřicí zařízení využita při měření EMC.

Tabulka 1 Seznam použitých měřících přístrojů

Měřicí zaří- zení	Typ	Dyna- mický rozsah (dB)	Šířka pásmo měření	Frek- venční rozsah	Přes- nost	Pod- mínky přes- nosti	Od- chylka
R&S ESRP EMI Test Re- ceiver	EMI mě- ření	-	10 Hz - 10 MHz, 20 MHz	9 kHz - 3.6 GHz	< -160 dBm	1 MHz ≤ f ≤ 1 GHz	< -7 dB μ V
R&S ZND Vector Network Ana- lyzer	Vekto- rová analýza sítí	až 130	1 Hz - 10 MHz	100 kHz - 8.5 GHz	±0.005 dB	-	-
R&S RTO 1024 Osci- lloscope	Oscilo- skopické měření	-	-	2 GHz	± 0.5 ppm	-	-
R&S FSL Spectrum Analyzer	Spek- trální analýza	až 100	10 Hz - 10 MHz	9 kHz - 3 GHz	< -141 dBm	-	-

4.2 Sondy pro měření blízkých EM polí

Pro měření blízkých elektromagnetických polí byly využity sondy HZ-11 od společnosti Rohde & Schwarz. Pro měření elektrických polí byla využita sonda tyč 6 mm určená k měření E pole. Za účelem měření elektromagnetických polí byla využita sonda smyčka 6 cm.

Tabulka 2 Seznam použitých měřících sond HZ-11

Sonda	Měření	Potlačení pole	1. rezonanční f	Průměr cívky
Smyčka 6 cm	H pole	41 dB	790 MHz	6 cm
Tyč 6 mm	E pole	30 dB	>2 GHz	-

4.3 Předzesilovač HZ-16

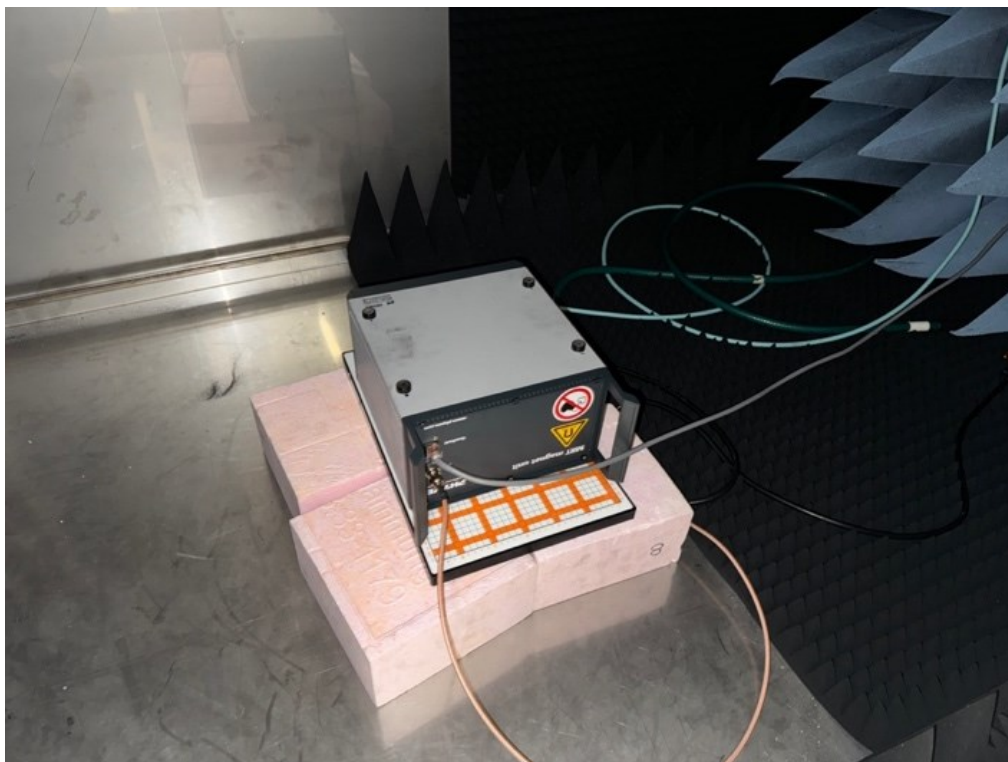
Předzesilovač od společnosti Rohde & Schwarz je vložen mezi sondu HZ-11 pro měření v blízkém E nebo H poli a EMI test receiver. Zesilovač zlepšuje citlivost sond při měření slabých vysokofrekvenčních polí.

Tabulka 3 Předzesilovač HZ-16

Typ	Předzesilovač
Pracovní rozsah	Zesilování vysokofrekvenčních frekvencí až do 3 GHz
Frekvenční rozsah	100 kHz - 3 GHz
Zisk	20 dB (typicky)
Šumová čísla	4.5 dB (nominální)
Maximální vstupní RF výkon	+13 dBm
Konektor	BNC, 50 Ω
Napájení	12 V (adaptér pro 100 - 230 V)

4.4 EMxpert EHX

Jedná se o zařízení určené k rychlé diagnostice a analýze EMI. Skener nabízí rychlou identifikaci zdrojů rušení. Zařízení je primárně určeno pro měření EMI rušení na deskách plošných spojů. Maticе o rozloze 31,6 cm x 21,8 cm nabízí efektivní rozlišení 3,75mm. Zařízení zároveň nabízí možnost využití ručních sond k dosažení vyššího rozlišení. Z typů skenování je na výběr spektrální, prostorové i kombinované (spektrální + prostorové). [48]



Obrázek 6 EMxpert EHX ve stíněné komoře s MRI PHYWE

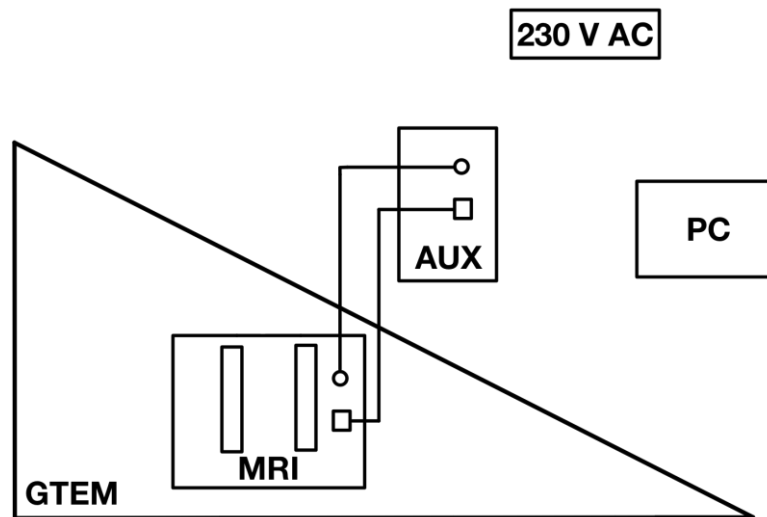
5 MĚŘENÍ FREKVENČNÍ SLOŽKY EM RUŠENÍ

V první fázi praktické části byla magnetická rezonance podrobena měřením z hlediska frekvenční domény.

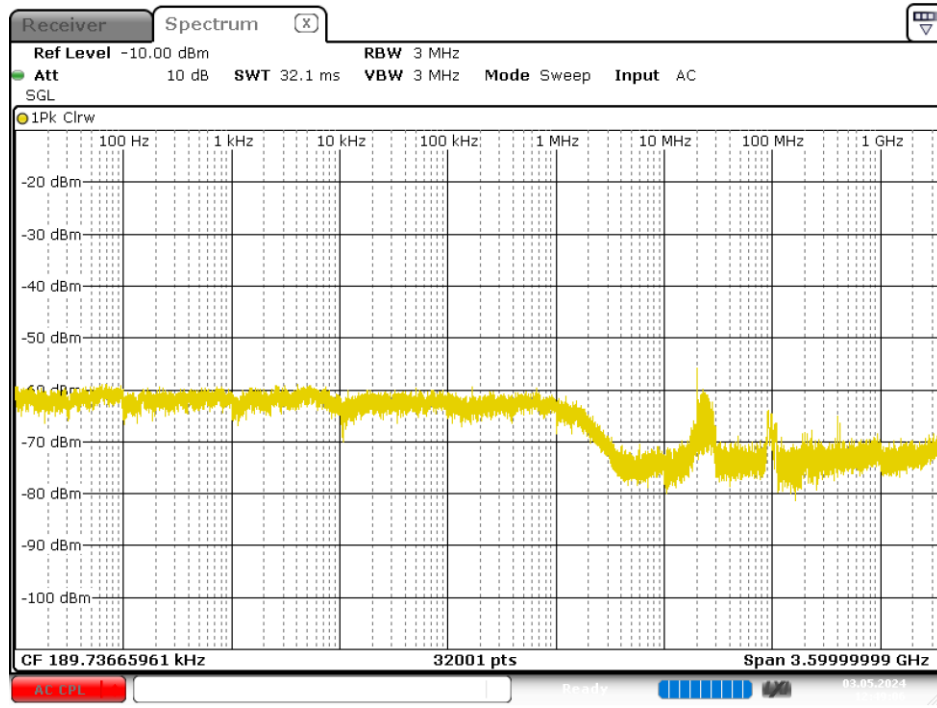
5.1 Měření v GTEM cele

Měření probíhalo s pomocí měřicího přístroje Rohde & Schwarz ESRP EMI Test Receiver s rozsahem 9 kHz až 3,6 GHz. Rozsah pro měření nastavený na měřicím zařízení byl od 10 Hz do 3,6 GHz.

Průměrná odchylka měřicího přístroje R&S ESRP EMI Test Receiver je $\pm 0,148$ dBm.

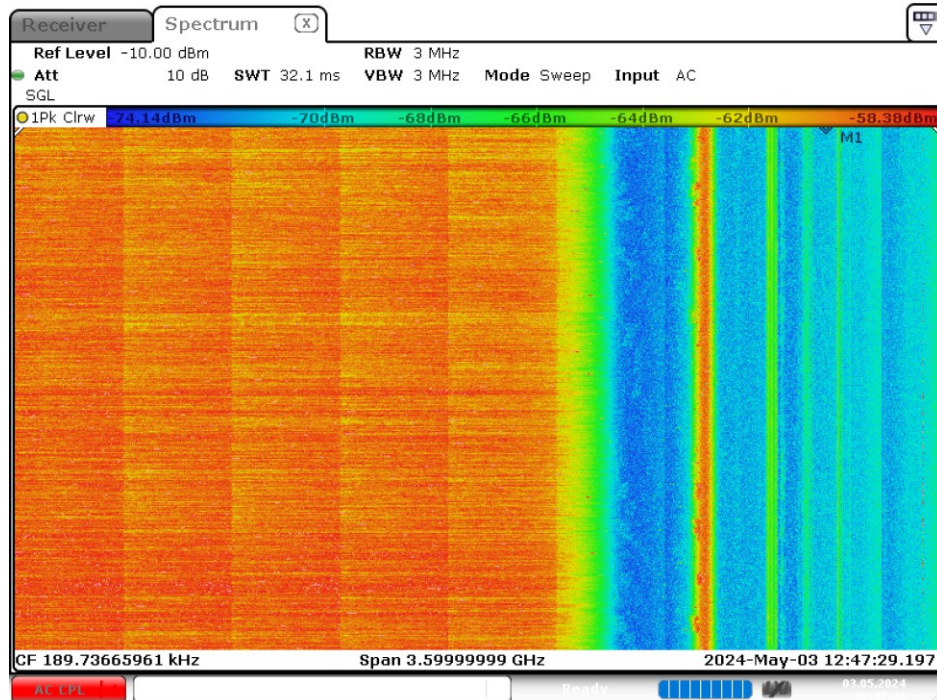


Obrázek 7 Schéma zapojení pro referenční měření, MRI uvnitř GTEM cely



Date: 3.MAY.2024 12:49:06

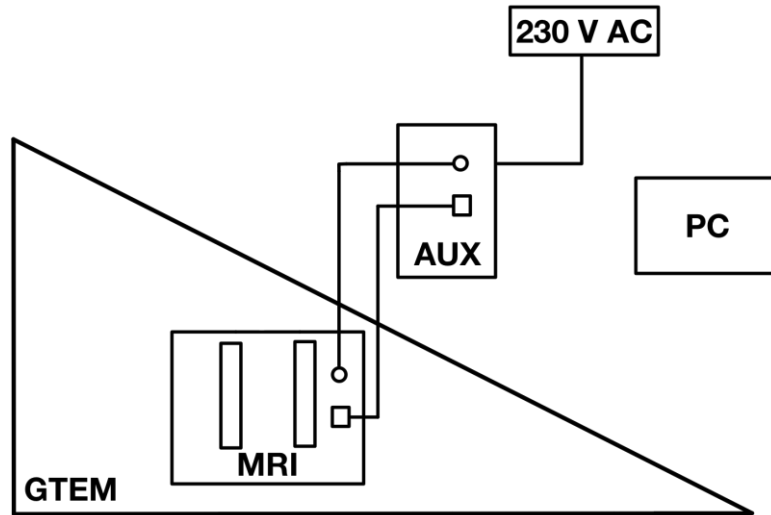
Obrázek 8 Referenční měření, MRI umístěno uvnitř GTEM cely, napájení vypnuto



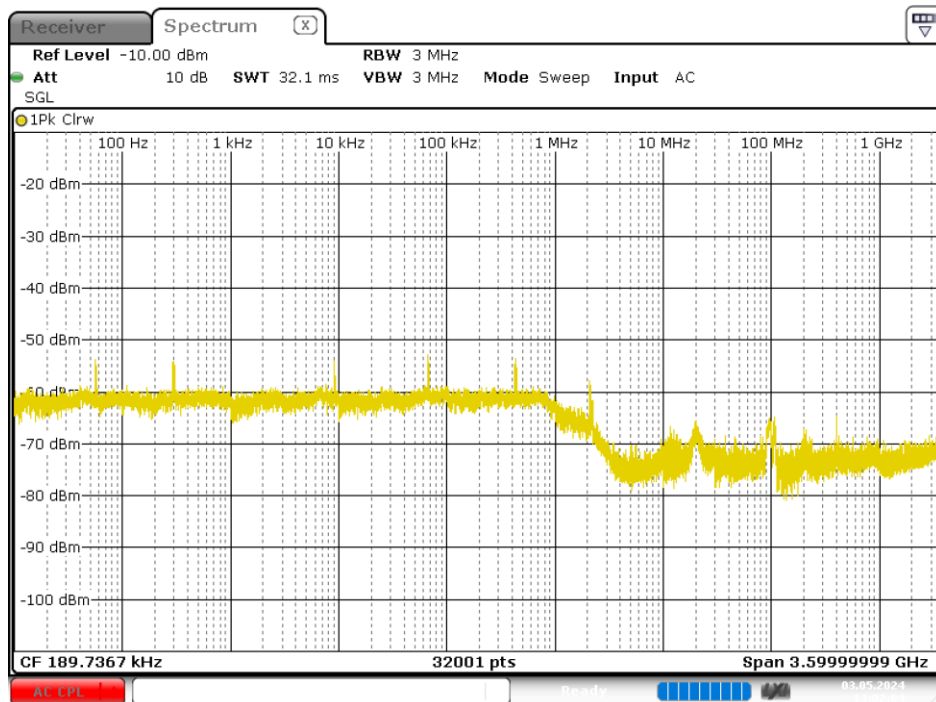
Date: 3.MAY.2024 12:47:36

Obrázek 9 Referenční měření, MRI umístěno uvnitř GTEM cely, napájení vypnuto, zobrazení spektra

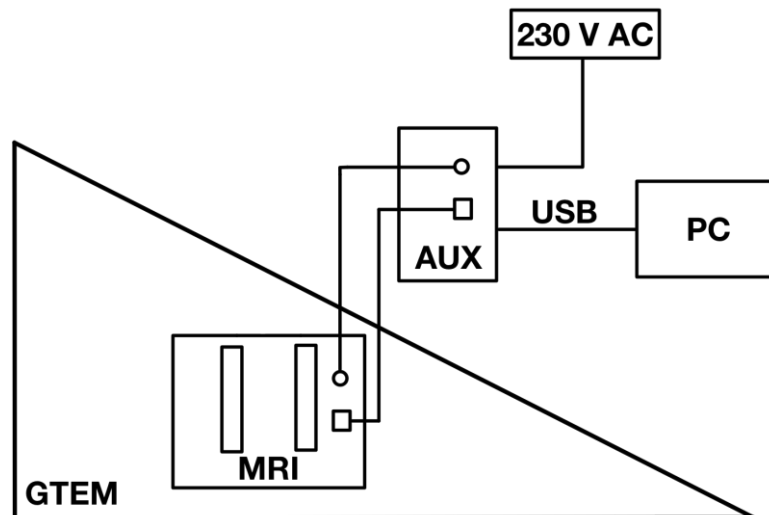
Obrázek 8 a Obrázek 9 zobrazuje referenční (výchozí) měření. Ukazuje úroveň šumu a rušení v případě vypnutí všech zařízení. Referenční měření slouží jako srovnávací „základna“ pro další měření.



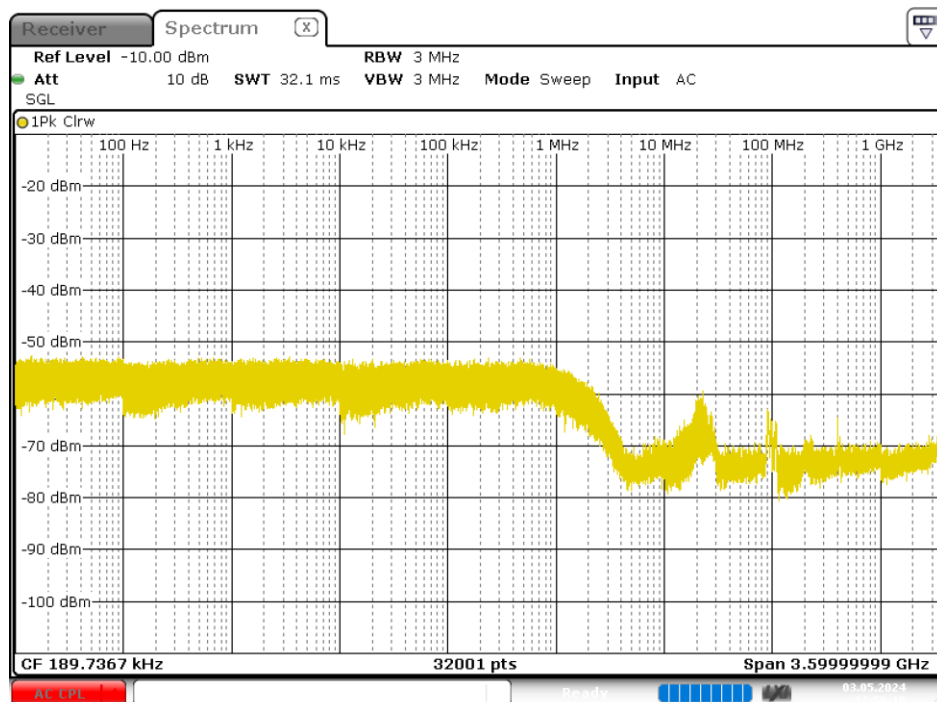
Obrázek 10 Schéma zapojení, MRI umístěno uvnitř GTEM cely, odpojeno USB



Obrázek 11 MRI umístěno uvnitř GTEM cely, bez spuštěného měření MRI, napájení zapnuto, odpojeno USB

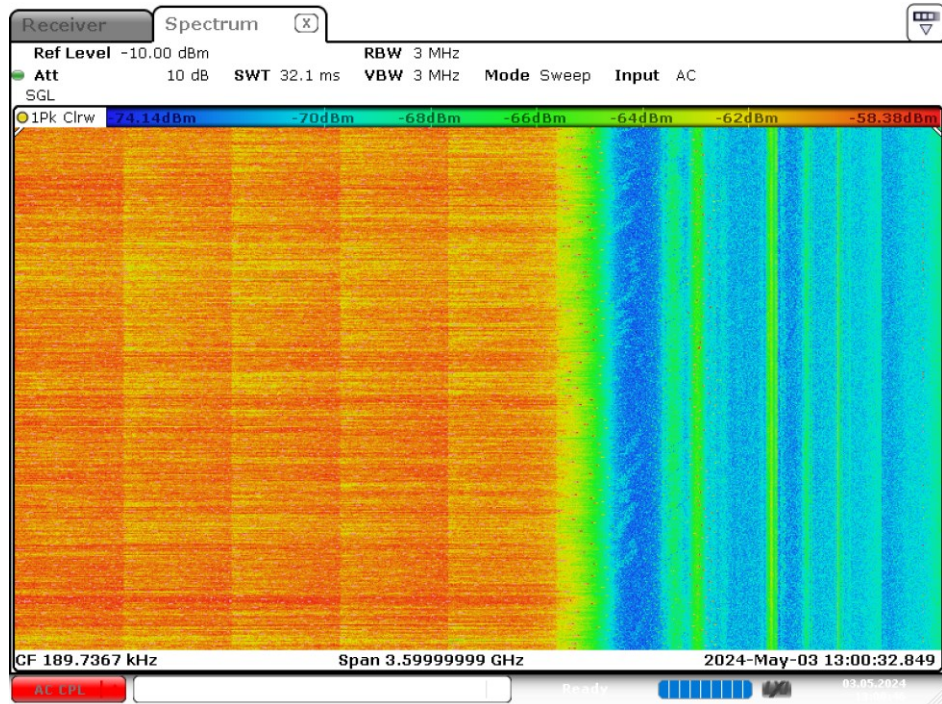


Obrázek 12 Schéma zapojení, MRI umístěno uvnitř GTEM cely, připojeno USB



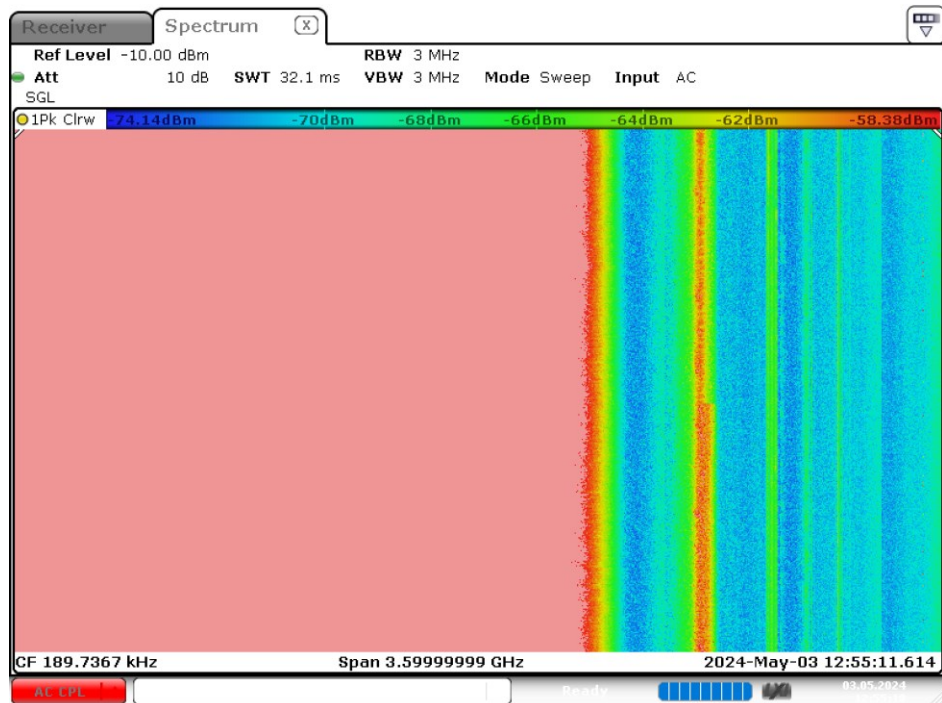
Date: 3.MAY.2024 12:56:19

Obrázek 13 MRI umístěno uvnitř GTEM cely, bez spuštěného měření MRI, napájení zapnuto, připojeno USB



Date: 3.MAY.2024 13:00:46

Obrázek 14 MRI umístěno uvnitř GTEM cely, bez spuštěného měření MRI, napájení zapnuto, odpojeno USB, zobrazení spektra

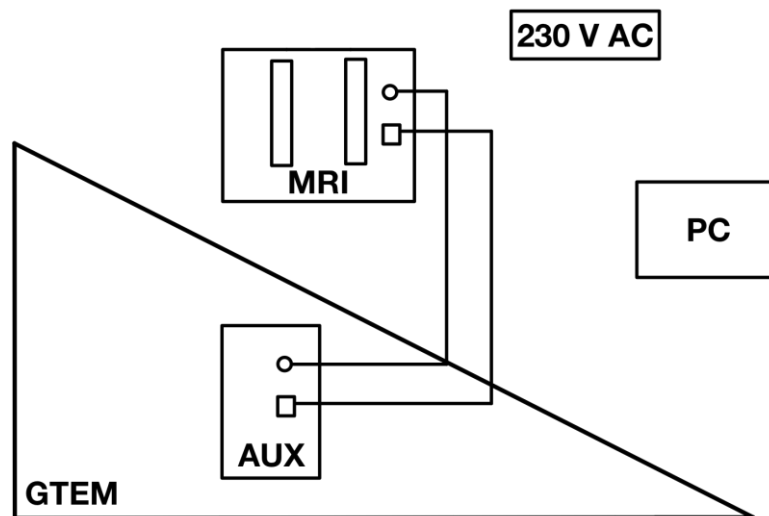


Date: 3.MAY.2024 12:55:19

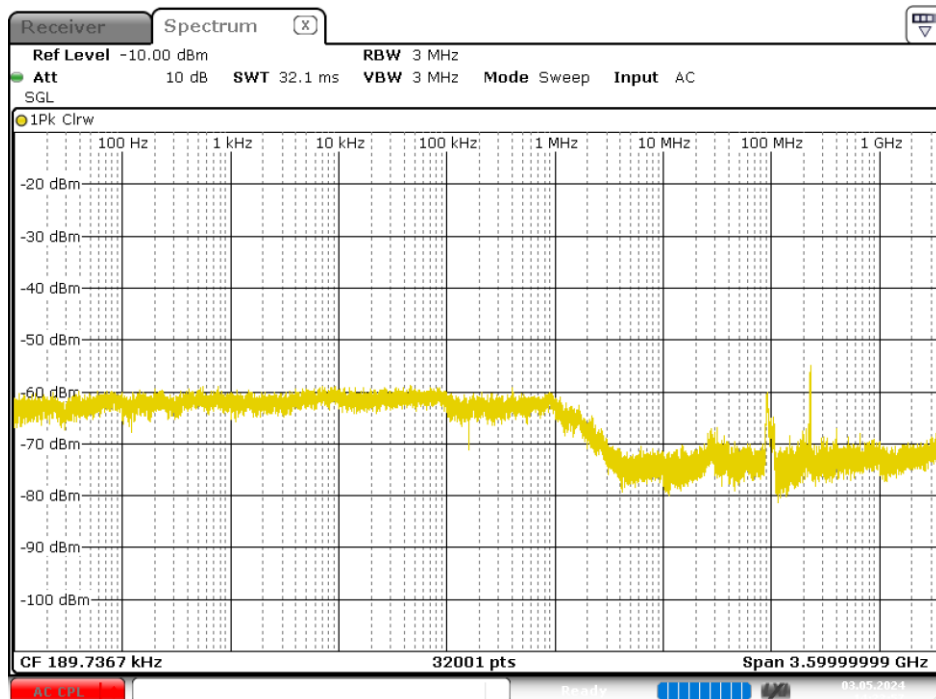
Obrázek 15 MRI umístěno uvnitř GTEM cely, bez spuštěného měření MRI, napájení zapnuto, připojeno USB, zobrazení spektra

Při přímém porovnání Obrázků 11, 13 a 14, 15 je zřejmé, že rušení je generováno USB rozhráním MRI k počítači. Po odpojení USB došlo k výraznému snížení rušení, čímž je potvrzeno, že USB je hlavním zdrojem tohoto šumu. Tento typ rušení může být výrazným problémem v aplikacích, kdy je vyžadována elektromagnetická čistota.

Rušení je z AUX jednotky přenášeno na MRI kabelovým vedením, konkrétně kabelem kroucené dvojlinky, ethernet CAT 5E, který slouží pro přenos informací a napájení. Při využití stíněného USB kabelu nedošlo k žádné změně.

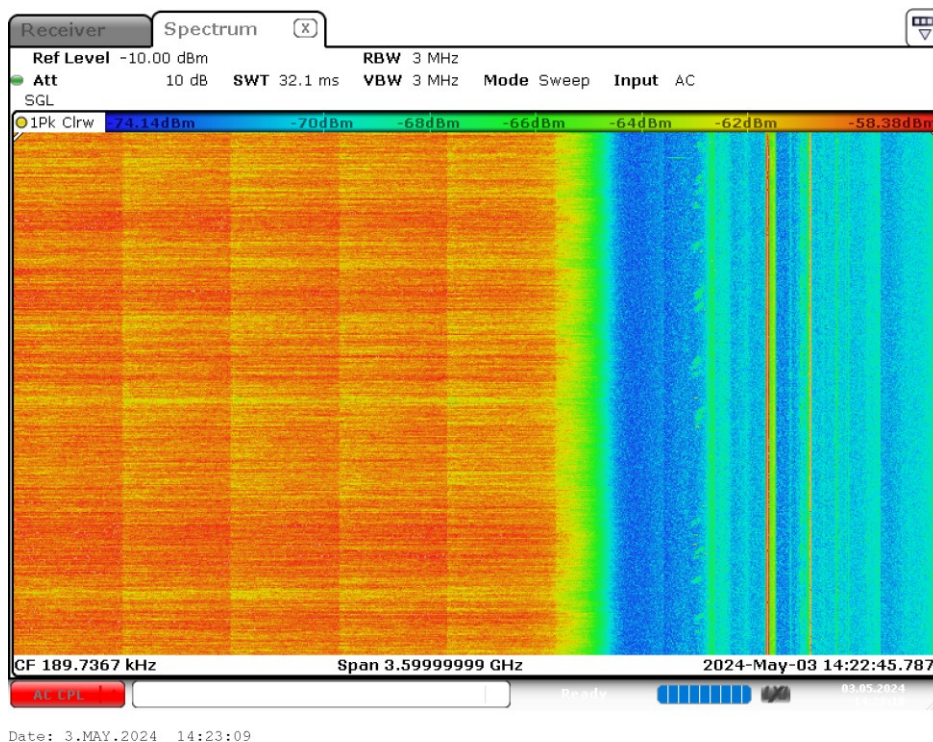


Obrázek 16 Schéma zapojení pro referenční měření, AUX uvnitř GTEM cely

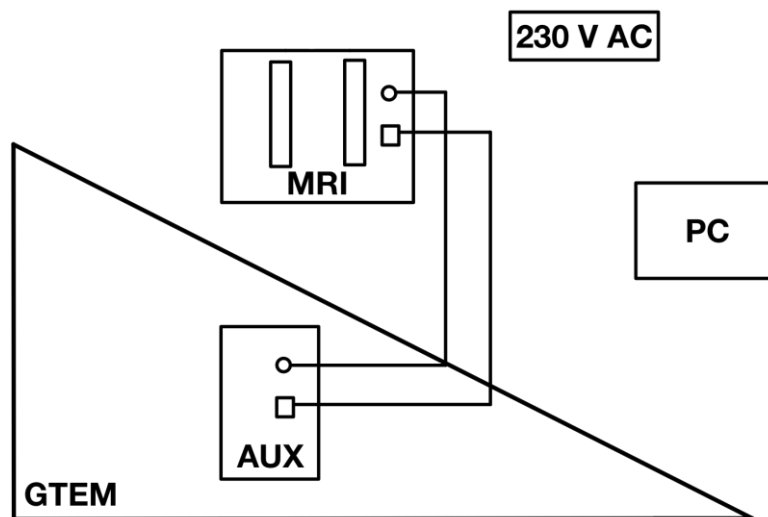


Date: 3.MAY.2024 14:23:57

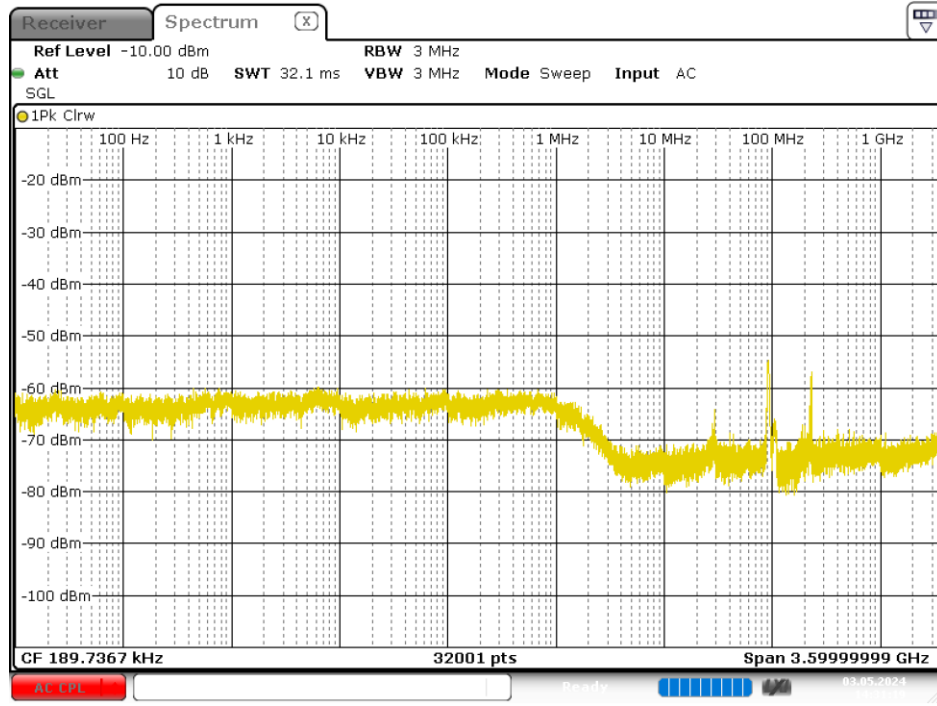
Obrázek 17 Referenční měření, AUX uvnitř GTEM cely, napájení vypnuto



Obrázek 18 Referenční měření, AUX uvnitř GTEM cely, napájení vypnuto, zobrazení spektra

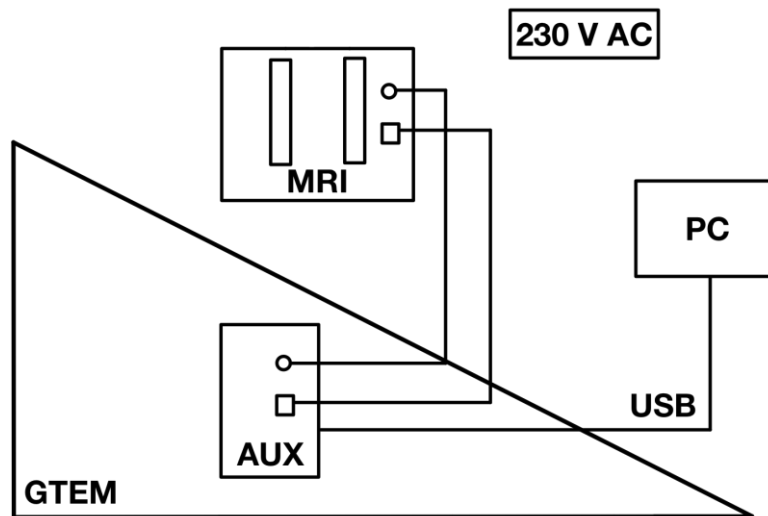


Obrázek 19 Schéma zapojení, AUX uvnitř GTEM cely, USB odpojeno

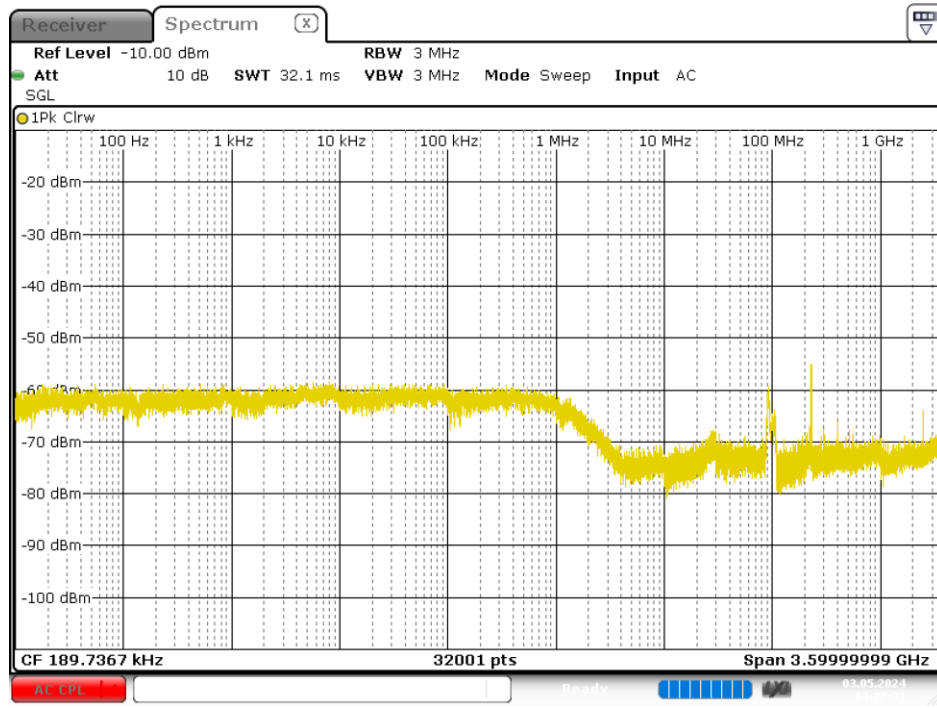


Date: 3.MAY.2024 14:31:20

Obrázek 20 AUX uvnitř GTEM cely, napájení zapnuto, USB odpojeno

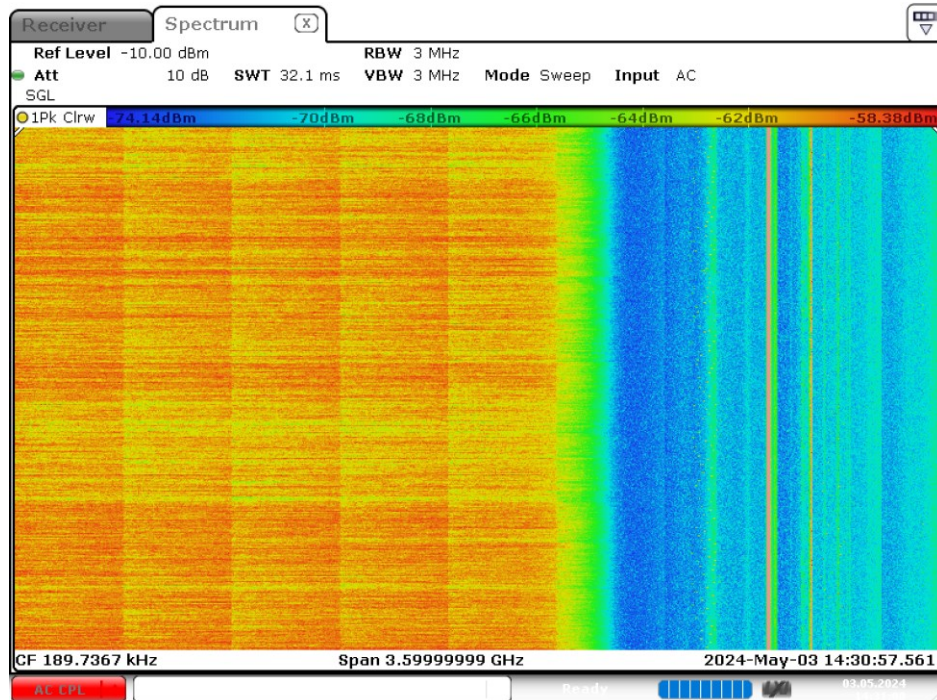


Obrázek 21 Schéma zapojení, AUX uvnitř GTEM cely, USB připojeno



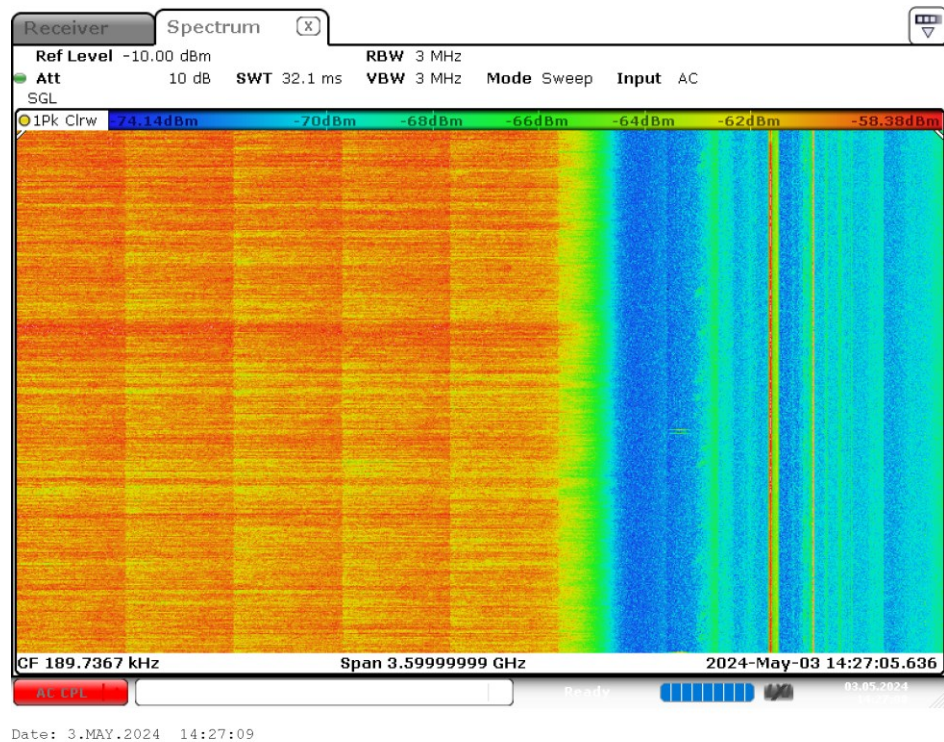
Date: 3.MAY.2024 14:27:32

Obrázek 22 AUX uvnitř GTEM cely, napájení zapnuto, USB připojeno



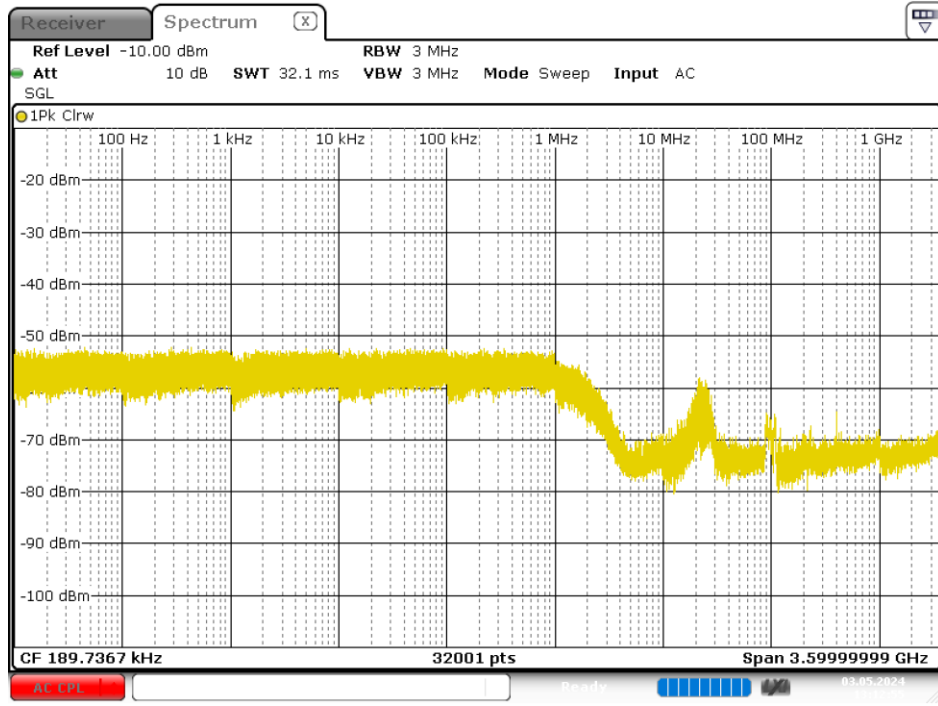
Date: 3.MAY.2024 14:31:01

Obrázek 23 AUX uvnitř GTEM cely, napájení zapnuto, USB odpojeno, zobrazení spektra



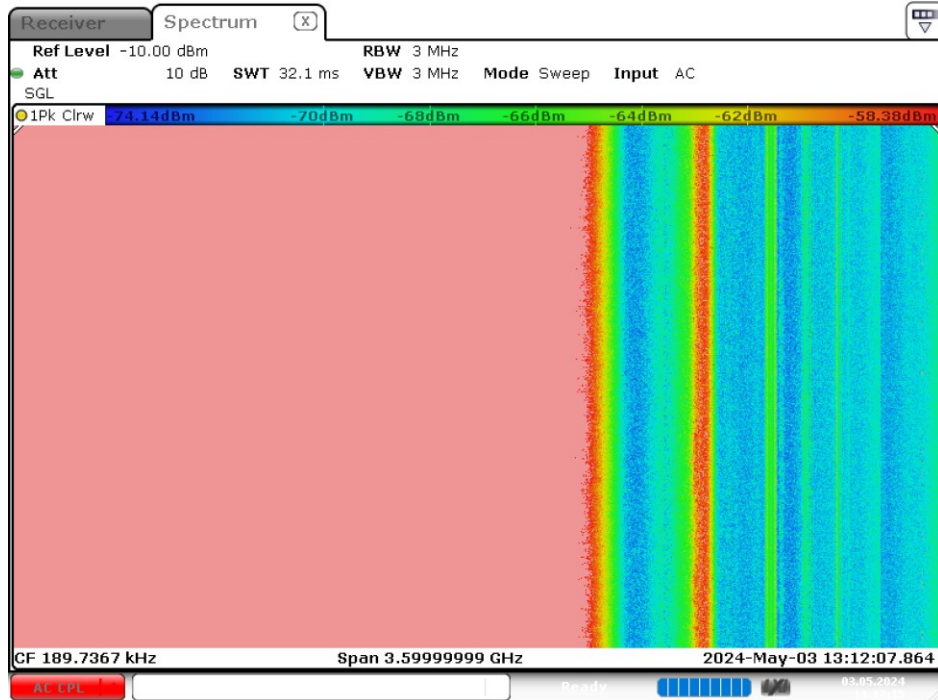
Obrázek 24 AUX uvnitř GTEM cely, napájení zapnuto, USB připojeno, zobrazení spektra

Porovnáním Obrázků 20, 22 a 23, 24 lze pozorovat, že připojení USB nemá zásadní vliv na rušení AUX jednotky. Pravděpodobným důvodem tohoto stavu je kvalitnější galvanické oddělení ethernet kabelu uvnitř AUX jednotky.



Date: 3.MAY.2024 13:12:56

Obrázek 25 MRI uvnitř GTEM cely, spuštěno měření 3D Spin Echo

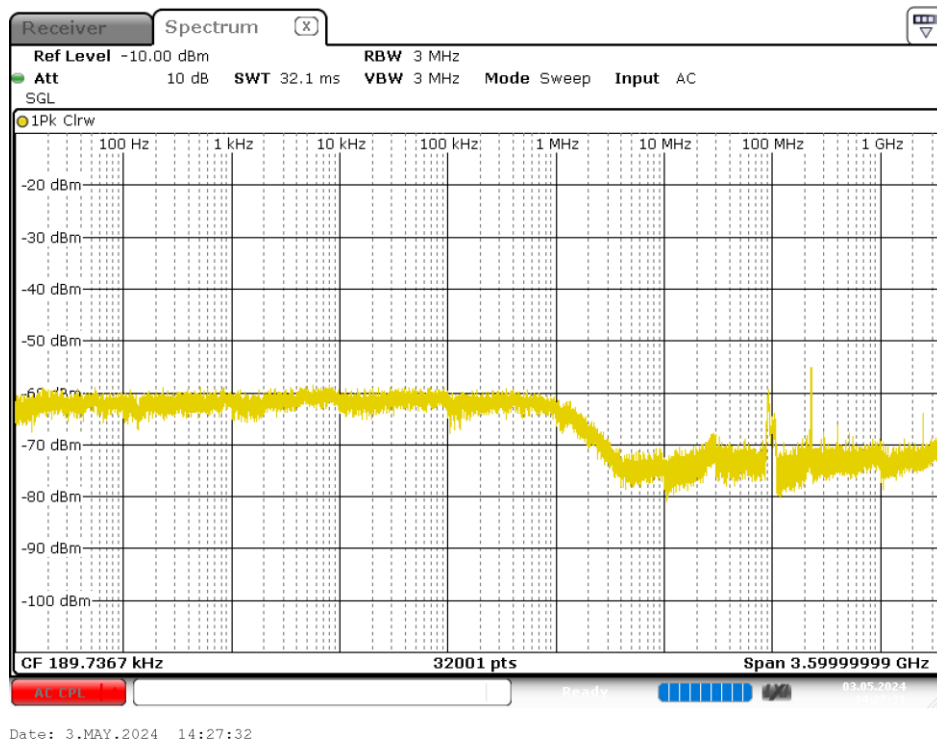


Date: 3.MAY.2024 13:12:16

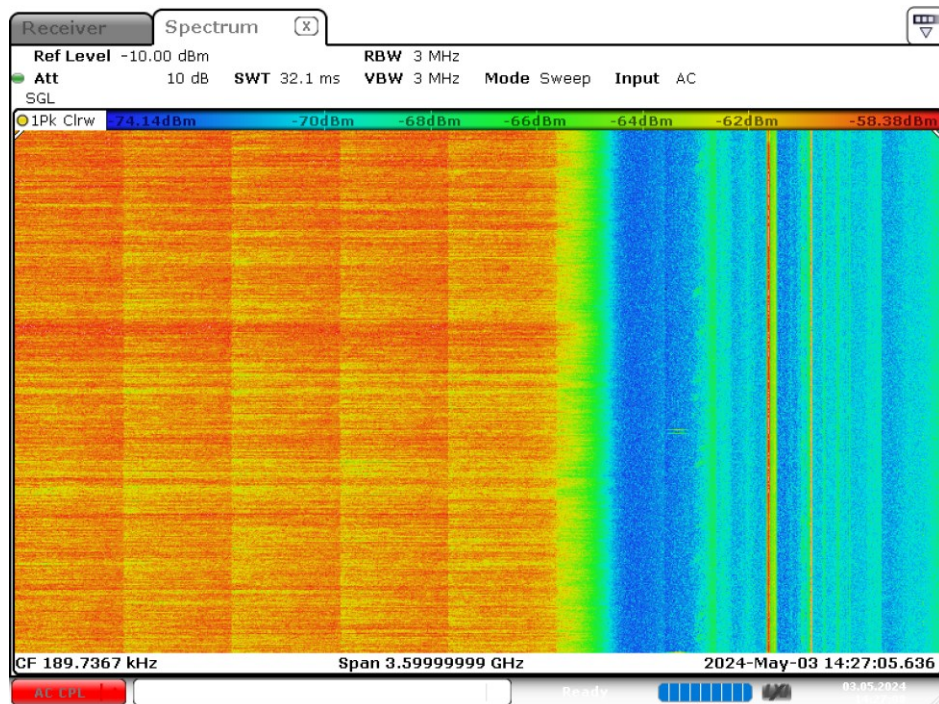
Obrázek 26 MRI uvnitř GTEM cely, spuštěno měření 3D Spin Echo, zobrazení spektra

Na základě analýzy grafu a spektrálních dat během spuštěného měření 3D Spin Echo byly zjištěny výrazné signály na frekvenci 17,16 MHz o výkonu zhruba -58 dBm. Frekvence 17,16 MHz odpovídá předepsané frekvenci elektromagnetů v zařízení MRI od společnosti PHYWE. V případě, že MRI neprovádí test 3D Spin Echo, je možné pozorovat stejný signál na frekvenci 17,16 MHz, avšak s nižší intenzitou okolo -61 dBm.

Na základě výsledků je zjevné, že MRI PHYWE během své aktivní činnosti mírně ovlivňuje EM prostředí, avšak jedná se o nízké hodnoty v přípustném rozsahu.

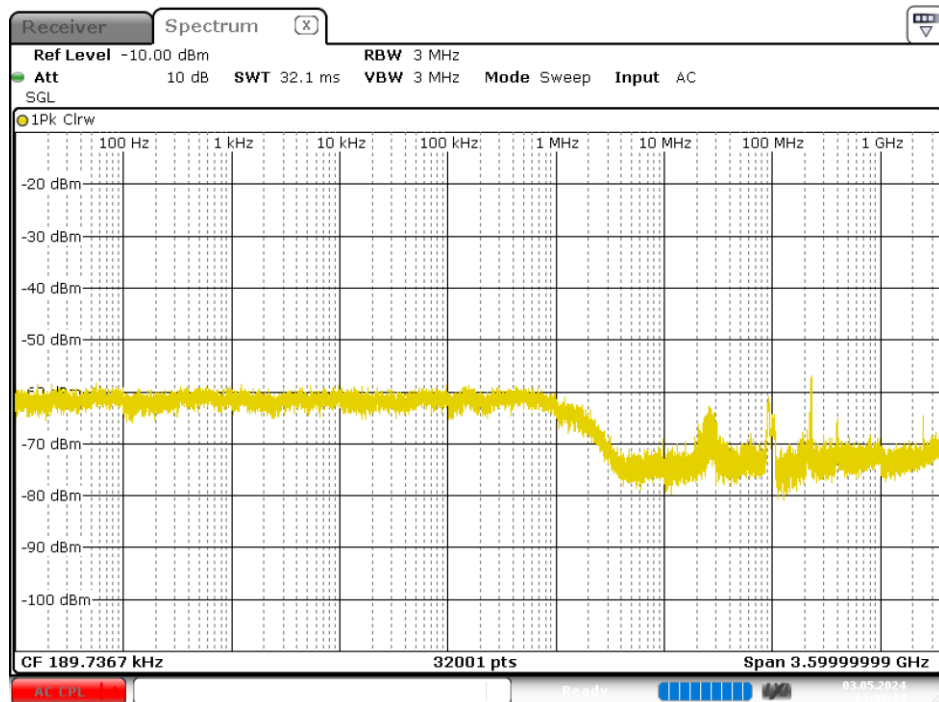


Obrázek 27 AUX uvnitř GTEM cely, bez měření 3D Spin Echo



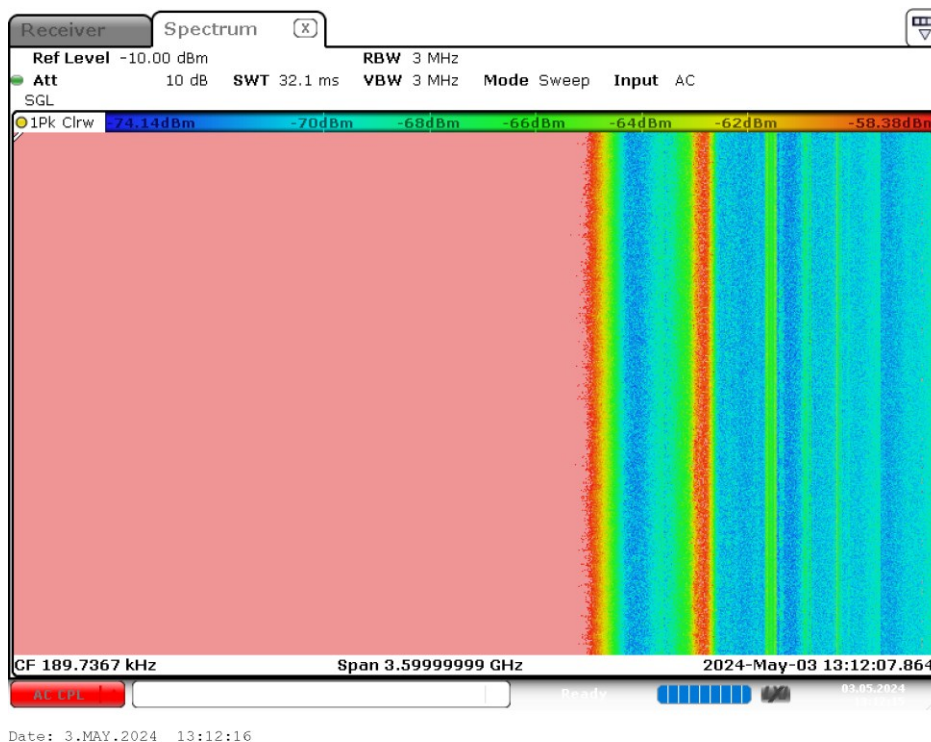
Date: 3.MAY.2024 14:27:09

Obrázek 28 AUX uvnitř GTEM cely, bez měření 3D Spin Echo, zobrazení spektra



Date: 3.MAY.2024 14:35:15

Obrázek 29 AUX uvnitř GTEM cely, spuštěno měření 3D Spin Echo

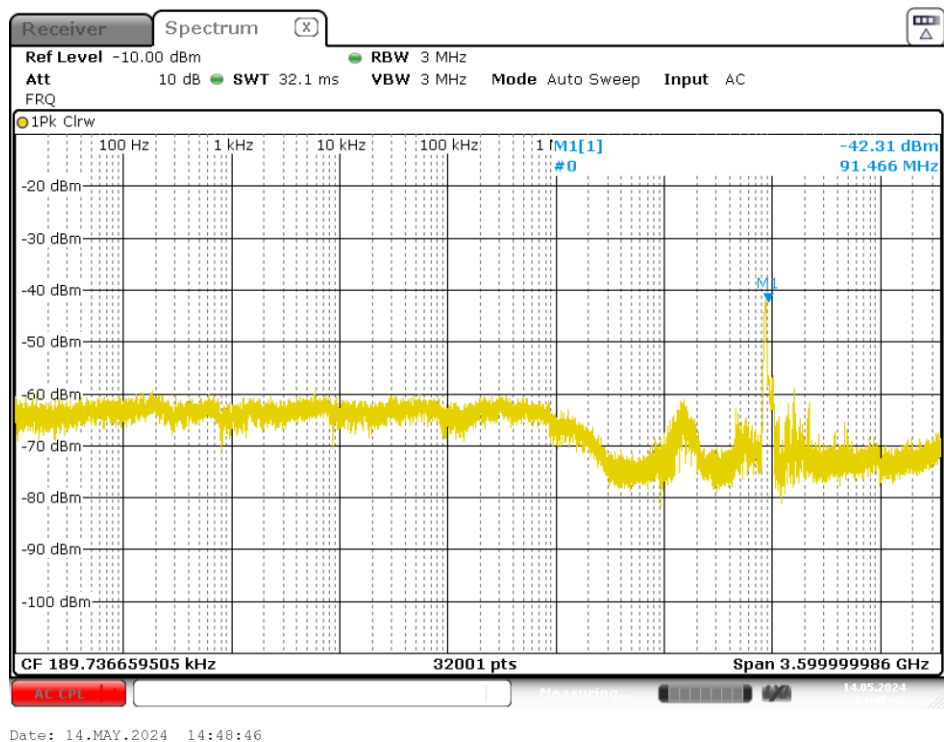


Obrázek 30 AUX uvnitř GTEM cely, spuštěno měření 3D Spin Echo, zobrazení spektra

Na základě porovnání snímků je zřejmě viditelné, že při měření 3D Spin Echo na frekvenci elektromagnetů MRI (17,16 MHz) je výrazně patrná vyšší intenzita signálu, okolo -63 dBm. V případě vypnutého měření 3D Spin Echo má signál na frekvenci 17,16 MHz intenzitu -69 dBm. Pomocí tohoto signálu je jednoduše rozpoznatelné, zda je měření 3D Spin Echo spuštěno nebo vypnuto. Zároveň je jasným identifikátorem toho, že i přes velmi vysoké standardy stínění je možné sledovat emisní EM záření. Za účelem eliminace rušení z USB portu byla jednotka MRI a AUX propojena stíněným ethernet CAT5 kabelem od společnosti Systimax. Měření z hlediska frekvenční domény jsou k nahlédnutí níže.

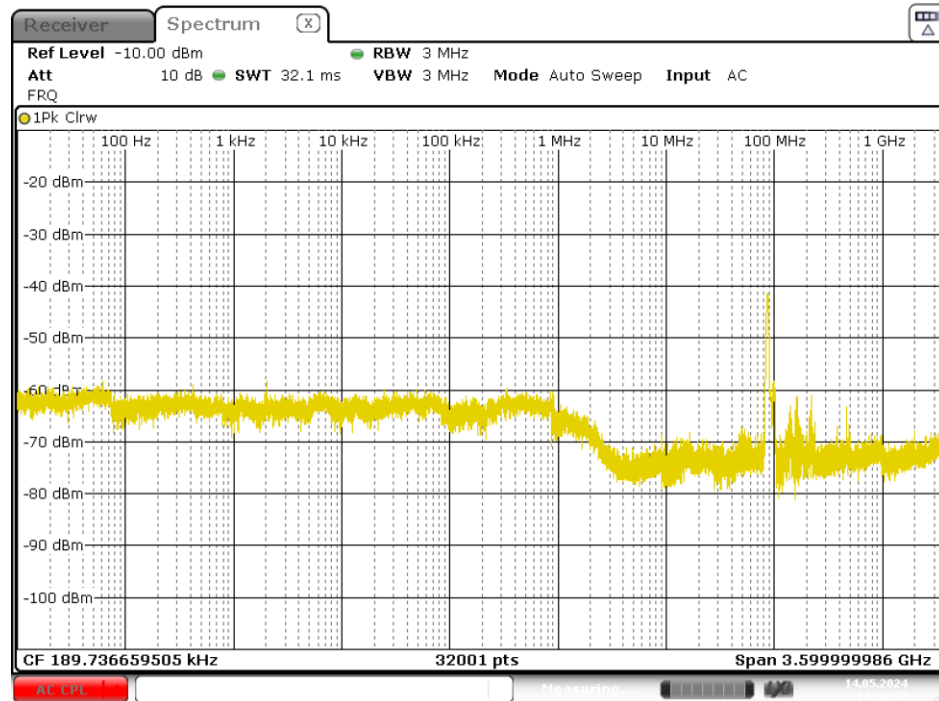


Obrázek 31 Stíněný ethernet kabel Systemax GigaSPEED X10D [49]



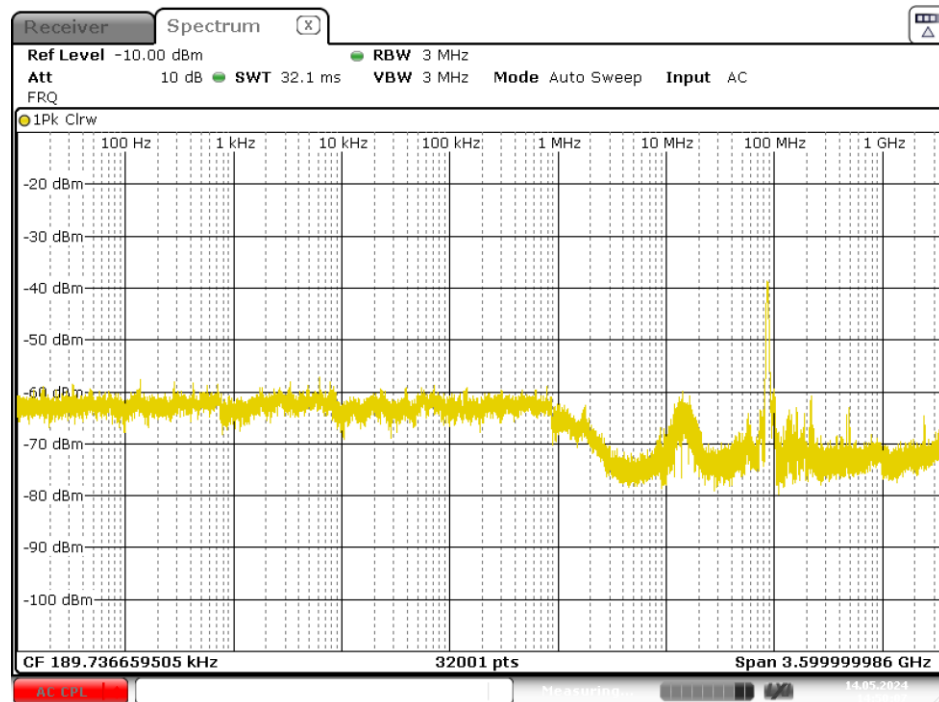
Obrázek 32 Referenční měření, MRI umístěno uvnitř GTEM cely, napájení vypnuto, stíněný ethernet

Na obrázku referenčního měření je možné pozorovat jediný pík na frekvenci 91,4 MHz. Jedná se o stanici Hitrádio Zlín, která vysílá na frekvenci 91,7 MHz. I přesto, že měření probíhá ve stíněné GTEM cele, je jasně patrné, že do GTEM cely proniká nežádoucí rušení skrze nestíněnou kabeláž.



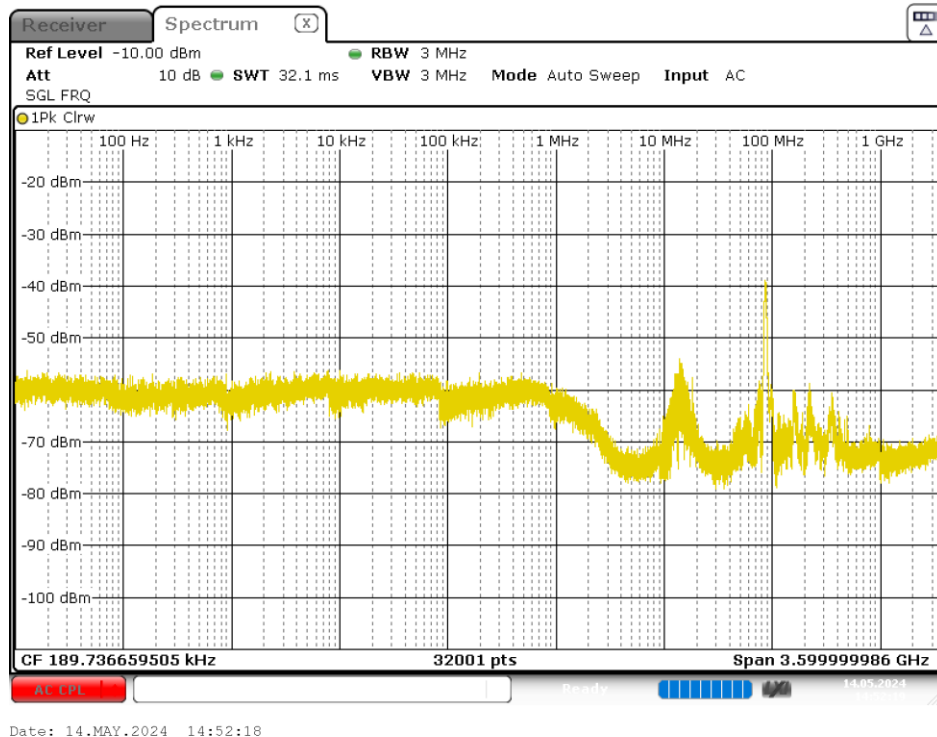
Date: 14.MAY.2024 14:54:17

Obrázek 33 MRI uvnitř GTEM cely, se stíněným kabelem, USB odpojeno



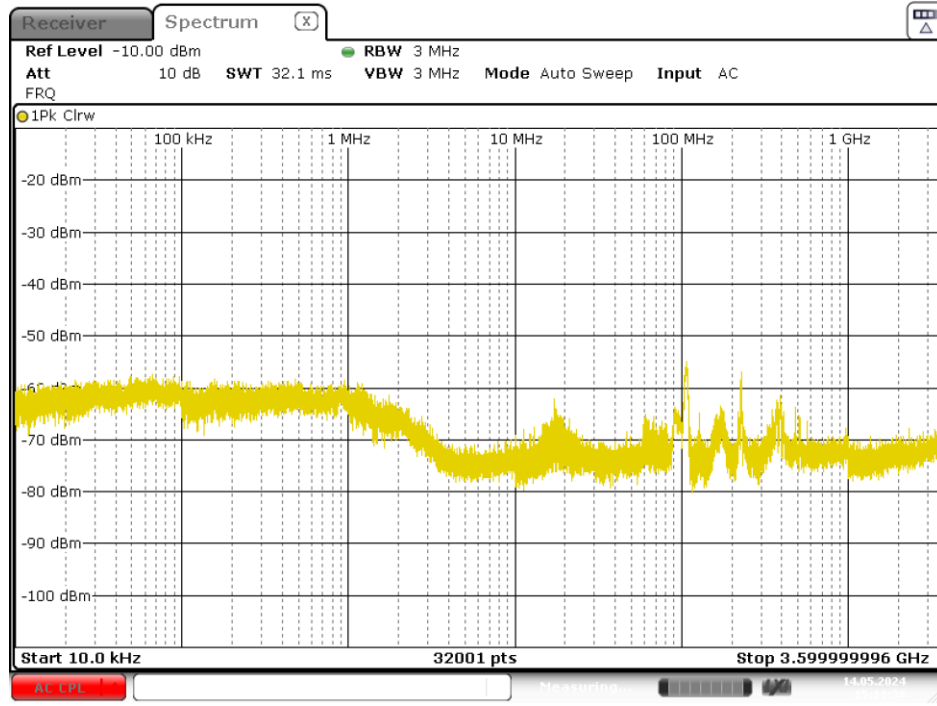
Date: 14.MAY.2024 14:50:07

Obrázek 34 MRI uvnitř GTEM cely, se stíněným ethernet kabelem, USB připojeno



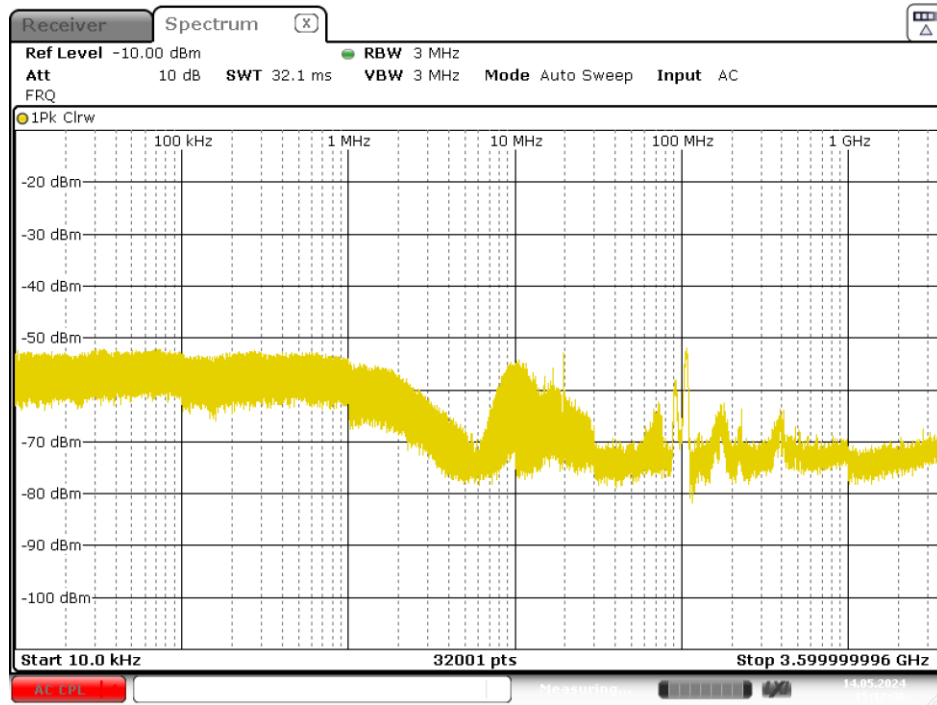
Obrázek 35 MRI uvnitř GTEM cely, spuštěno 3D Spin Echo, se stíněným ethernet kabelem

Při přímém porovnání Obrázku 33 a Obrázku 34 je již od pohledu zřejmé, že došlo k výrazné minimalizaci rušení z USB portu pomocí stíněného ethernet kabelu. Na Obrázku 34 a Obrázku 35 je na frekvenci 17 MHz možnost jasného rozlišení spuštěného a nespouštěného měření 3D Spin Echo. Zároveň je patrné, že stíněný ethernet kabel výrazně pomáhá při minimalizaci rušení z USB portu.



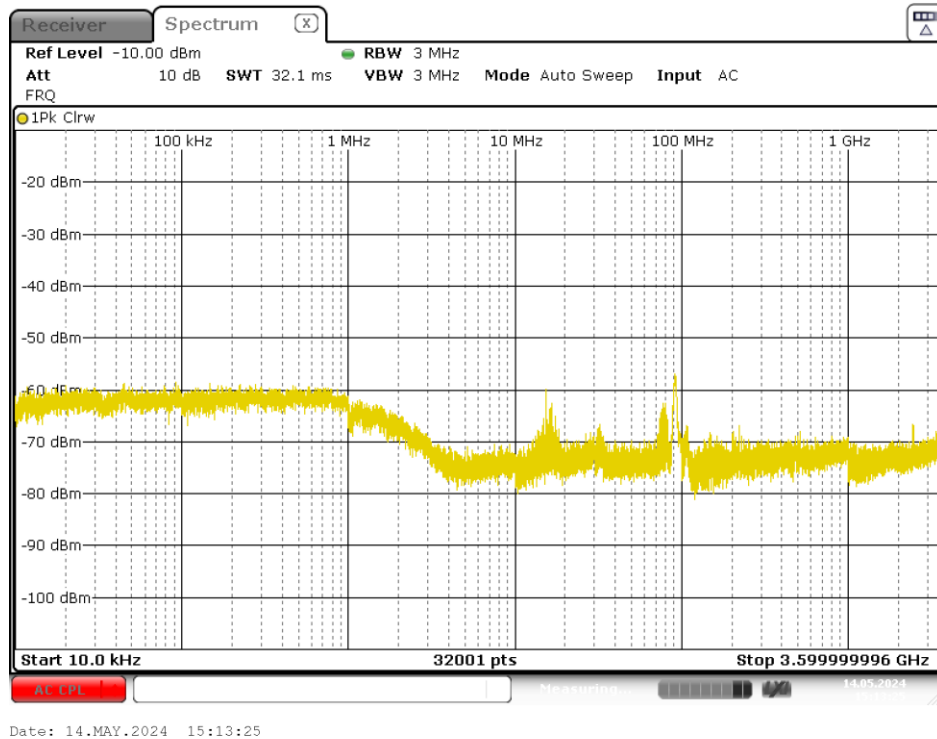
Date: 14.MAY.2024 15:11:38

Obrázek 36 MRI uvnitř GTEM cely, bez měření 3D Spin Echo, propojení AUX-MRI s pomocí ethernet + BNC



Date: 14.MAY.2024 15:12:36

Obrázek 37 MRI uvnitř GTEM cely, bez měření 3D Spin Echo, propojení AUX-MRI s pomocí ethernet, bez BNC



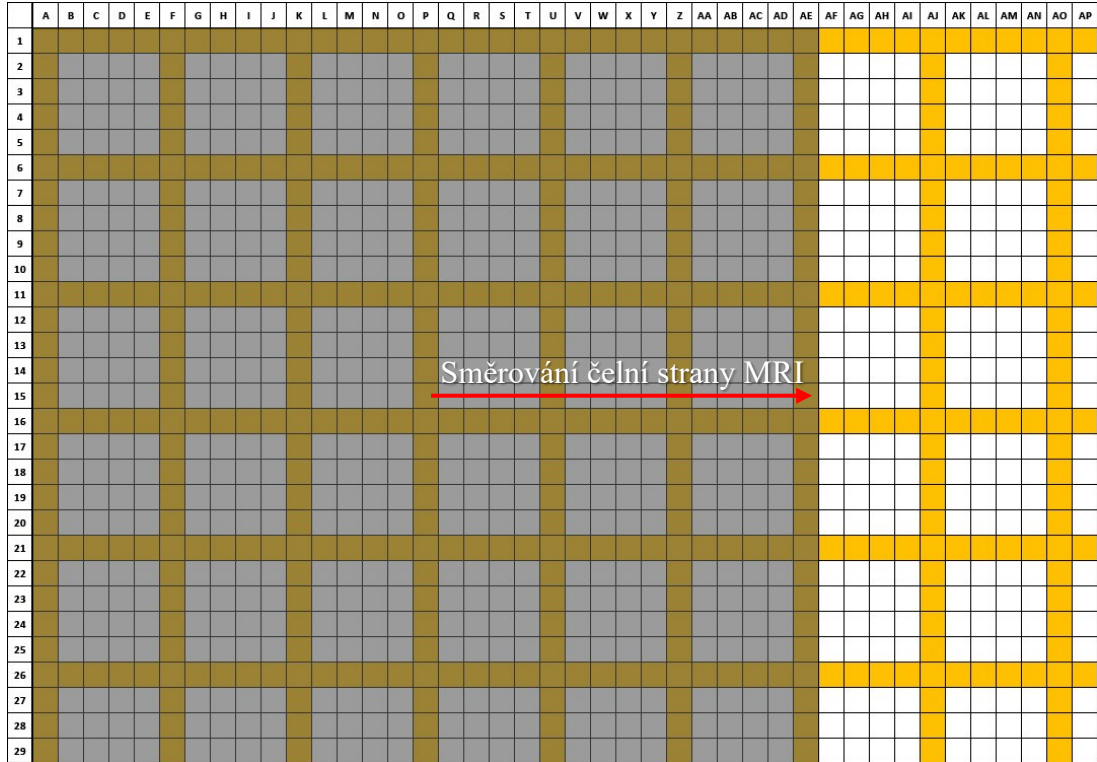
Obrázek 38 MRI uvnitř GTEM cely, bez měření 3D Spin Echo, propojení AUX-MRI s pomocí BNC, bez ethernet

Z výsledků měření (Obrázky 36 - 38) je zřejmé, že nejefektivnějšího odfiltrování šumu dosáhneme úplným propojením MRI s AUX jednotkou (ethernet + BNC.) V případě odpojení ethernet propojení je možné pozorovat velmi vysoké rušení podobné tomu při měření bez stíněného ethernet kabelu. Při odpojení ethernet kabelu a propojení MRI s AUX pouze pomocí BNC je opět vše v normálu. Je tedy zřejmé, že rušení opravdu pochází z propojení MRI s AUX jednotkou pomocí ethernet kabelu. Využití ethernet kabelu vedlo k velkému a efektivnímu snížení rušení.

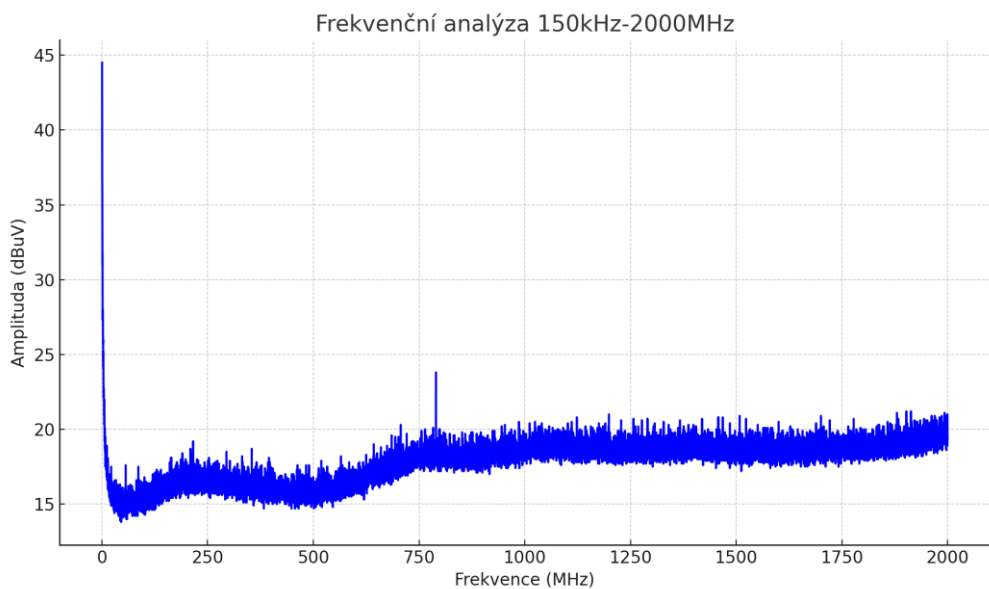
5.2 Měření pomocí EMxpert

Zařízení EMxpert disponuje frekvenčním rozsahem od 150 kHz do 4 MHz.

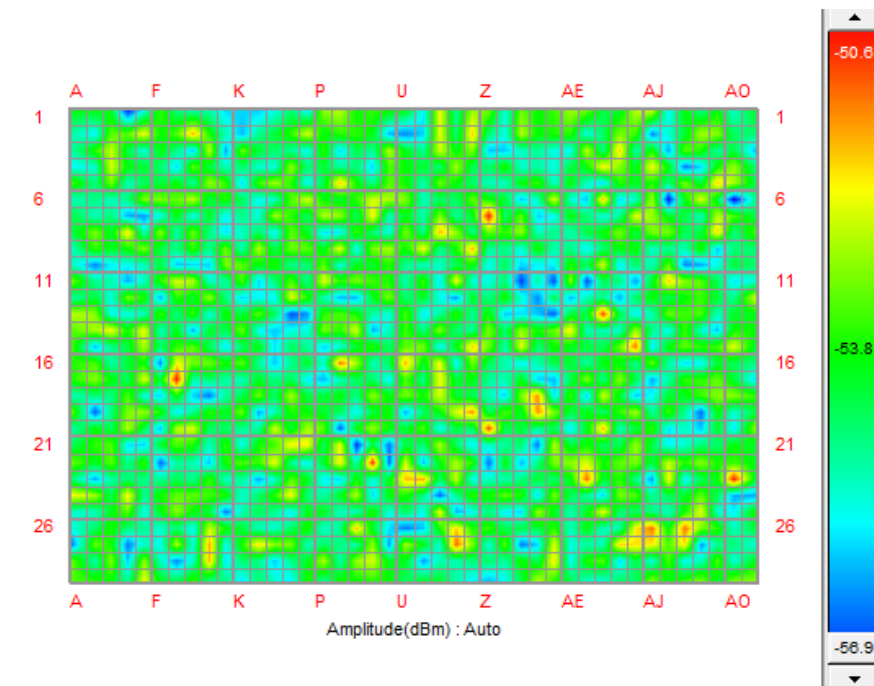
Průměrná odchylka měřicího přístroje EMxpert je $\pm 1\%$, tedy $\pm 0,18 \text{ dB}\mu\text{V}$



Obrázek 39 Umístění MRI na zařízení EMxpert

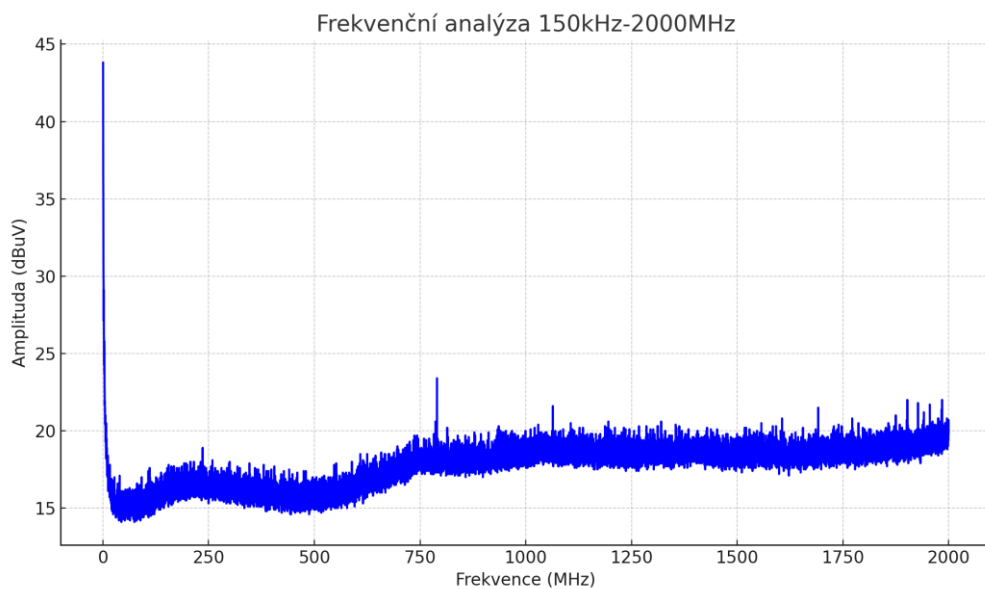


Obrázek 40 Referenční měření EMxpert v prázdné, uzavřené polostíněné komoře

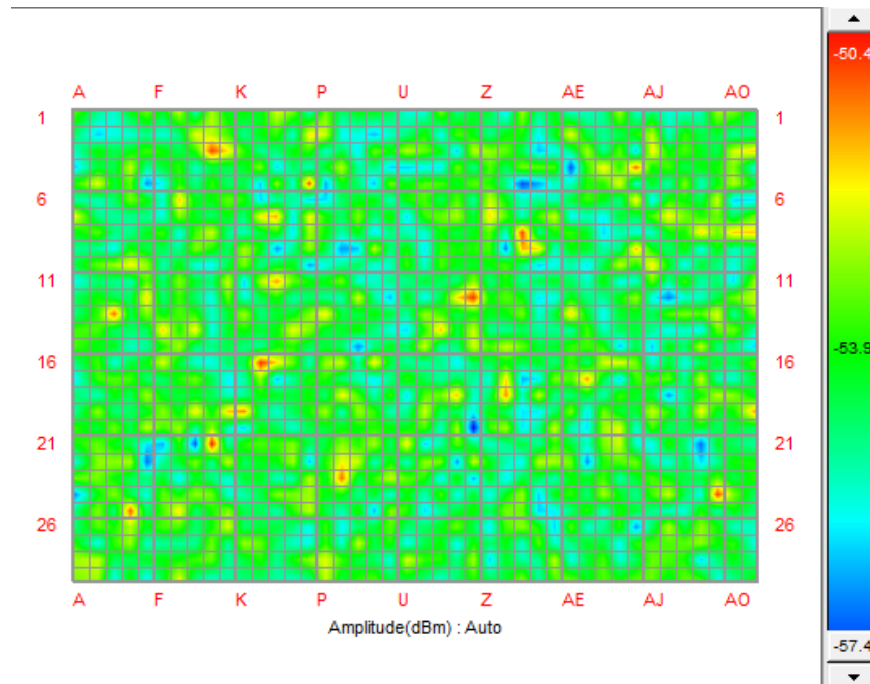


Obrázek 41 Referenční měření EMxpert v prázdné, uzavřené polostíněné komoře,
2D vizualizace

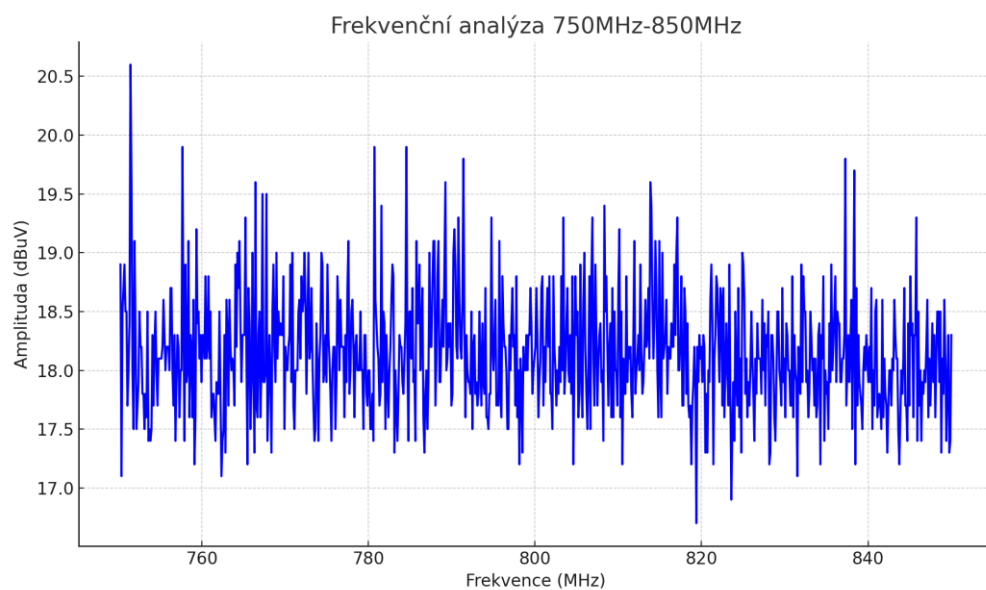
Referenční měření bylo provedeno v prázdné, uzavřené, polostíněné komoře. Referenční měření slouží jako základ pro srovnání s ostatními měřeními. Vysoká amplituda na frekvenci 780 MHz je způsobena mobilními sítěmi, známými také jako LTE síť. [50]



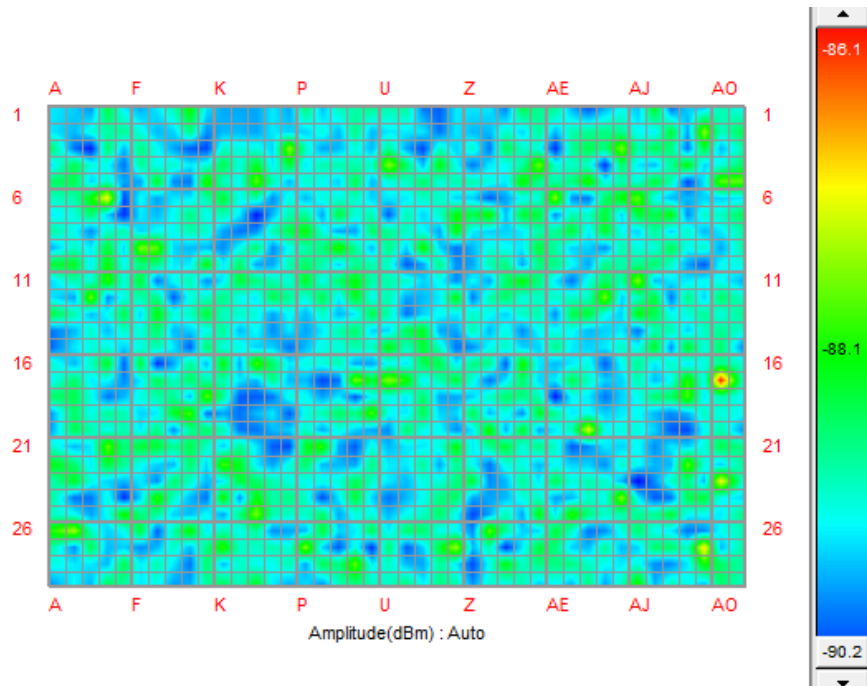
Obrázek 42 Měření EMxpert se spuštěným měřením 3D Spin Echo MRI v uzavřené polostíněné komoře



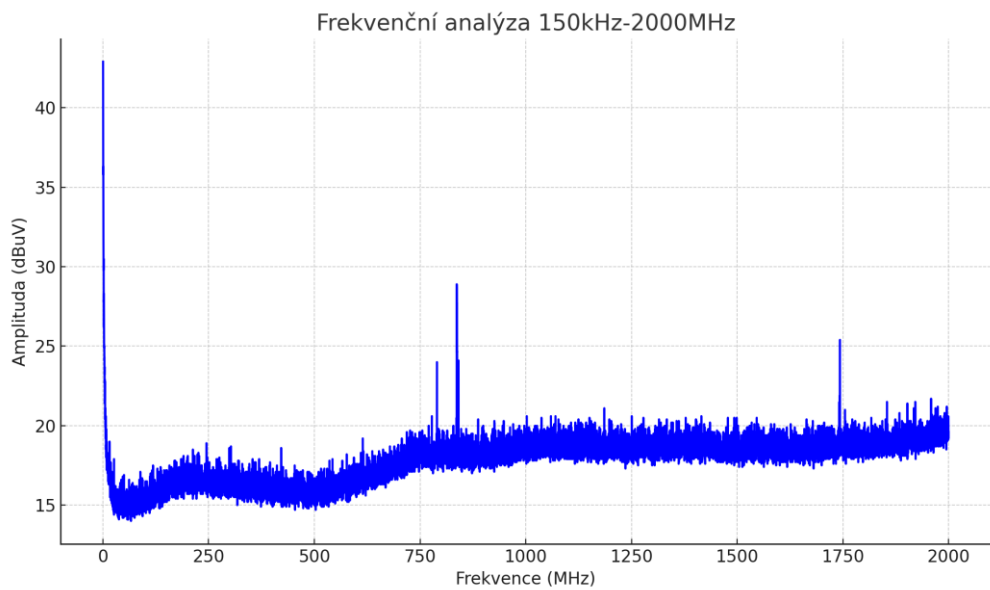
Obrázek 43 Měření EMxpert se spuštěným měřením 3D Spin Echo MRI v uzavřené polostíněné komoře, 2D vizualizace



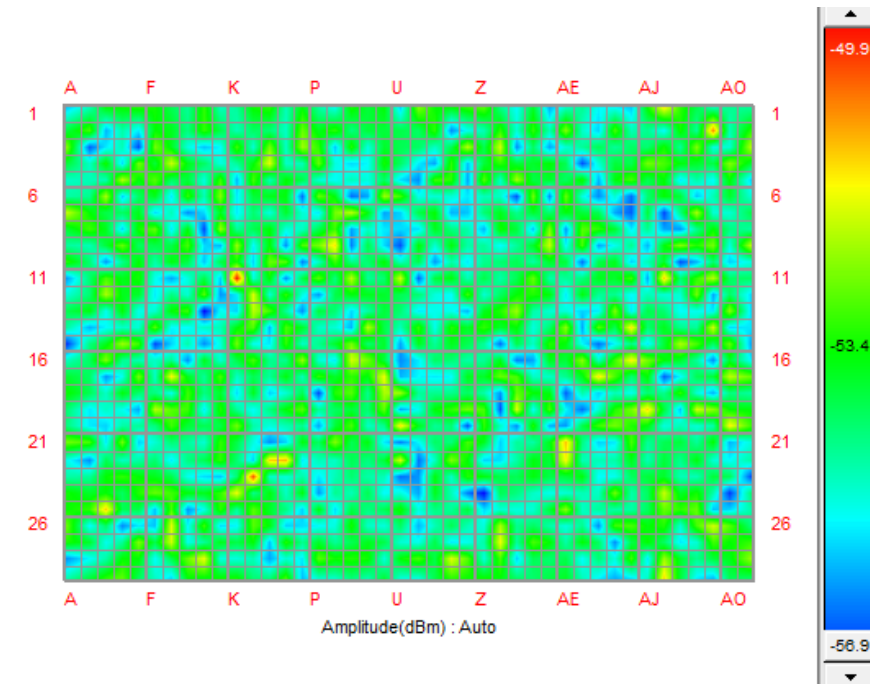
Obrázek 44 Měření EMxpert se spuštěným měřením 3D Spin Echo MRI v uzavřené polostíněné komoře, detail silného signálu v rozsah 750 MHz – 850 MHz



Obrázek 45 Měření EMxpert se spuštěným měřením 3D Spin Echo MRI v uzavřené polostíněné komoře, detail silného signálu v rozsahu 750 MHz - 850 MHz, 2D vizualizace



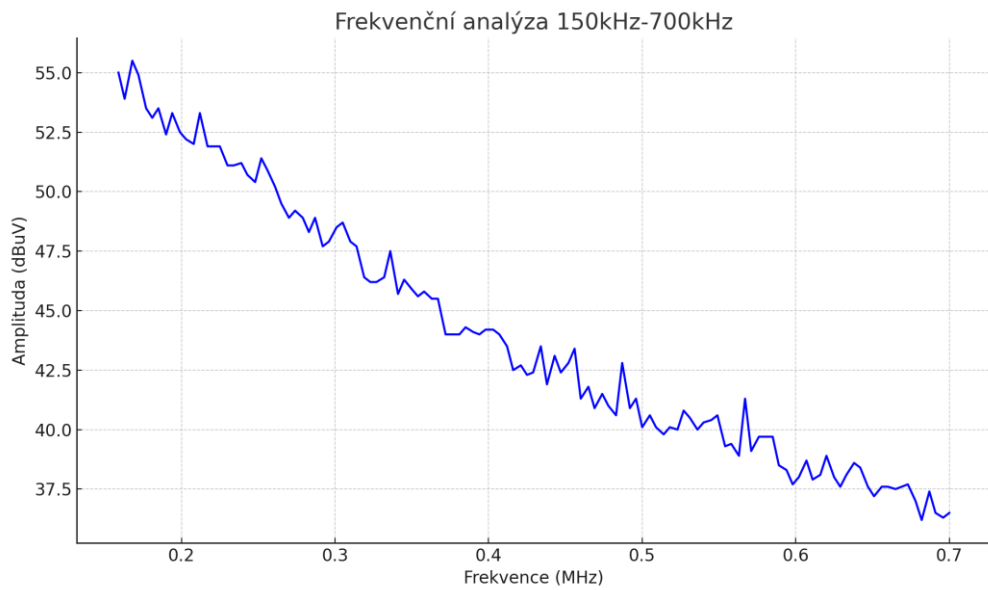
Obrázek 46 Měření EMxpert, spuštěno měření 3D Spin Echo, MRI uvnitř polostíněné komory s otevřenými dveřmi, rozsah 150 kHz - 2000 MHz



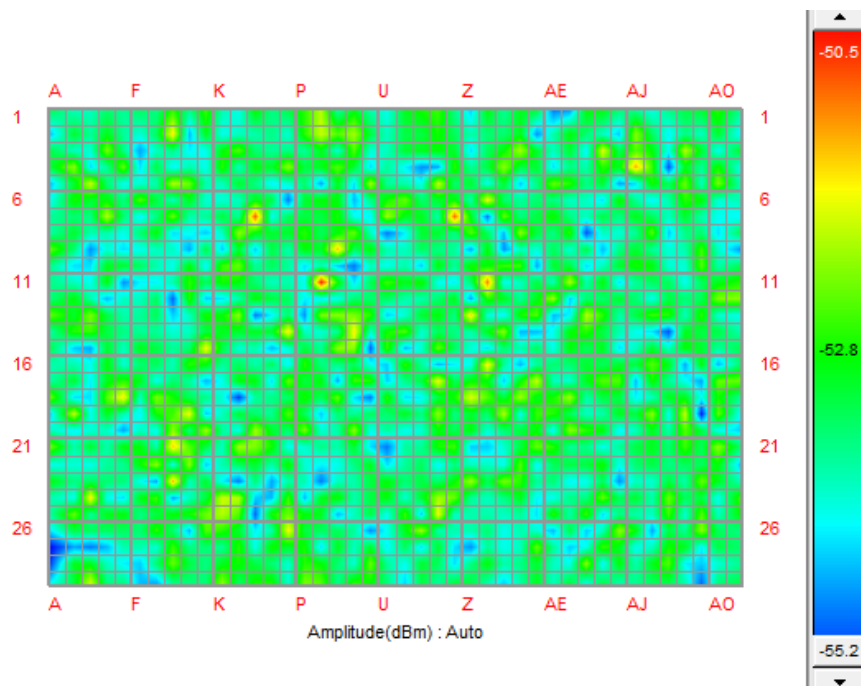
Obrázek 47 Měření EMxpert, spuštěno měření 3D Spin Echo, MRI uvnitř polostíněné komory s otevřenými dveřmi, rozsah 150 kHz - 2000 MHz, 2D vizualizace

Během spuštěného měření 3D Spin Echo společně s otevřenými dveřmi polostíněné komory nebyly zaznamenány žádné zvýšené amplitudy, které by pocházely přímo z MRI. Avšak bylo zaznamenáno mnoho nových píků v následujících frekvencích:

- Pík v 780 MHz s amplitudou 24 dB μ V, je způsoben mobilními sítěmi LTE 700. [51]
- Pík v 900 MHz s amplitudou 28 dB μ V, je způsobena technologií GSM 900. [51]
- Pík v 1730 MHz s amplitudou 25 dB μ V, je způsobena technologií DCS (GSM 1800), která působí v rozsahu 1710 – 1785 MHz [51]



Obrázek 48 Měření EMxpert, spuštěno měření 3D Spin Echo, MRI v uzavřené polostíněné komoře, rozsah 150 kHz – 700 kHz



Obrázek 49 Měření EMxpert, spuštěno měření 3D Spin Echo, MRI v uzavřené polostíněné ko-moře, rozsah 150 kHz – 700 kHz, 2D vizualizace

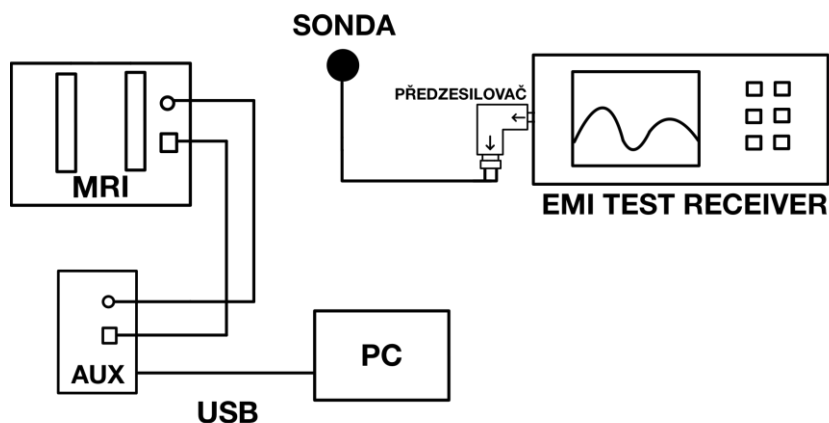
Po spuštění měření 3D Spin Echo v uzavřené polostíněné komoře bylo provedeno měření v rozsahu 150 kHz – 700 kHz. Měření píku odpovídá referenčnímu měření. Pravděpodobným zdrojem píku je rušení z vně polostíněné komory.

Vyhodnocení měření s pomocí EMxpert

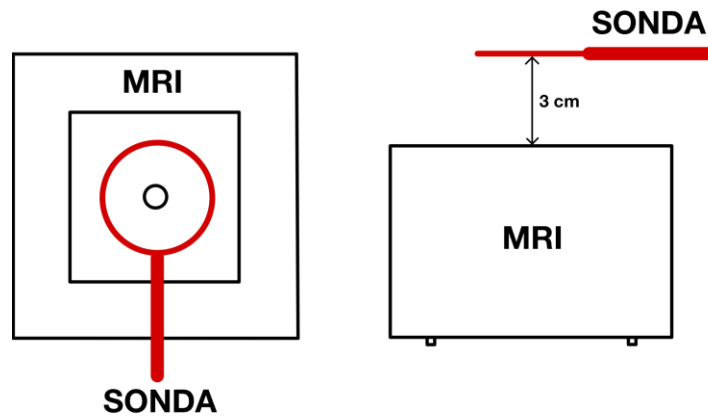
Zařízení EMxpert je primárně určeno pro sledování vyzařovaného EM záření z plošných spojů. Magnetická rezonance, i přes umístění vzhůru nohama, tedy vstupem pro vzorky, kde je intenzita pole nejvyšší, nešířila žádné EM záření, které by zařízení EMxpert detekovalo. Z tohoto důvodu bylo od dalších experimentálních scénářů upuštěno.

5.3 Měření pomocí sond pro měření blízkých polí

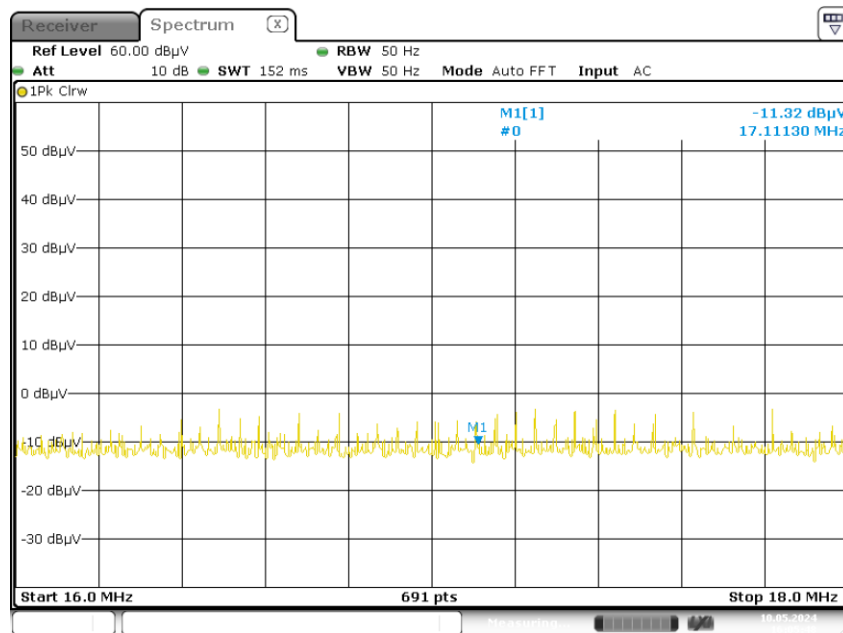
Jedním z velmi účinných způsobů měření je za pomoci sond pro detekci blízkých polí. Tyto sondy umožňují analýzu E (elektrických) polí a H (magnetických) polí. Pro účely měření MRI společnosti PHYWE byla vybrána sada sond: HZ-11 od společnosti Rohde&Schwarz. Ze sady HZ-11 byly vybrány dvě sondy: smyčka 6 cm a tyč 6 mm. Smyčková sonda (Loop Probe) je navržena pro detekci H (magnetických) polí. Sonda umožňuje přesné měření změn magnetického pole v blízkosti elektrických zařízení. Tyčová sonda o průměru 6 mm je určena pro detekci E (elektrických) polí. Nabízí nám možnost komplexní analýzy EMI. Za účelem zesílení signálu byl využit předzesilovač HZ-16, který je vložen mezi sondu HZ-11 pro měření v blízkém E nebo H poli a EMI test receiver. Zesilovač zlepšuje citlivost sond při měření slabých vysokofrekvenčních polí.



Obrázek 50 Schéma zapojení sond sady HZ-11 se zesilovačem HZ-16

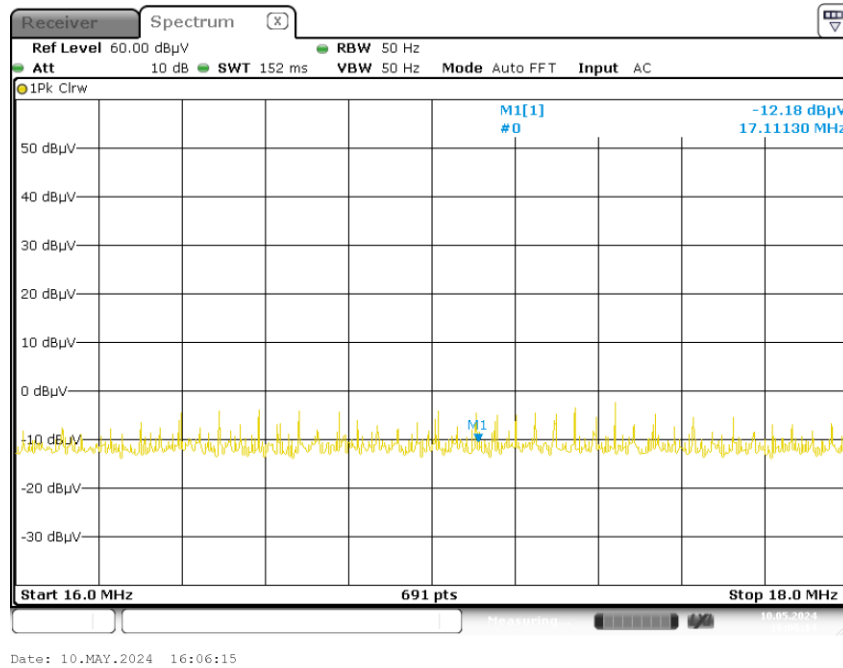


Obrázek 51 Schéma měření pomocí smyčkové sondy 3 cm nad vstupem pro vzorky MRI, vlevo pohled shora, vpravo čelní pohled

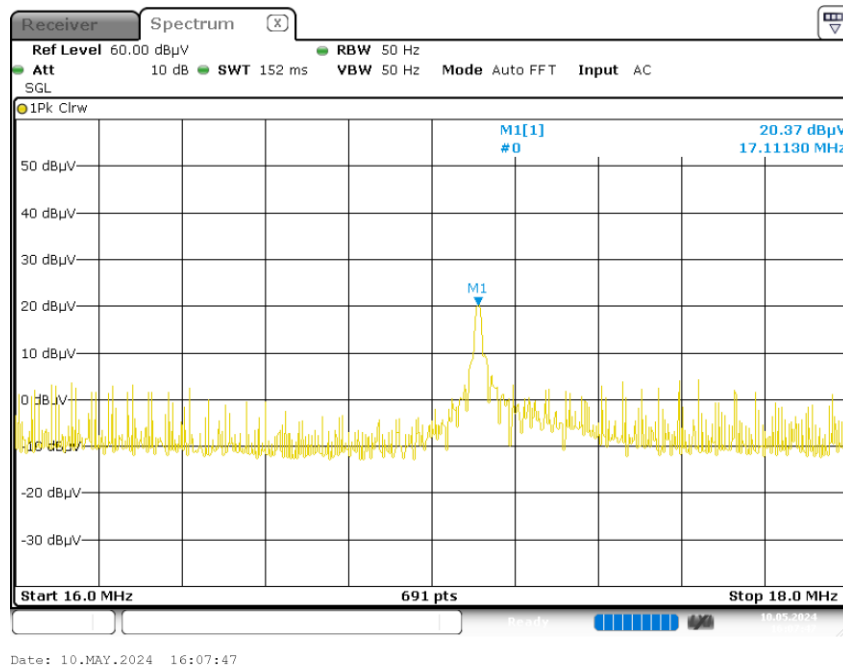


Date: 10.MAY.2024 16:05:48

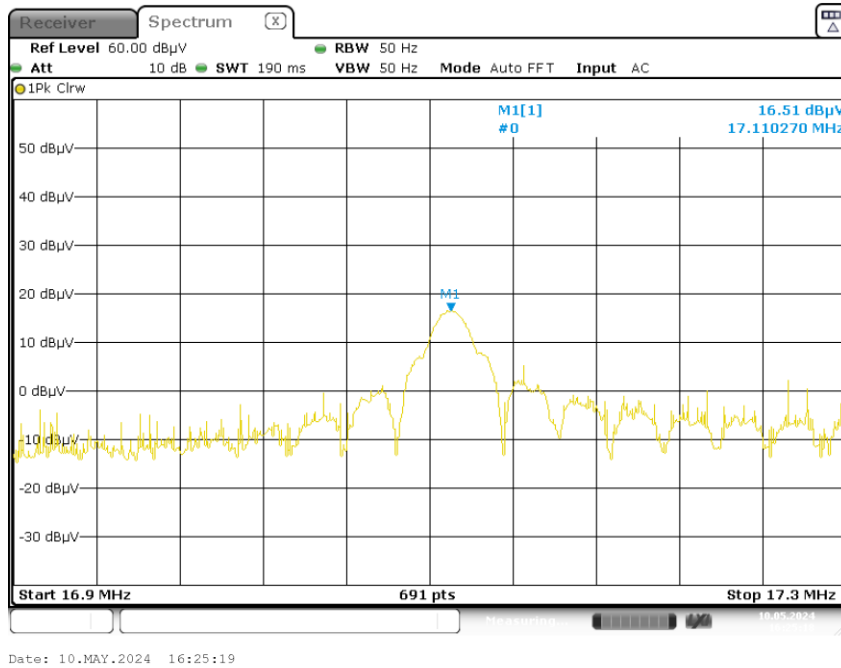
Obrázek 52 Referenční měření, tyč 6 mm vložena do otvoru pro vzorky MRI, rozsah měření 16 MHz – 18 MHz



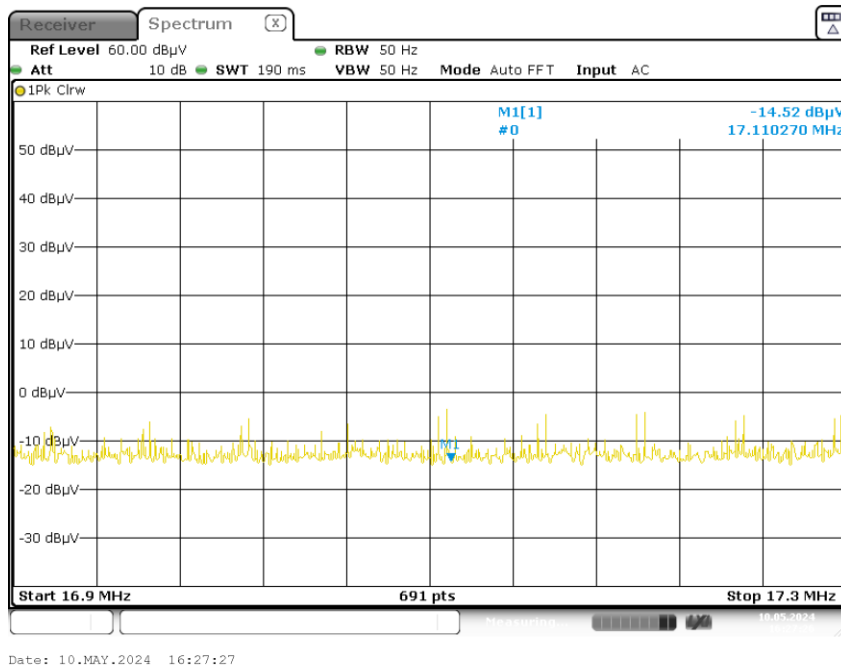
Obrázek 53 Referenční měření, smyčka 6 cm, umístěna 3 cm nad vstupem pro vzorky MRI, rozsah měření 16 MHz – 18 MHz



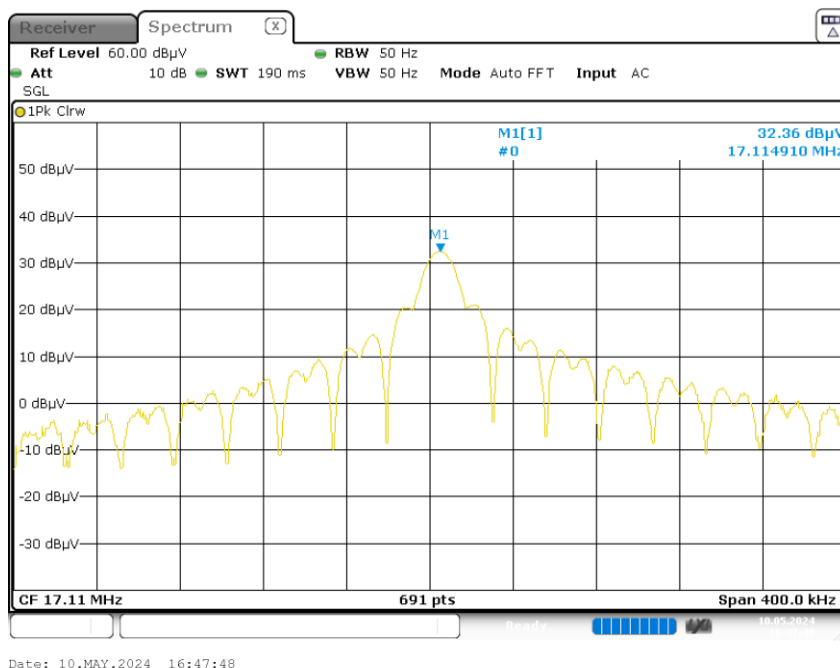
Obrázek 54 Měření sondou tyč 6 mm, vložena do otvoru pro vzorky MRI, spuštěno 3D Spin Echo, rozsah měření 16 MHz – 18 MHz



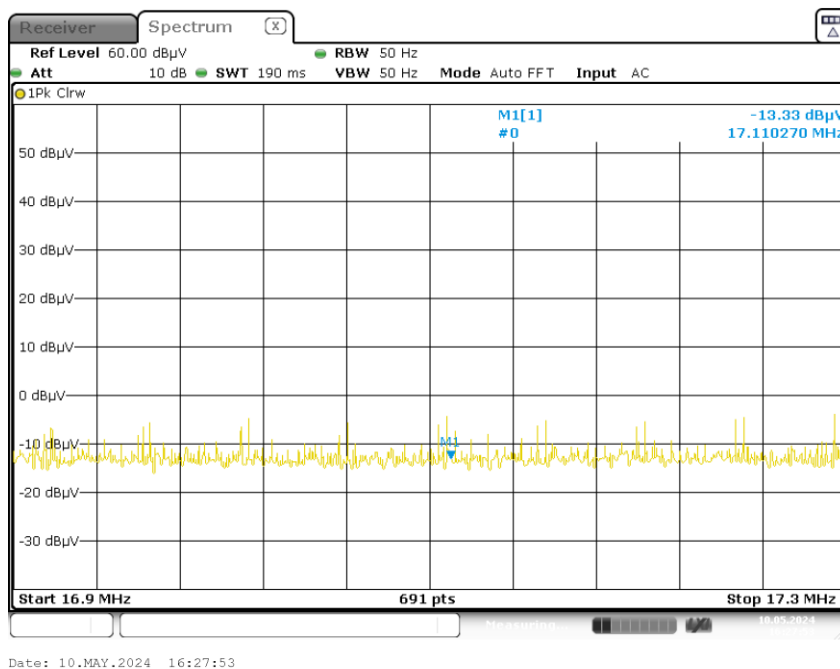
Obrázek 55 Měření sondou tyč 6 mm vložena do otvoru pro vzorky MRI, spuštěno 3D Spin Echo, rozsah měření 16,9 MHz - 17,3 MHz



Obrázek 56 Měření sondou tyč 6 mm, vložena do otvoru pro vzorky MRI, bez měření 3D Spin Echo, rozsah 16,9 MHz - 17,3 MHz



Obrázek 57 Měření sondou smyčka 6 cm, umístěna 3 cm nad vstupem pro vzorky MRI, spuštěno 3D Spin Echo, rozsah měření 16,9 MHz - 17,3 MHz



Obrázek 58 Měření sondou smyčka 6 cm, umístěna 3 cm nad vstupem pro vzorky MRI, bez měření 3D Spin Echo, rozsah měření 16,9 MHz - 17,3 MHz

Na snímcích z měření pomocí sond blízkých EM polí je jasně diferencovatelné, zda magnetická rezonance provádí měření 3D Spin Echo. Zajímavostí je, že i když je sonda tyč 6 mm označena jako sonda pro měření elektrických polí, efektivně dokáže identifikovat také magnetické pole MRI. Tento stav je způsoben neideálními vlastnostmi sondy. Sonda

zaznamenala menší intenzitu signálu 16,51 dB μ V, i přesto, že byla přímo vložena do prostoru pro vzorky. Tento stav je způsoben první rezonanční frekvencí na úrovni >2 GHz. Sonda smyčková 6 cm byla schopna přesnějšího měření, právě z důvodu nižší rezonanční frekvence, která je u smyčkové sondy na úrovni 790 MHz. Smyčka byla v píku schopna zaznamenat 32,36 dB μ V na frekvenci 17,11 MHz při umístění 3 cm nad vstupem pro vzorky.

6 MĚŘENÍ ČASOVÉ SLOŽKY EM RUŠENÍ

Tato část je věnována měření z hlediska časové domény. Měření bylo prováděno v GTEM cele s pomocí měřícího zařízení – osciloskopu Rohde&Schwarz, RTO 1024, 2 GHz, 10 GSa/s. Pomocí Fourierovy transformace bylo měření časové domény dekomponováno na frekvenční doménu, kde byl následně signál zpracován frekvenční analýzou.

Formát souboru, ve kterém byly výsledky ukládány, je CSV (Comma-separated values, česky hodnoty oddělené čárkami). Formát CSV je určen primárně pro výměnu tabulkových dat. Za účelem zpracování velkého množství dat byl vytvořen program v programovacím jazyce Python. Měření z hlediska časové domény je primárně zaměřeno na frekvenční rozsah 16 MHz – 18 MHz. Frekvence magnetů MRI PHYWE je 17,16 MHz. Účelem časové domény a její následné transformace na frekvenční analýzu je zjistit, zda magnetická rezonance opravdu operuje v předepsaném frekvenčním rozsahu.

Každý obrázek je průměrem tří měření, čímž je zajištěna minimalizace negativní interference.

6.1 Kód Fourierovy transformace v jazyce Python

Za účelem zpracování velkých CSV souborů s výslednými grafy byl vytvořen kód v programovacím jazyce Python. Inspirace pro základ kódu pochází ze zdroje [52]. Kód byl následně upraven za účelem zobrazení relevantních informací.

```
import matplotlib.pyplot as plt
import numpy as np
import pandas as pd
from scipy.fft import fft, fftfreq

plt.style.use('ggplot')

# Funkce pro načtení dat a provedení Fourierovy transformace

def load_data(csv_files):
    signals = []
    time = None
    for csv_file in csv_files:
        data = pd.read_csv(csv_file, header=None, delimiter=';')
        print(f>Data from {csv_file}:")
        print(data.head())
```



```
        if time is None:
            time = data.iloc[:, 0].values
            signals.append(data.iloc[:, 1].values)

    return time, np.mean(signals, axis=0)

def fourier_transform(time, signal):
    # Vzorkovací frekvence
    sr = 1 / (time[1] - time[0])

    # Fourierova transformace
    N = len(signal)
    yf = fft(signal)
    xf = fftfreq(N, 1 / sr)

    # Extrakce frekvenčního rozsahu 16-18 MHz

    lower_bound = 16e6 # 16 MHz
    upper_bound = 18e6 # 18 MHz

    # Filtrace pouze požadovaného rozsahu frekvencí

    indices = np.where((xf >= lower_bound) & (xf <= upper_bound))
    xf_filtered = xf[indices] / 1e6 # Převod na MHz
    yf_filtered = 2.0 / N * np.abs(yf[indices])

    # Vykreslení výsledků pomocí matplotlib.pyplot

    plt.figure(figsize=(12, 6))

    # Původní signál v časové doméně

    plt.subplot(2, 1, 1)
    plt.plot(time, signal * 1e3, 'r') # Konverze na mV
    plt.ylim([-3, 3]) # Nastavení limitů Y-osy na -3 až 3 mV
    plt.title('Časová doména (16 - 18 MHz)')
    plt.xlabel('Čas [s]')
    plt.ylabel('Amplituda [mV]')

    # Fourierova transformace ve frekvenční doméně (16-18 MHz)
```

```
plt.subplot(2, 1, 2)
plt.plot(xf_filtered, yf_filtered, 'b')
plt.title('Frekvenční doména (16-18 MHz)')
plt.xlabel('Frekvence [MHz]')
plt.ylabel('Amplituda [mV]')
plt.xticks(np.arange(16.00, 18.25, 0.25))

plt.tight_layout()
plt.show()

# Seznam souborů CSV

csv_files = [
    '/Volumes/LišejníkSSD/Mereni/MereniAUX1ZapnutoSMRI.Wfm.csv',
    '/Volumes/LišejníkSSD/Mereni/MereniAUX2ZapnutoSMRI.Wfm.csv',
    '/Volumes/LišejníkSSD/Mereni/MereniAUX3ZapnutoSMRI.Wfm.csv'
]

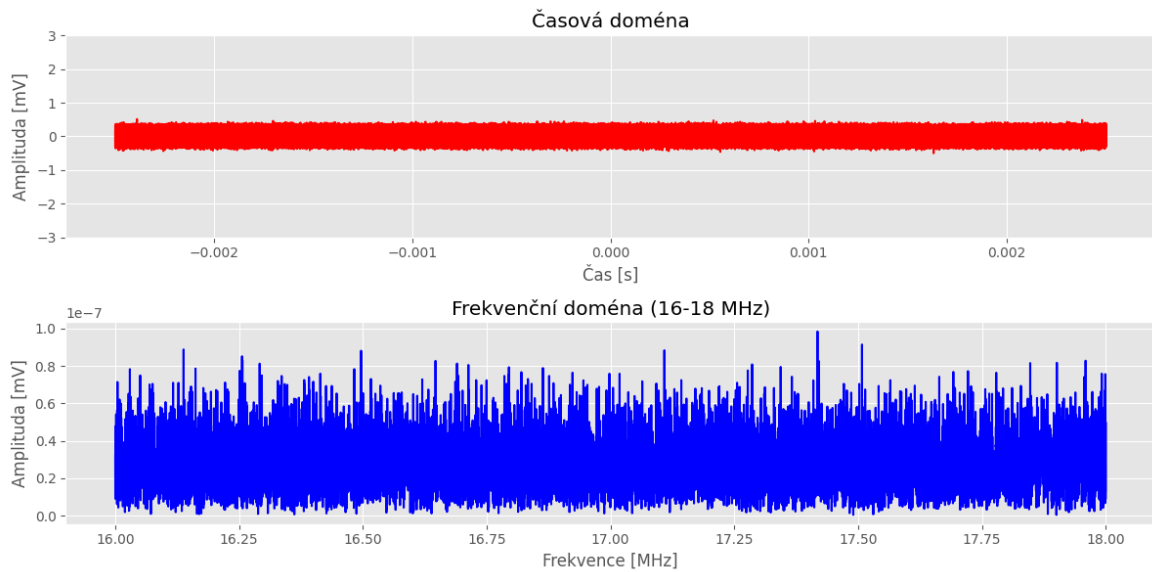
time, average_signal = load_data(csv_files)
fourier_transform(time, average_signal)
```

6.2 Měření v GTEM cele

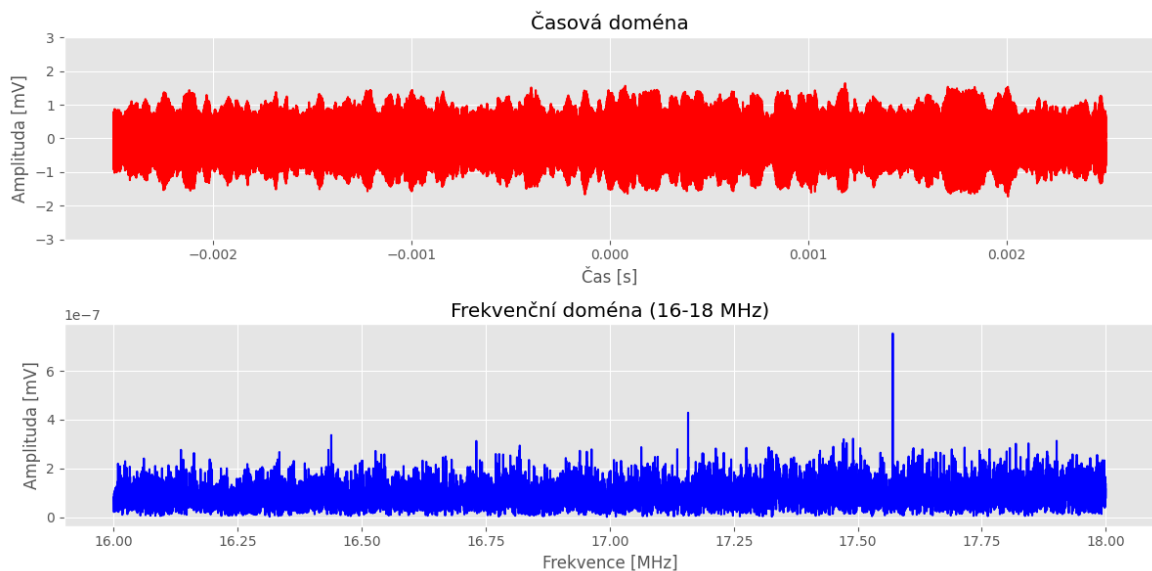
Měření časové složky EM rušení probíhalo v GTEM cele s pomocí osciloskopu Rohde&Schwarz RTO 1024. Výsledné soubory CSV byly zpracovány pomocí Fourierovy Transformace, čímž je získán výsledek frekvenční analýzy.

Vertikální přesnost měřicího zařízení R&S RTO 1024: $\pm 0,01$ mV.

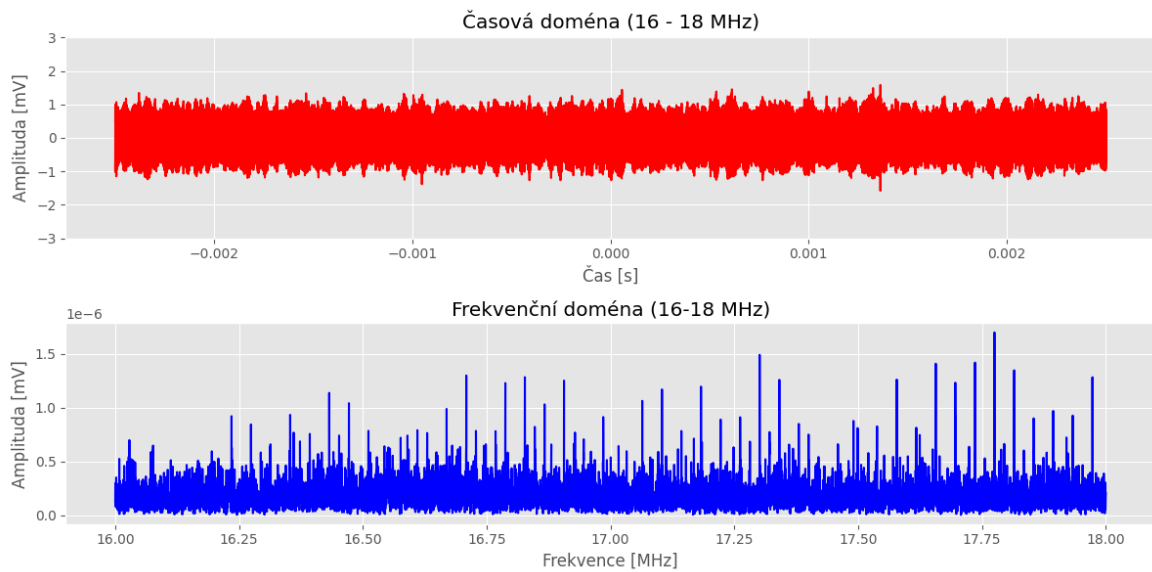
Horizontální (časová) přesnost měřicího zařízení R&S RTO 1024: $\pm 0,0025$ μ s.



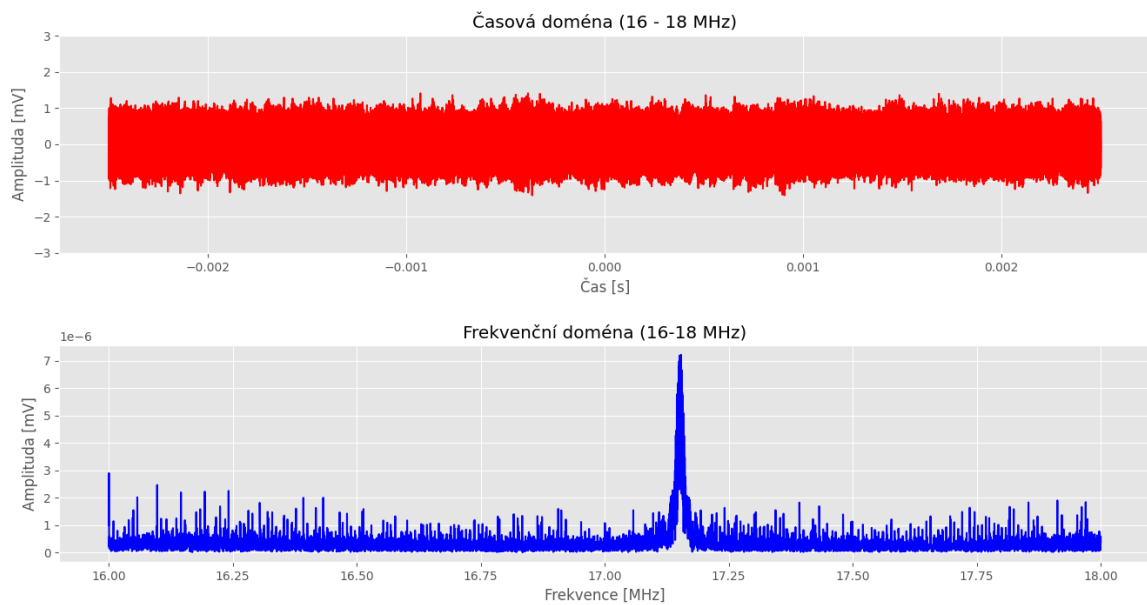
Obrázek 59 Referenční měření, prázdná GTEM cela



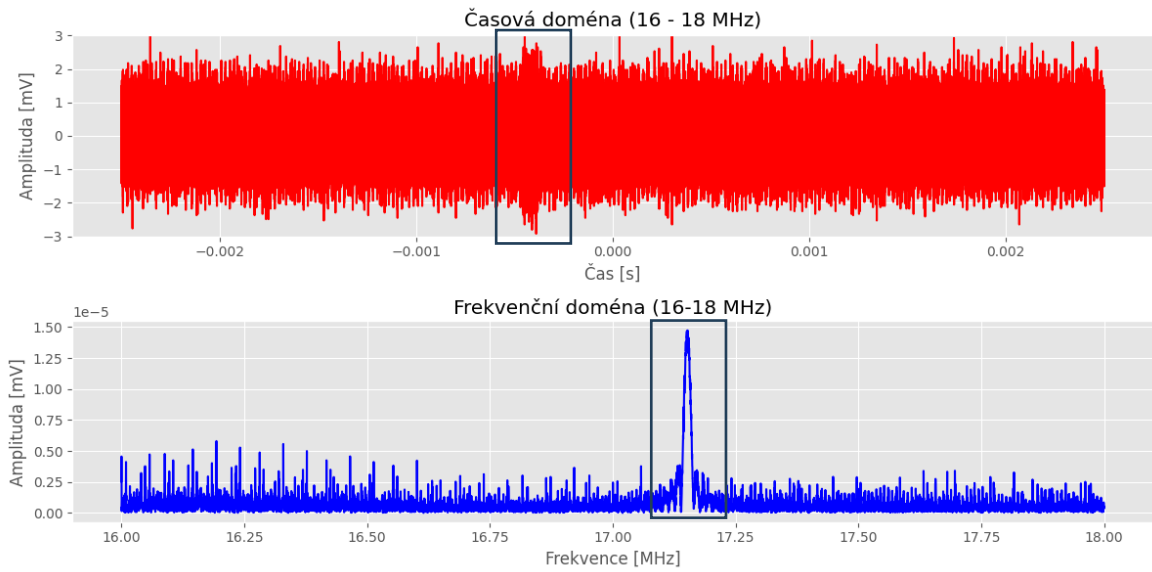
Obrázek 60 Referenční měření MRI uvnitř GTEM cely, bez el. napájení MRI



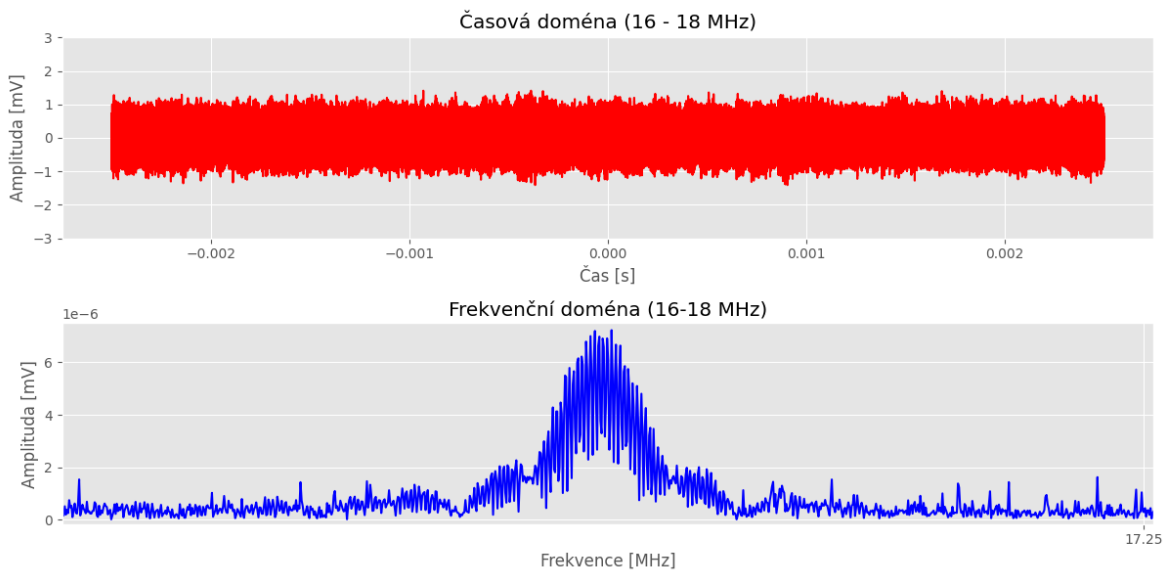
Obrázek 61 Měření MRI uvnitř GTEM cely, napájení zapnuto, bez spuštění měření 3D Spin Echo



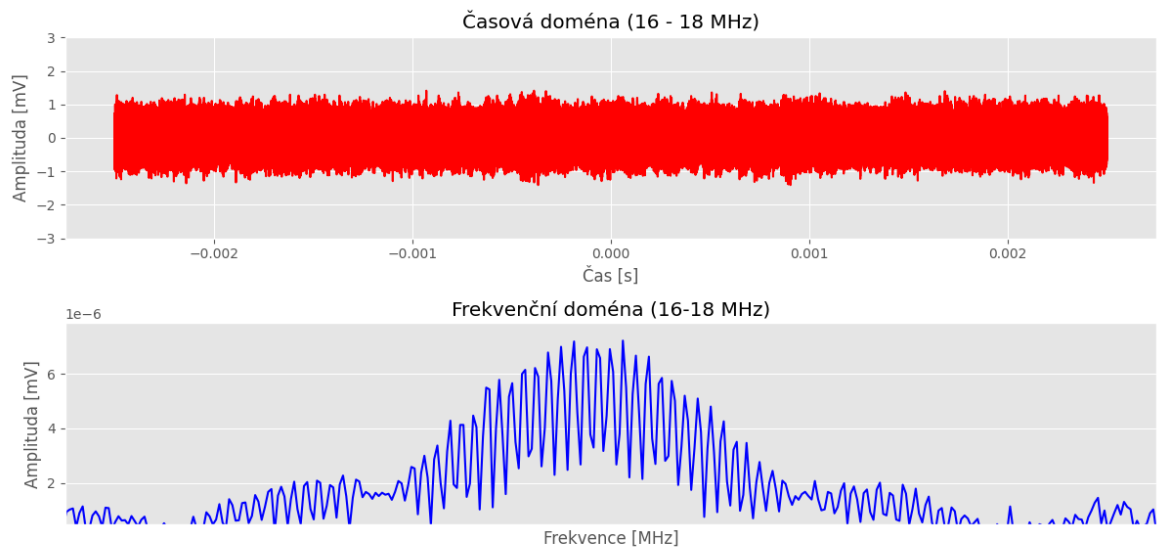
Obrázek 62 Měření MRI uvnitř GTEM cely, spuštěno měření 3D Spin Echo



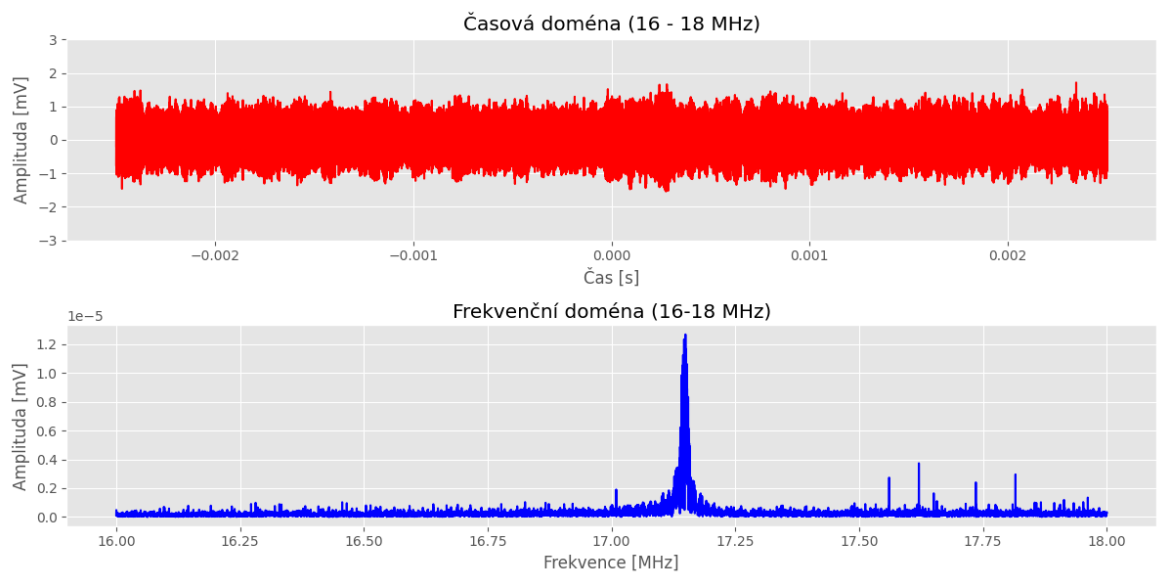
Obrázek 63 Měření MRI uvnitř GTEM cely, spuštěno měření 3D Spin Echo, bez průměrování časové domény, zvýraznění píku



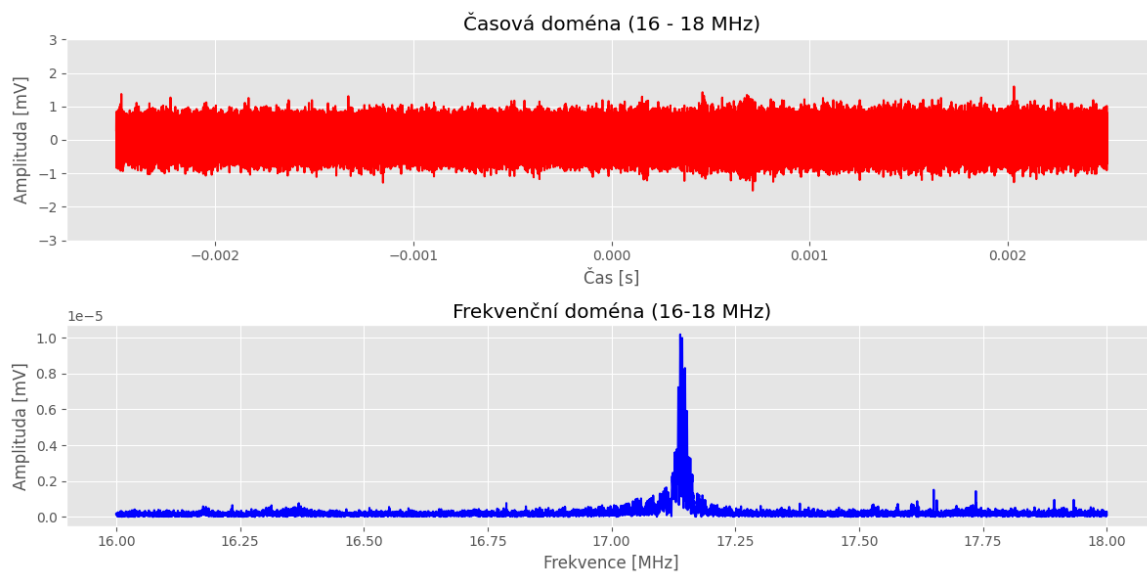
Obrázek 64 Měření MRI uvnitř GTEM cely, spuštěno měření 3D Spin Echo, pík v 17,15 MHz s amplitudou 7,16 mV



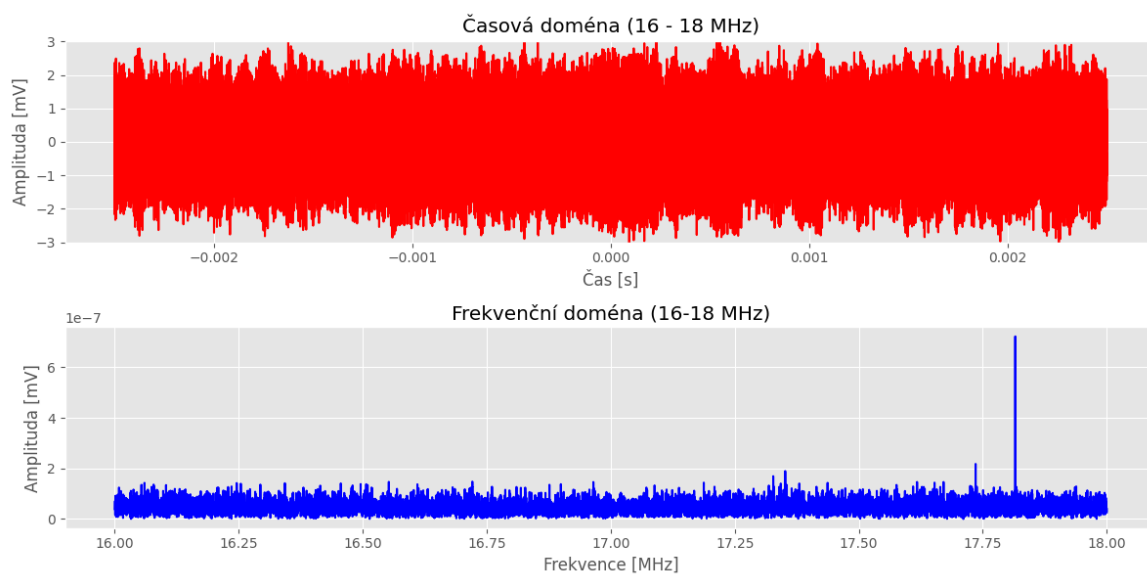
Obrázek 65 Měření MRI uvnitř GTEM cely, spuštěno 3D Spin Echo, detailní pohled na pík 17,15 MHz



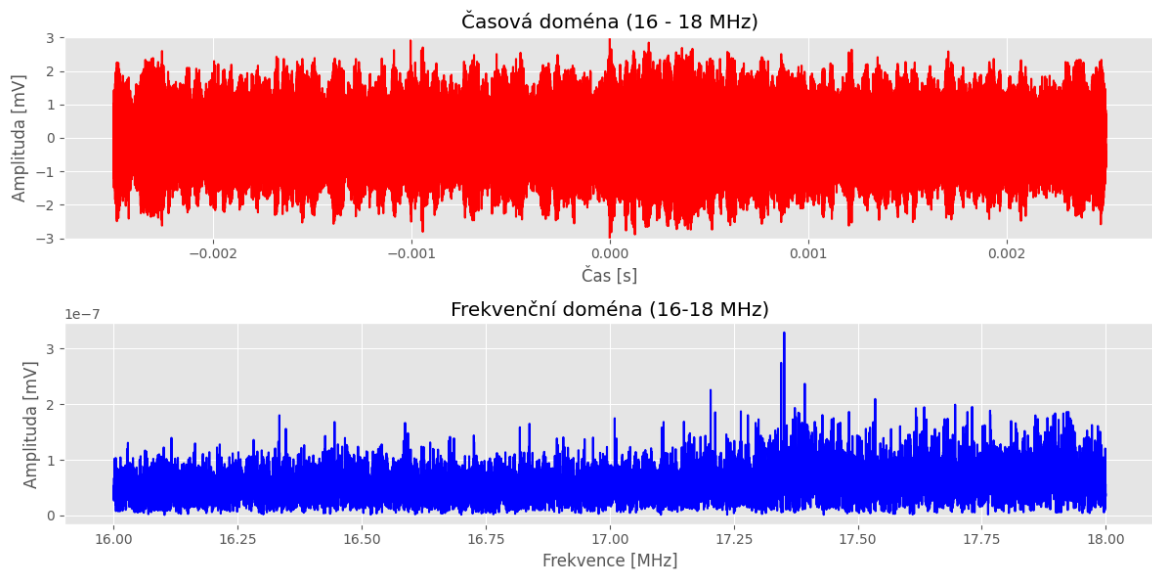
Obrázek 66 Měření MRI uvnitř GTEM cely, spuštěno 3D Spin Echo, využití 5 m USB prodlužovače



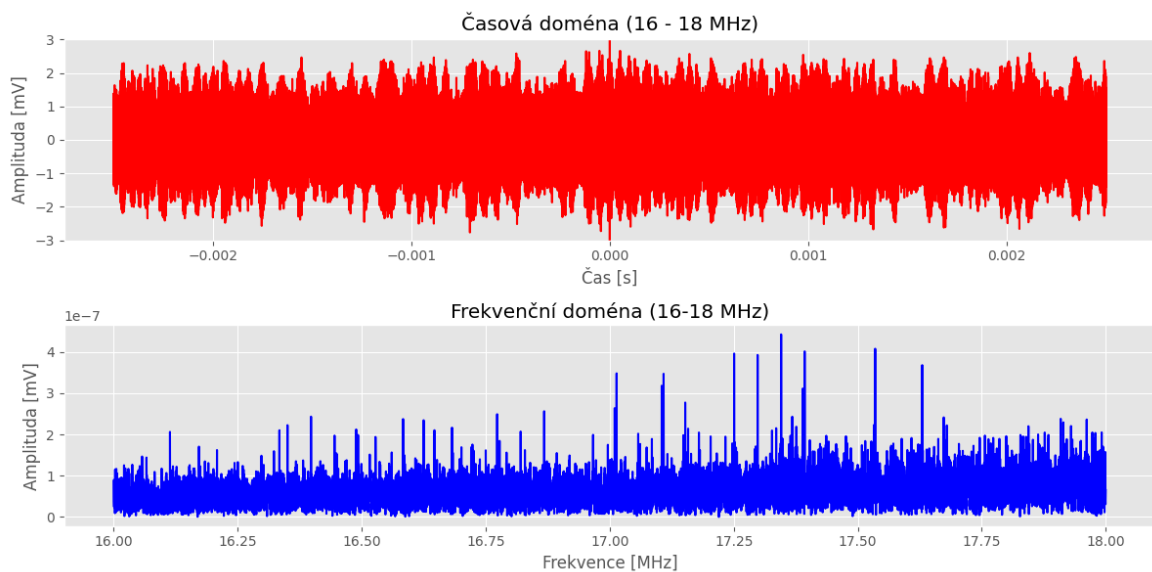
Obrázek 67 Měření MRI uvnitř GTEM cely, spuštěno 3D Spin Echo, propojení MRI a počítače pomocí stíněného USB kabelu



Obrázek 68 Referenční měření AUX jednotky uvnitř GTEM cely, bez el. napájení



Obrázek 69 Měření AUX jednotky uvnitř GTEM cely, napájení zapnuto, bez měření 3D spin Echo



Obrázek 70 Měření AUX jednotky uvnitř GTEM cely, napájení zapnuto, spuštěno měření 3D Spin Echo

6.3 Shrnutí výsledků měření časové domény

Primárním cílem měření bylo ověřit, zda MRI opravdu operuje na frekvenci 17,16 MHz. Referenční měření (Obrázek 59 a Obrázek 60) neprokázalo žádnou významnou aktivitu ve frekvenčním rozsahu 16-18 MHz. Referenční měření slouží jako ověření, že frekvenční rozsah 16 – 18 MHz není rušen jiným zařízením. Při měření se spuštěným měřením 3D Spin Echo byl detekován výrazný pík na frekvenci 17,16 MHz s amplitudou 7,16 mV. Tímto

měřením bylo potvrzeno správné fungování zařízení MRI PHYWE v předepsaném frekvenčním rozsahu 17,16 MHz. Použití různých typů USB kabelů (stíněný, prodlužovací) nemělo žádný významný vliv na měřené frekvence, na rozdíl od měření při frekvenční doméně, kde bylo rušení z USB portu přímo přenášeno na MRI pomocí ethernet kabelu. Na jednotce AUX uvnitř GTEM cely se spuštěným měřením 3D Spin Echo (obrázek 69 a 70) je možno rozlišit mezi spuštěným a nespouštěným měřením. Při spuštěném měření lze pozorovat více píků ve frekvenčním rozsahu od 16 MHz do 18 MHz. Rušení během měření 3D Spin Echo pravděpodobně pochází z vnitřního šumu zařízení, které vzniká při aktivním měření MRI kvůli vyšším proudovým nárokům.

7 SIMULACE V CST STUDIO SUITE

CST Studio Suite je pokročilý software, sloužící pro simulaci EM polí. Program je primárně využíván při navrhování a následném testování antén, mikrovlnných zařízení, EMC, optoelektroniky a dalších fyzikálních problémů. Výhodami jsou rozsáhlé možnosti a vysoká přesnost simulací. Za účelem vizualizace EM polí byl vytvořen 3D model zařízení MRI PHYWE, na kterém probíhaly simulace E-polí a H-polí. 3D model zařízení MRI PHYWE není ideální replikou skutečného zařízení. Důvodem je nedostatek podkladů od výrobce a skutečnost nemožnosti rozložení zařízení za účelem průzkumu vnitřní struktury. Simulace byla založena na metodě black-box, což znamená, že byly známy očekávané vstupy a výstupy, avšak vnitřní procesy zařízení MRI PHYWE nebyly známy. Na základě získaných poznatků nabytých během měření byly vytvořeny dva 3D modely – jeden pro experimenty s nízkými frekvencemi a druhý pro experimenty s vysokými frekvencemi.

Informace o počítači, na kterém byly simulace prováděny:

Procesor (CPU): Intel Core i5 – 11300H

Paměť RAM: 16 GB

Grafický procesor (GPU): NVidia GeForce RTX 3050 Ti Laptop

Nastavení simulací:

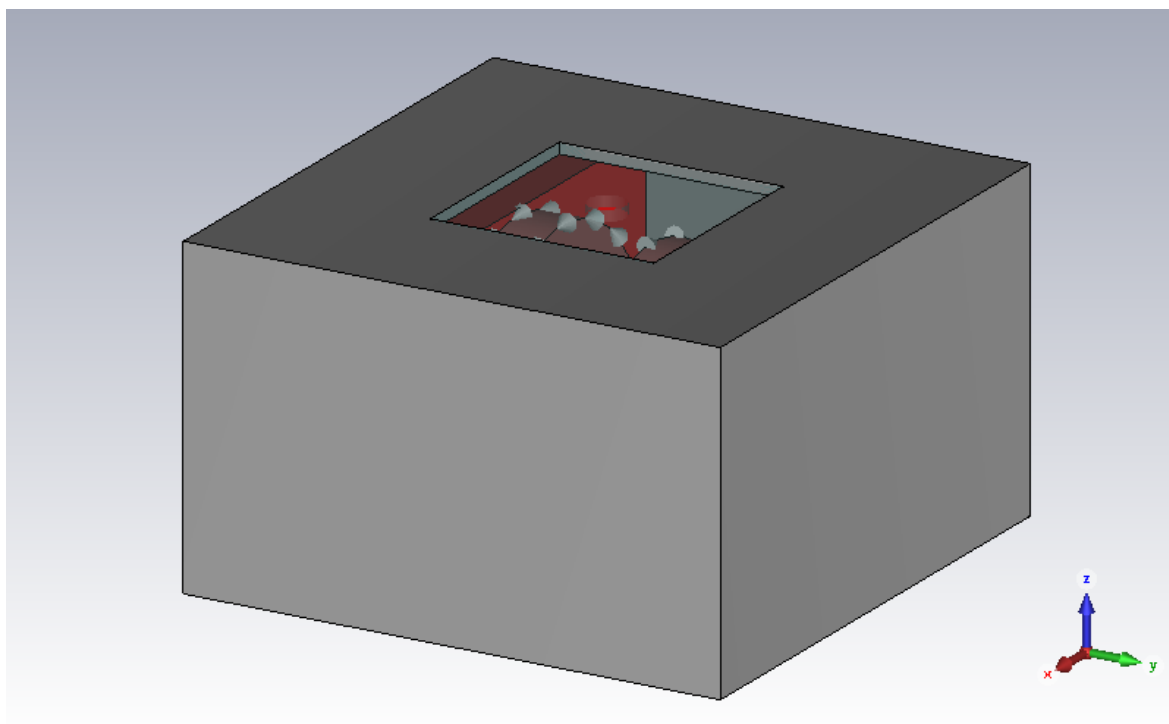
Počet síťových buněk (meshcells) při vysokofrekvenčním měření: 170 640

Počet čtyřstěnů (tetrahedrons) při nízkofrekvenčním měření: 241 114

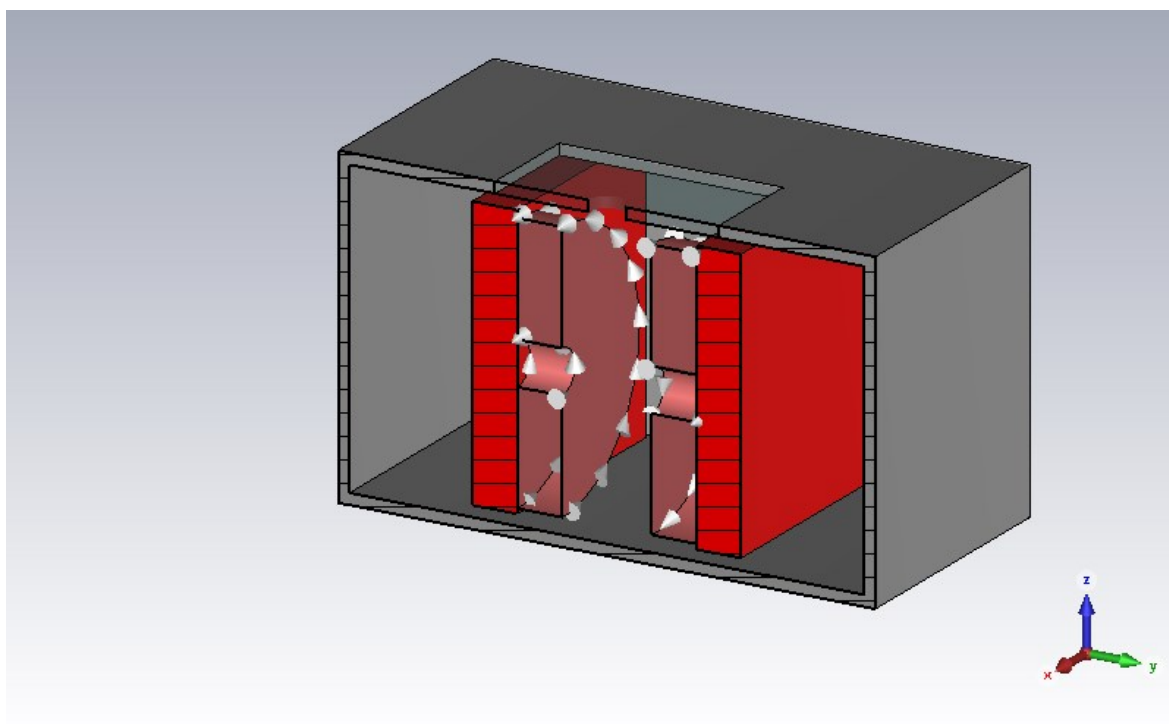
Řešič (solver) při vysokofrekvenčním měření: Řešič časové domény (Time domain solver)

Řešič (solver) při nízkofrekvenčním měření: Magnetostatický řešič (Magnetostatic solver)

Simulace probíhaly z hlediska nízkých a vysokých frekvencí. Jednotlivé snímky vizualizují E pole a H pole s různými vloženými vzorky. Pohled je čelní, s řezem v polovině zařízení.

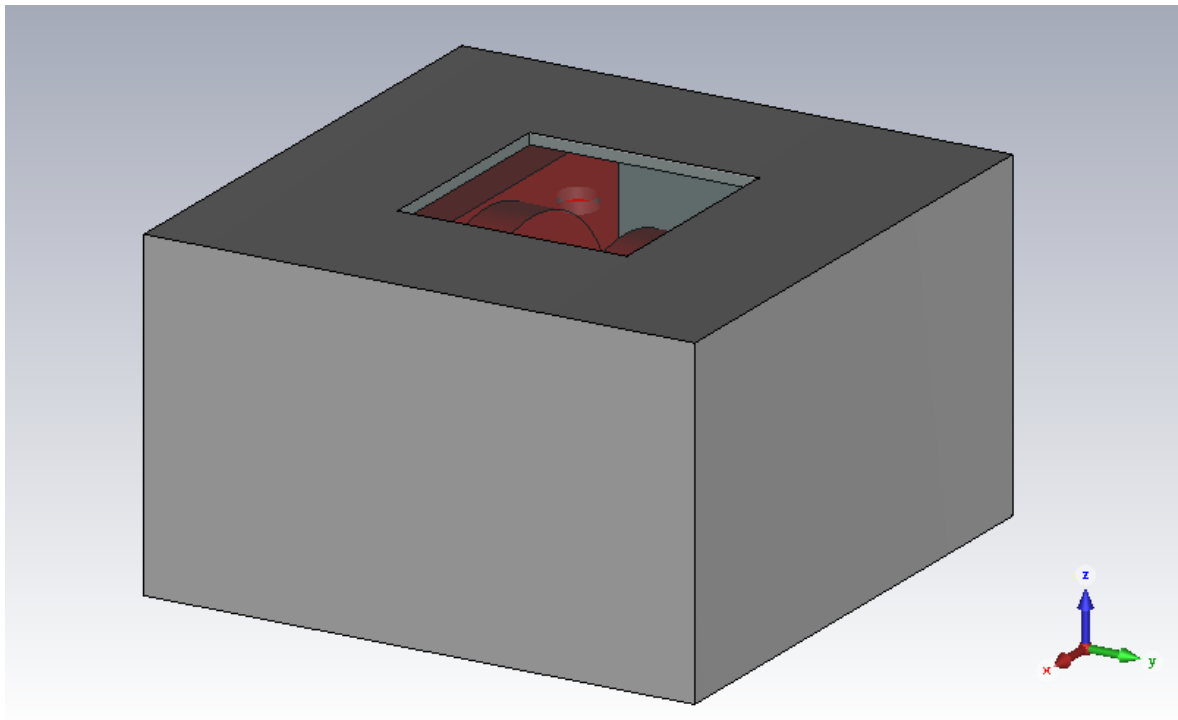


Obrázek 71 Perspektivní pohled na nízkofrekvenční model MRI

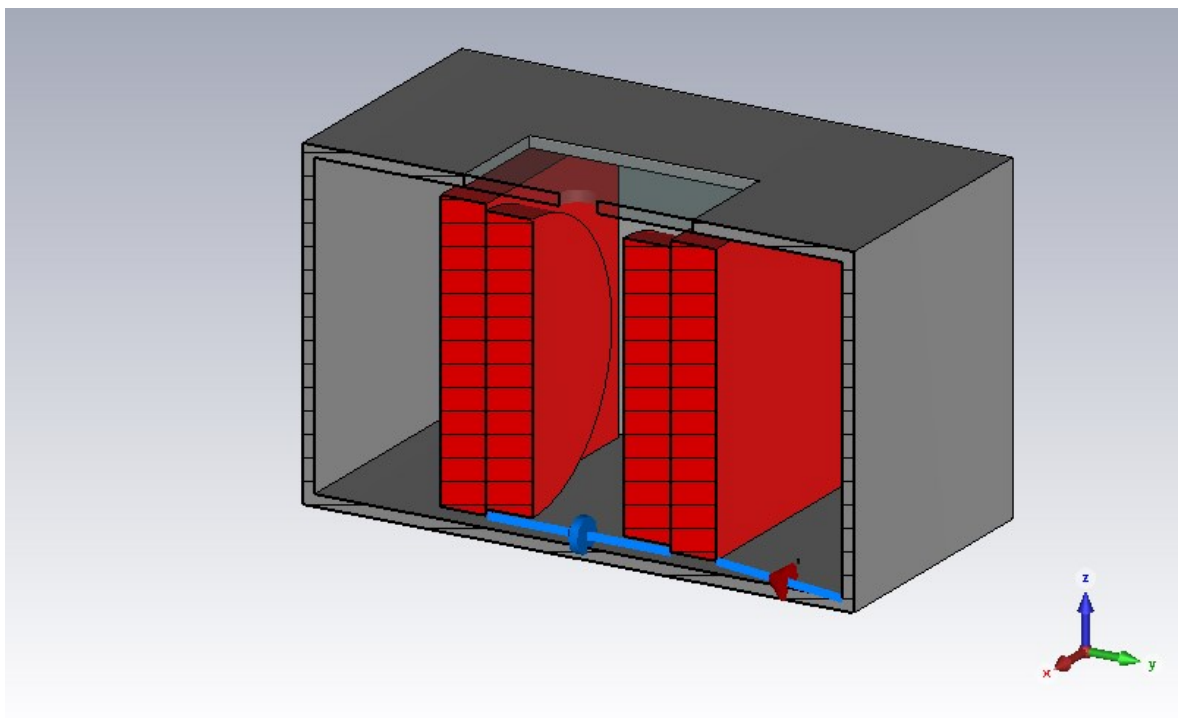


Obrázek 72 Řez perspektivního pohledu na nízkofrekvenční model MRI

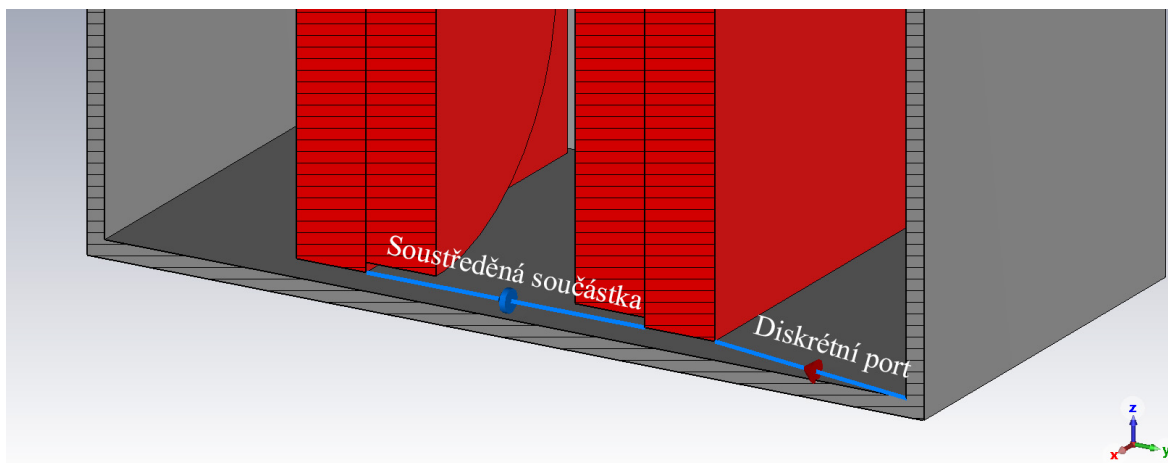
Obrázek 72 ilustruje polohu dvou cívek, které jsou orientovány přímo proti sobě. Směr jejich vlnění je vůči sobě invertován.



Obrázek 73 Perspektivní pohled na vysokofrekvenční model MRI

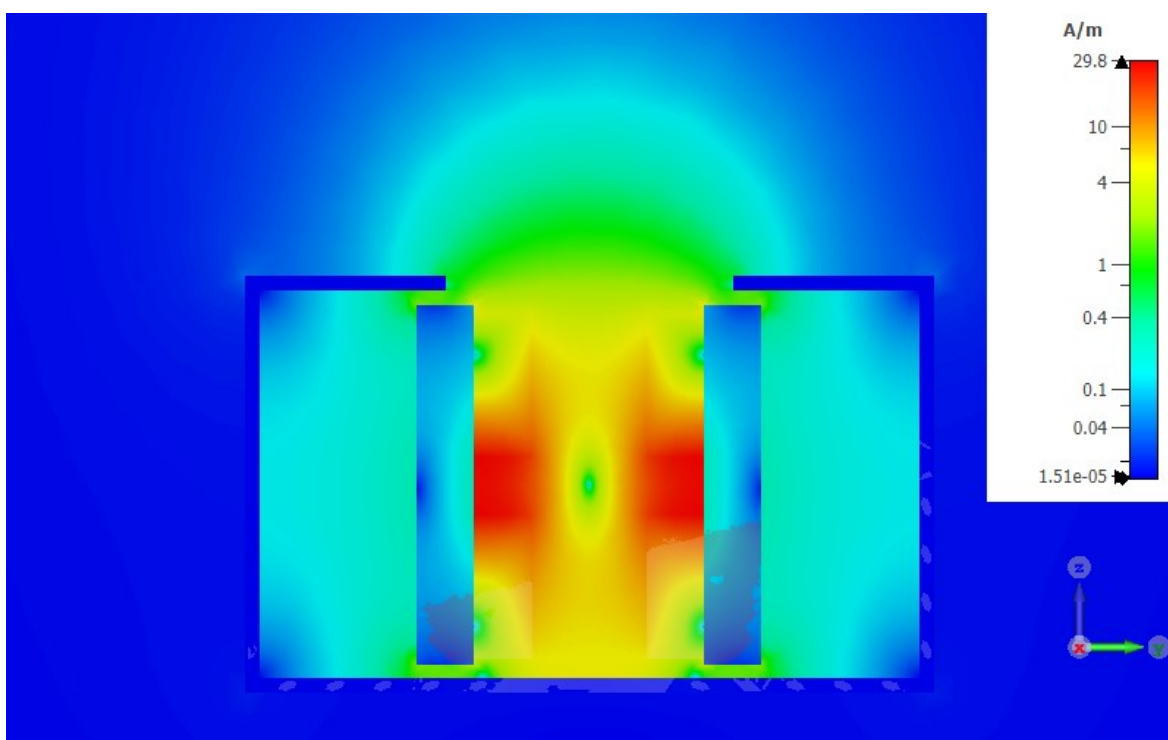


Obrázek 74 Řez perspektivního pohledu na vysokofrekvenční model MRI

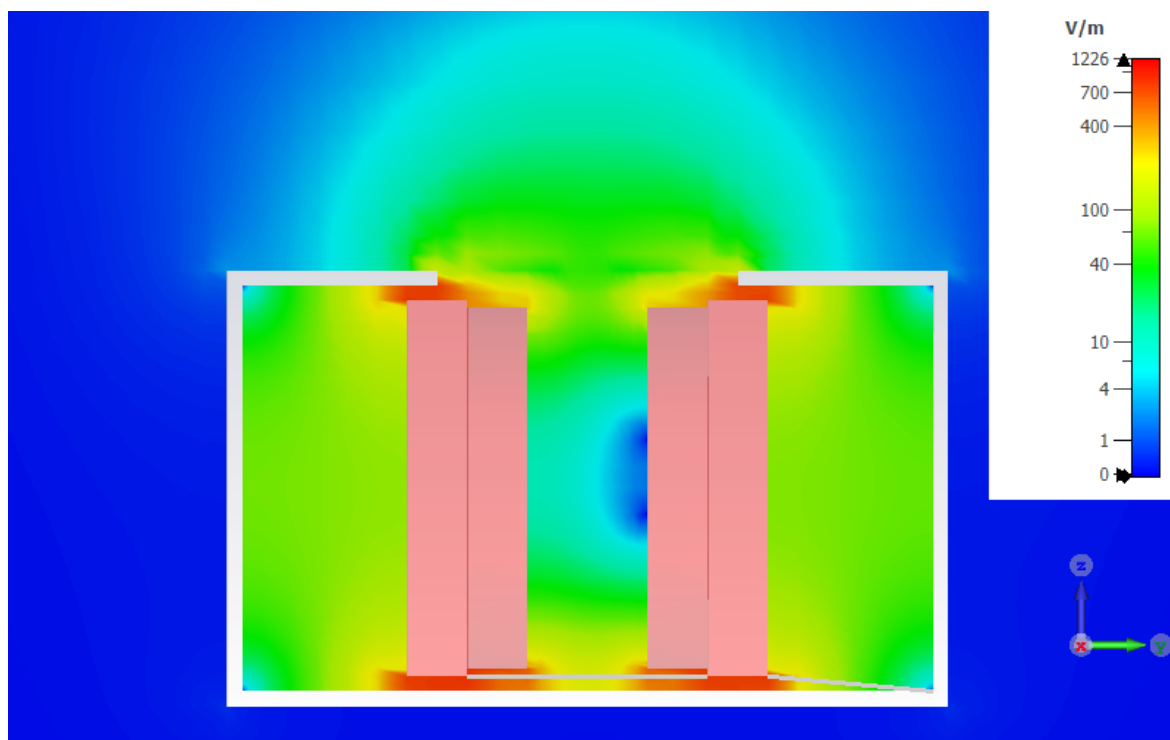


Obrázek 75 Detailní pohled na řez perspektivního pohledu na vysokofrekvenční model MRI

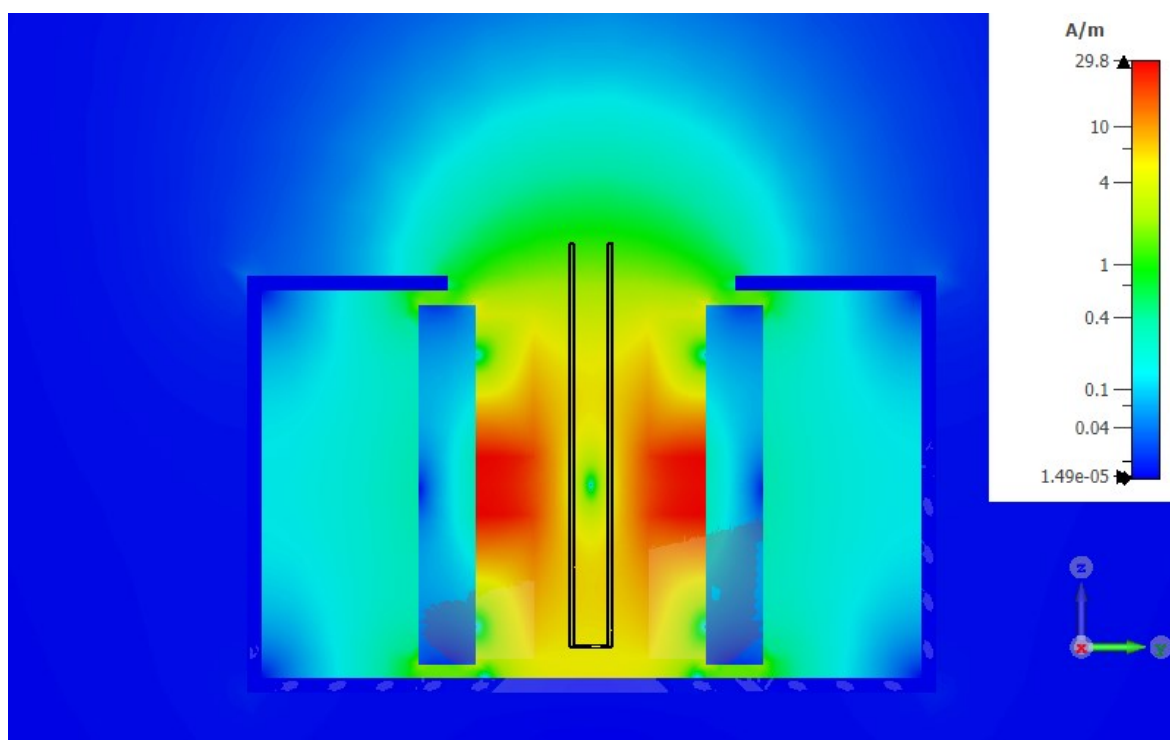
Na Obrázku 74 se nachází diskretní port a tzv. lumped element (soustředěná součástka), která simuluje RLC obvod. Tyto komponenty slouží jak zdroj napájení pro magnety. Obrázek 75 zobrazuje detailní pohled na diskretní port a soustředěnou součástku.



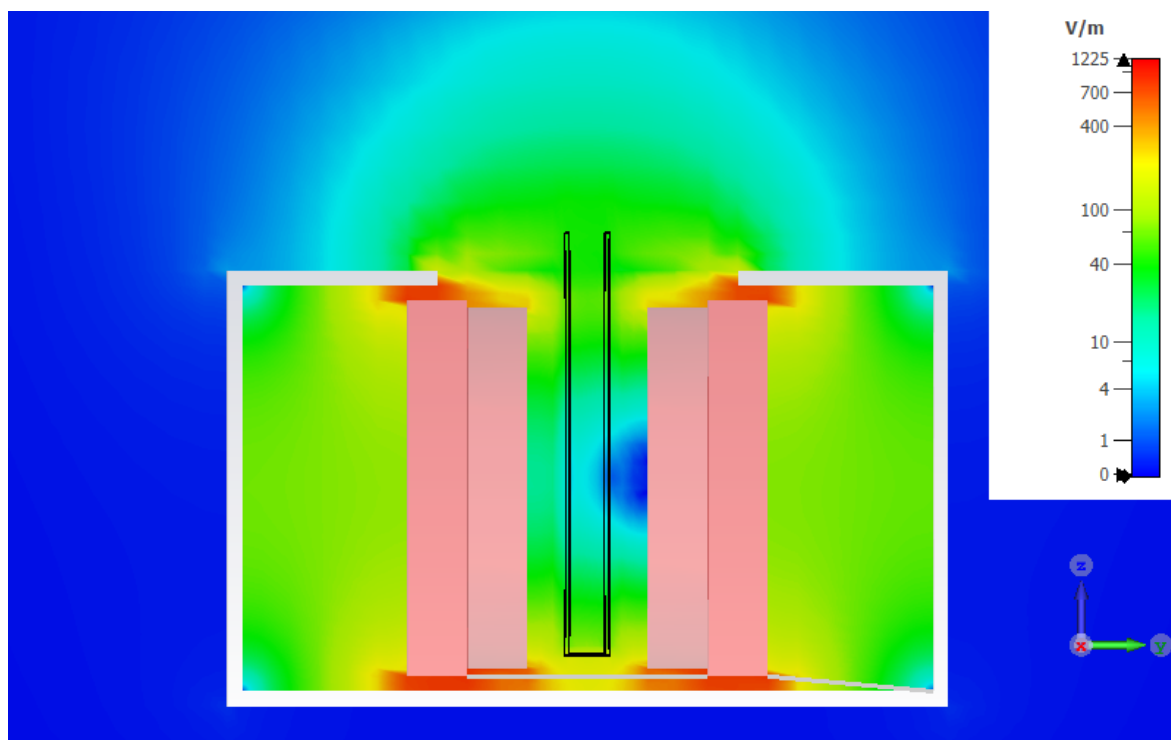
Obrázek 76 H-pole, nízká frekvence, MRI bez vloženého vzorku



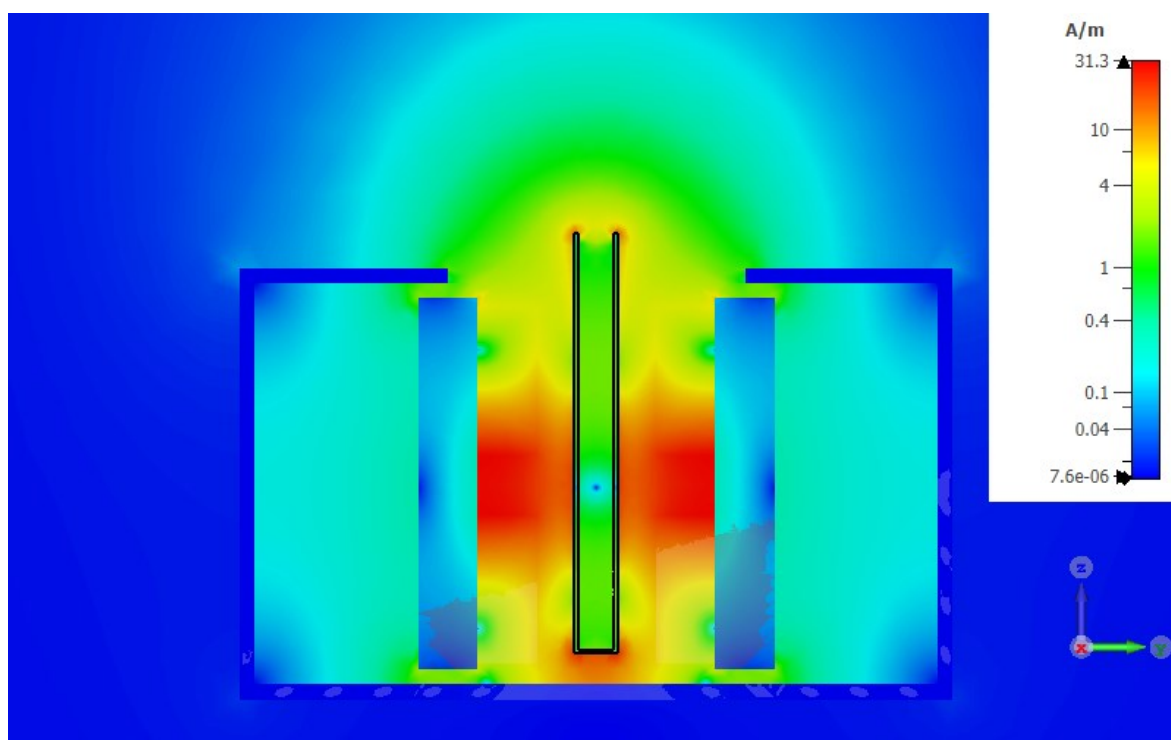
Obrázek 77 E-pole, vysoká frekvence, MRI bez vloženého vzorku



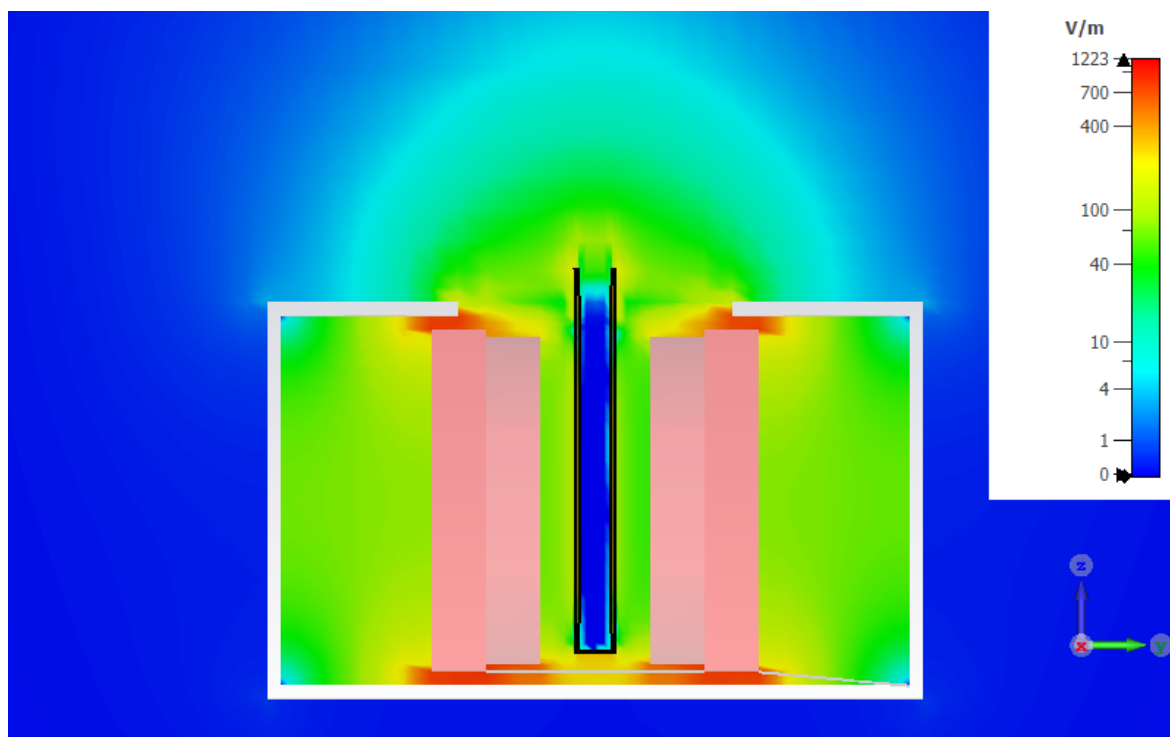
Obrázek 78 H-pole, nízká frekvence, MRI se skleněným vzorkem



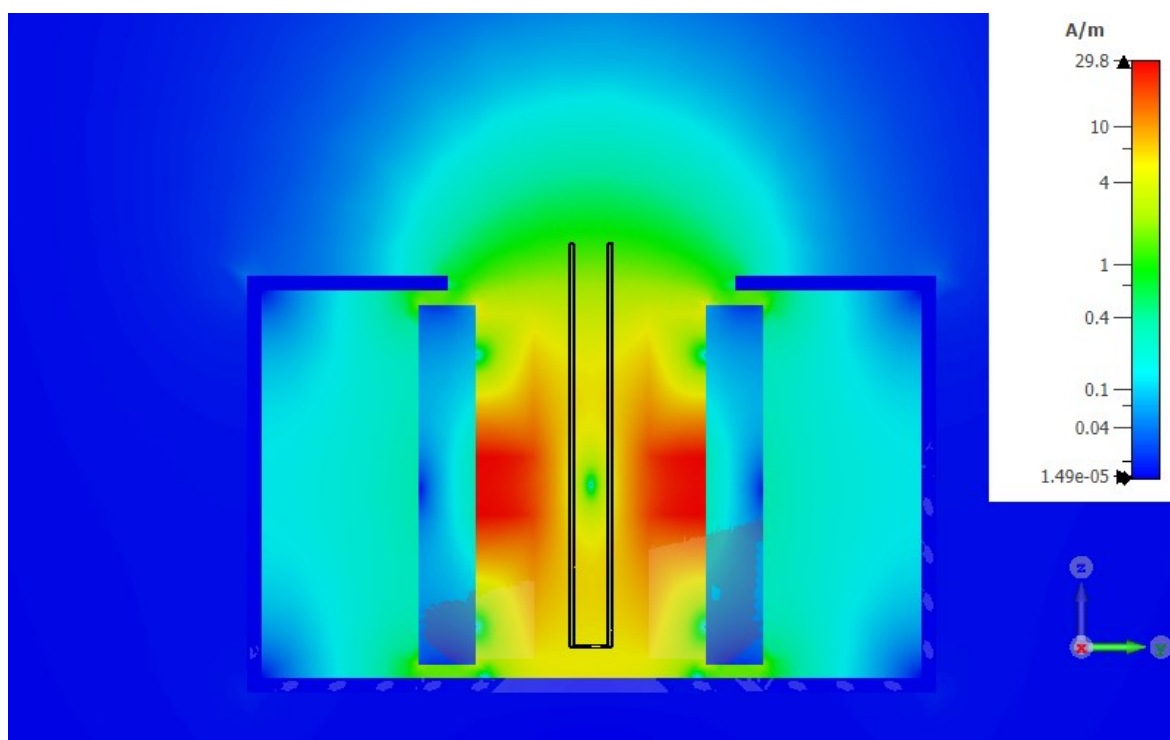
Obrázek 79 E-pole, vysoká frekvence, MRI se skleněným vzorkem



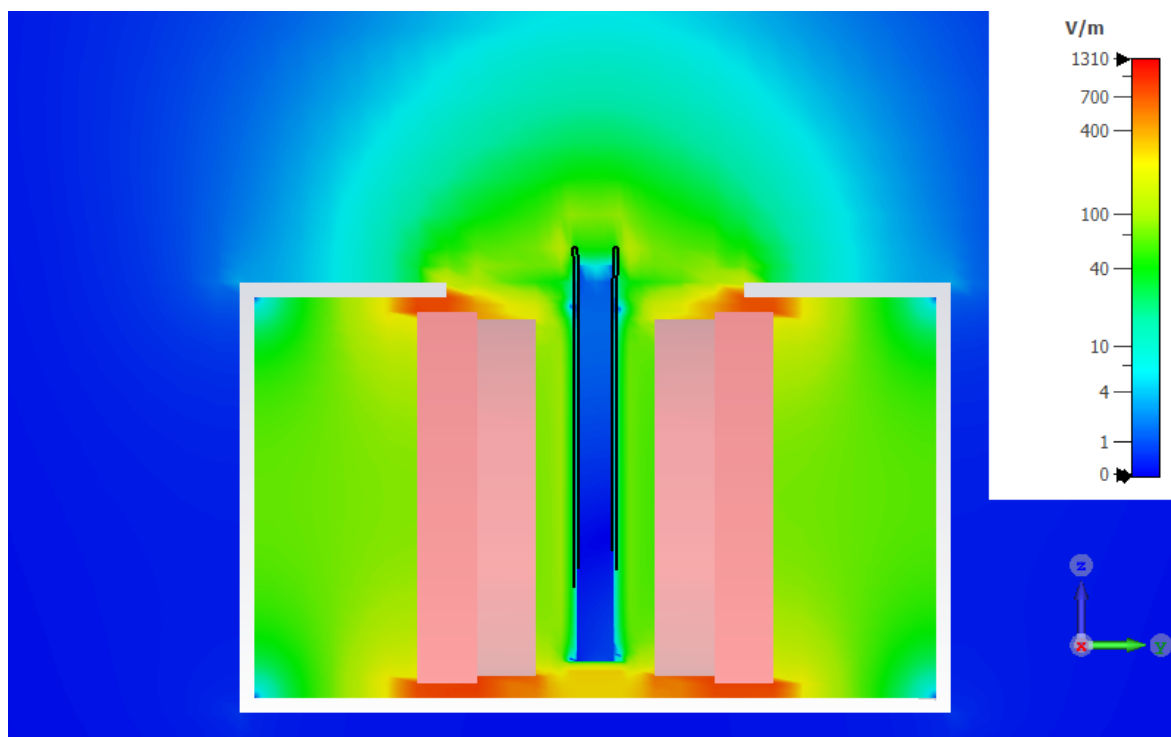
Obrázek 80 H-pole, nízká frekvence, MRI s ocelovým vzorkem



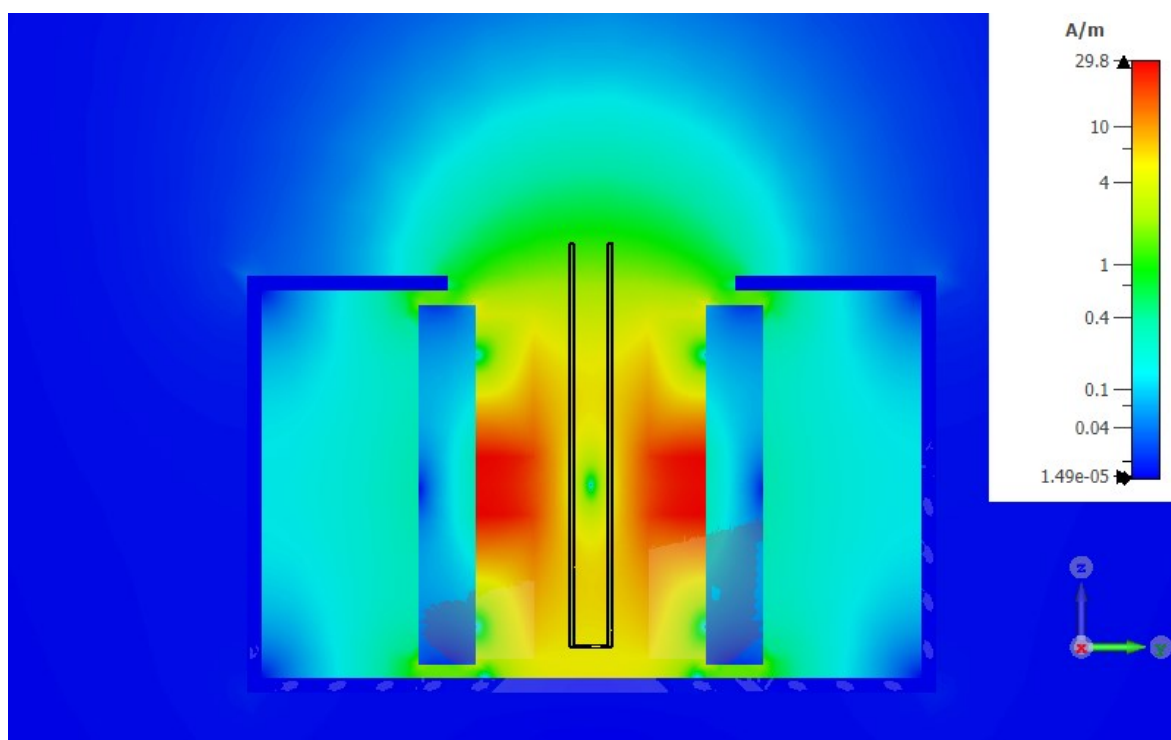
Obrázek 81 E-pole, vysoká frekvence, MRI s ocelovým vzorkem



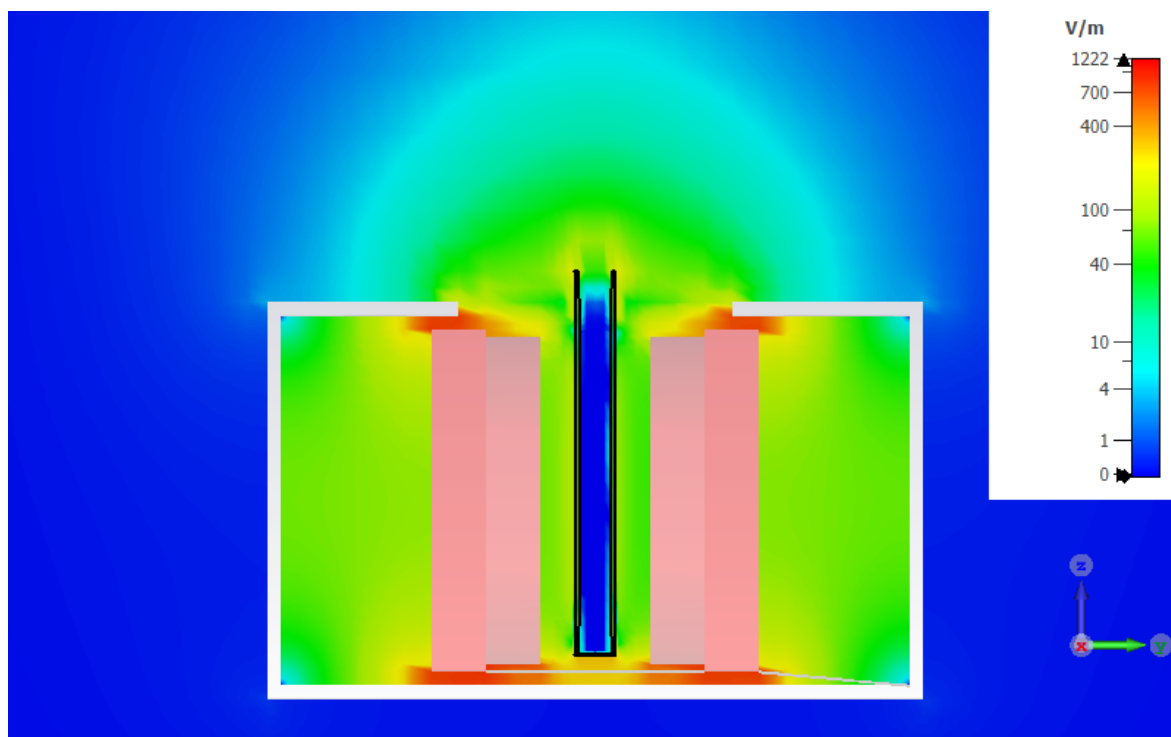
Obrázek 82 H-pole, nízká frekvence, MRI se vzorkem slané vody, salinita 19 g/l



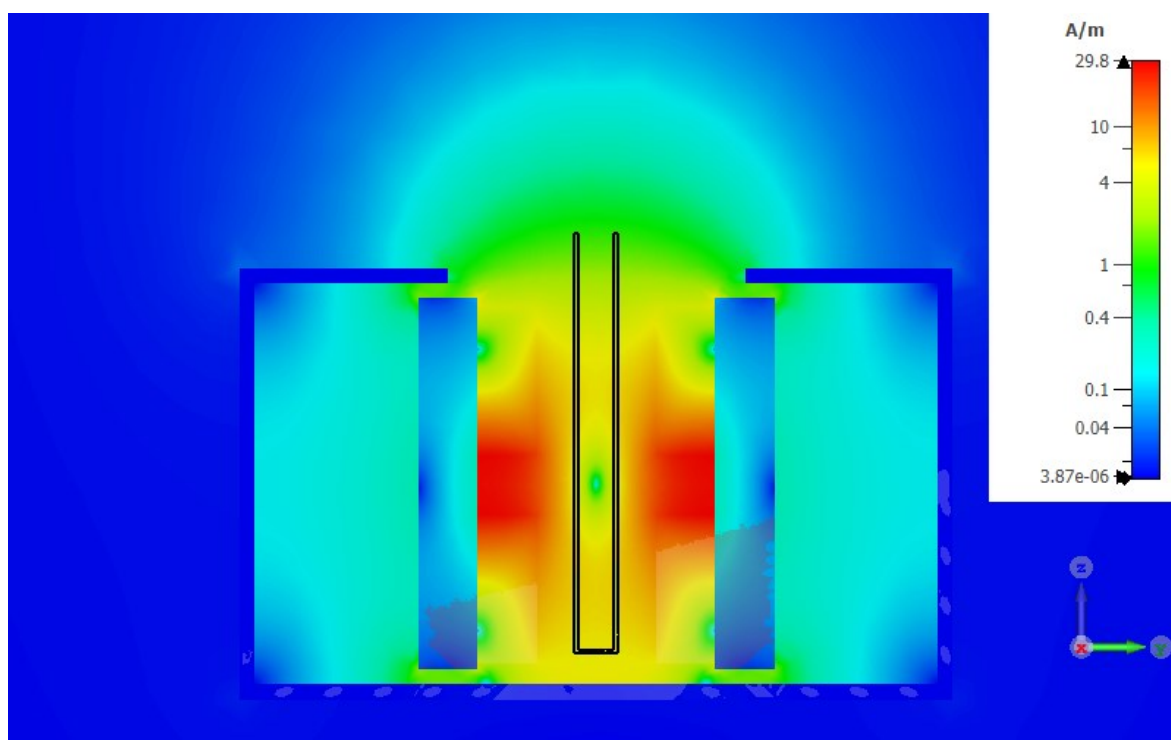
Obrázek 83 E-pole, vysoká frekvence, MRI se vzorkem slané vody, salinita 19 g/l



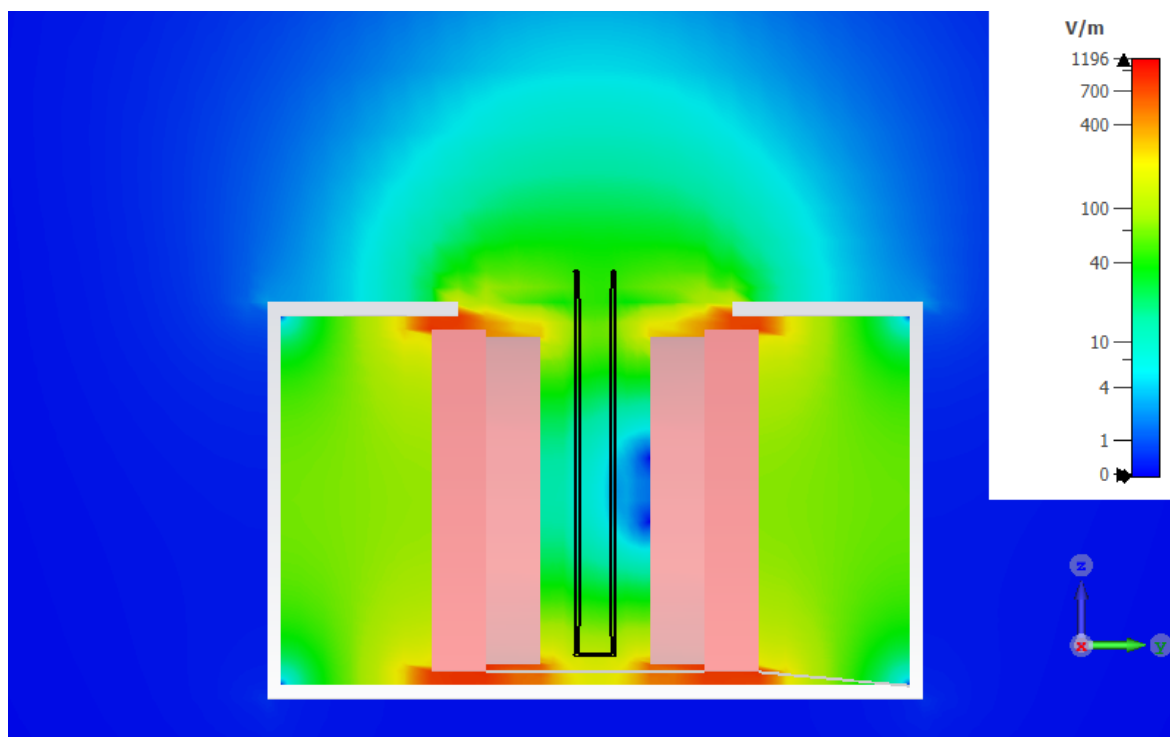
Obrázek 84 H-pole, nízká frekvence, MRI se vzorkem rtuti



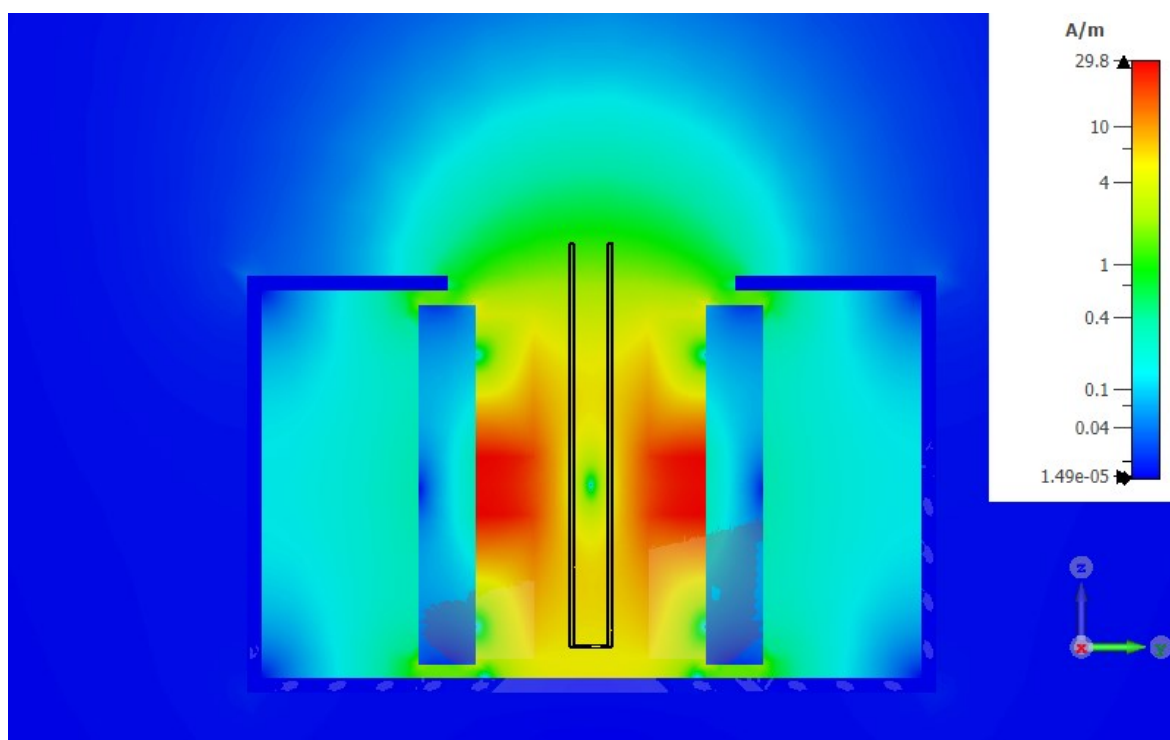
Obrázek 85 E-pole, vysoká frekvence, MRI se vzorkem rtuti



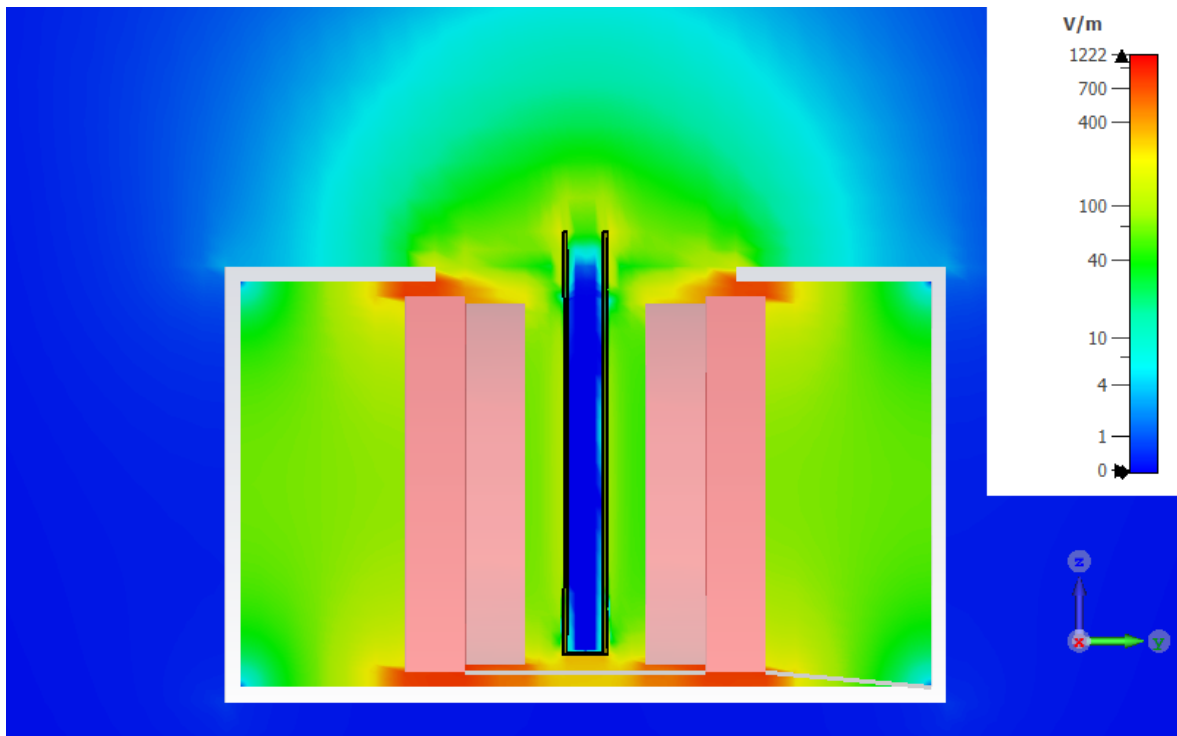
Obrázek 86 H-pole, nízká frekvence, MRI se vzorkem dřeva



Obrázek 87 E-pole, vysoká frekvence, MRI se vzorkem dřeva



Obrázek 88 H-pole, nízká frekvence, MRI se vzorkem stříbra



Obrázek 89 E-pole, vysoká frekvence, MRI se vzorkem stříbra

Na Obrázku 75 - 88 je možné vidět pohled s vizualizací intenzit magnetického a elektrického pole. Jednotlivé vzorky byly voleny z hlediska jejich elektrické vodivosti, kdy velmi špatně vodivé je sklo a dřevo, naopak velmi vodivé je stříbro, rtuť, ocel.

8 POROVNÁNÍ VÝSLEDKŮ EXPERIMENTŮ

Část je věnována porovnání vlastních naměřených výsledků s výsledky očekávanými, které byly prováděny za účelem zjištění vhodného stínění MRI PHYWE.

8.1 Frekvenční doména

8.1.1 Měření v GTEM cele

V první fázi měření bylo zařízení MRI spojeno s jednotkou AUX za pomoci přiložených kabelů BNC a Ethernet. Jednotka AUX byla zároveň propojena s PC přiloženým USB kabelem. Při těchto měřeních bylo zaznamenáno velké EM rušení, které se projevovalo po připojení PC k AUX jednotce za pomoci přiloženého USB kabelu. Po odpojení USB bylo okamžitě zaznamenáno snížení rušení na referenční hodnotu. Za účelem potvrzení, zda zdrojem rušení je USB kabel, byl přiložený USB kabel nahrazen za kabel stíněný. Výsledky po použití stíněného USB kabelu byly stejné, jako s využitím obyčejného (přiloženého) kabelu USB. Zároveň bylo provedeno měření s pomocí 5 metrů dlouhého prodlužovacího nestíněného USB kabelu, který měl, dle očekávání, rušení zvýšit. Rušení bylo stále stejně neměnné. Po identifikaci dalších možných zdrojů rušení, a vyloučení USB kabelu jako zdroje rušení, byl nahrazen přiložený Ethernet kabel za stíněný Ethernet Systemax.

Ethernet kabel v soustavě zařízení MRI PHYWE zastává funkci pro přenos dat mezi MRI a AUX jednotkou. Zároveň slouží jako zdroj napájení. Tento krok vedl k výraznému snížení rušení. Je tedy zřejmé, že Ethernet kabel, který je přiložený k balení MRI, je nedostatečně stíněný.

Výsledky měření 3D Spin Echo však zůstaly neměnné – nahrazení přiloženého Ethernet kabelu za stíněný nemělo zásadní vliv na výsledky. Při spuštění měření 3D Spin Echo na zařízení MRI, byly detekovány píky ve frekvenčním rozsahu od 16 MHz do 18 MHz. Tyto píky byly přítomny neustále, avšak během spuštěného měření 3D Spin Echo byly silnější o přibližně 5 – 10 dBm. Tímto měřením bylo hrubě ověřeno, že elektromagnety v zařízení MRI operují v předepsané frekvenci 17,16 MHz, respektive ve vhodném frekvenčním rozsahu.

8.1.2 Měření pomocí EMxpert

Měření bylo provedeno pomocí zařízení EMxpert, které je primárně určeno pro měření EMI a EMC na deskách plošných spojů. Za účelem zjištění, zda MRI může interferovat se zařízením EMxpert, bylo MRI otočeno vzhůru nohama, tedy vstupem pro vzorky směřujícím na

desku EMxpert. Důvodem pro tuto orientaci byla nižší stínící schopnost vrchního skla zařízení MRI. Zařízení EMxpert nebylo schopno detekovat žádné nežádoucí nebo emitující rušení z MRI ani v režimu spánku, tedy v režimu bez spuštěného měření 3D Spin Echo, ani během aktivního měření 3D Spin Echo. Na základě těchto výsledků bylo upuštěno od dalších experimentů se zařízením EMxpert, z důvodu nedostatečné využitelnosti při hodnocení MRI z hlediska EMC.

8.1.3 Měření pomocí sond pro měření blízkých polí

Pro účely měření byly použity sondy ze sady HZ-11 od společnosti Rohde & Schwarz. Konkrétně se jednalo o smyčkovou sondu „Loop Probe 6 cm,“ která je primárně určena pro detekci H (magnetických) polí. Druhou sondou byla tyčová sonda „Rod Probe 6 mm,“ která je naopak určena pro detekci E (elektrických) polí. Sondy slouží ke komplexní analýze EMI. K zesílení signálu ze sond byl použit předzesilovač HZ-16, taktéž od společnosti Rohde & Schwarz, který se umísťuje mezi sondu ze sady HZ-11 a měřicí přístroj EMI Test Receiver. I přesto, že sonda „Rod Probe 6 mm“ je primárně určena pro měření E pole, byla schopna efektivně identifikovat silné magnetické pole ze zařízení MRI. Tento stav je způsoben neideálními vlastnostmi sondy. Sonda byla schopna zaznamenat intenzitu signálu 16,51 dB μ V na frekvenci 17,11 MHz. Sonda smyčková, „Loop Probe 6 cm,“ zaznamenala v píku intenzitu signálu 32,36 dB μ V na frekvenci 17,11 MHz. Zajímavostí je, že na rozdíl od tyčové smyčky, která byla přímo vložena do prostoru pro vzorky MRI, byla schopna naměřit téměř dvojnásobné hodnoty intenzity signálu při umístění 3 cm nad vstupem pro vzorky.

Tyto rozdílné hodnoty jsou způsobeny dvěma atributy:

1. sonda pro měření E polí je primárně určena právě pro měření elektrická pole – z toho důvodu je také konstrukčně přizpůsobena právě elektrickým polím,
2. rozdílné rezonanční frekvence sond, E sonda s rezonanční frekvencí >2 GHz a H sonda s rezonanční frekvencí 790 MHz.

Frekvence 17,11 MHz neodpovídá předepsané frekvenci zařízení MRI PHYWE, která je 17,16 MHz. Je nutné zohlednit okolnosti, jako je vnější EM rušení nebo fakt, že měření probíhalo ve vzdálenosti 3 cm nad MRI, kde již není magnetické pole tak intenzivní, jako uvnitř zařízení. Výsledky z měření sond byly relevantní a užitečné. Nabídky možnost pro ověření intenzity magnetického pole v okolí MRI.

8.2 Časová doména

Měření z hlediska časové domény byla prováděna za účelem přímého pozorování signálů tak, jak se vyskytují v čase. Časová doména je vhodná pro měření zařízení MRI, vzhledem k jeho velmi krátkým impulsům o časové délce přibližně 100 μ s.

Při měřeních byl frekvenční rozsah zaměřen na frekvenci 16 MHz – 18 MHz, tedy na rozsah, ve kterém operuje zařízení MRI PHYWE (17,16 MHz). Zároveň bylo provedeno referenční měření, které by, v případě přítomnosti nežádoucího rušení v určeném frekvenčním rozsahu, rušení odhalilo. Při spuštěném měření 3D Spin Echo byl zaznamenán vysoký pík na frekvenci 17,16 MHz s amplitudou 7,16 mV. Toto měření potvrdilo, že zařízení MRI PHYWE operuje v předepsané frekvenci 17,16 MHz.

Měření bylo také provedeno s různými typy USB kabelů – konkrétně se stíněným kabelem o délce 2 metry a prodlužovacím kabelem o délce 5 metrů. Využití kabelů nemělo výrazný vliv na naměřené intenzity signálu v porovnání s měřením na frekvenční doméně, kde bylo rušení výrazně patrné. Měření z hlediska časové domény poskytla důležité výsledky a možnost zkoumání signálů MRI z hlediska časové dynamiky. Zároveň bylo ověřeno, že vysoké rušení má vliv na výsledky frekvenční domény, nikoliv však časové domény.

9 ANALÝZA ČLÁNKŮ VĚNOVANÝCH PROBLEMATICE EMC V MRI

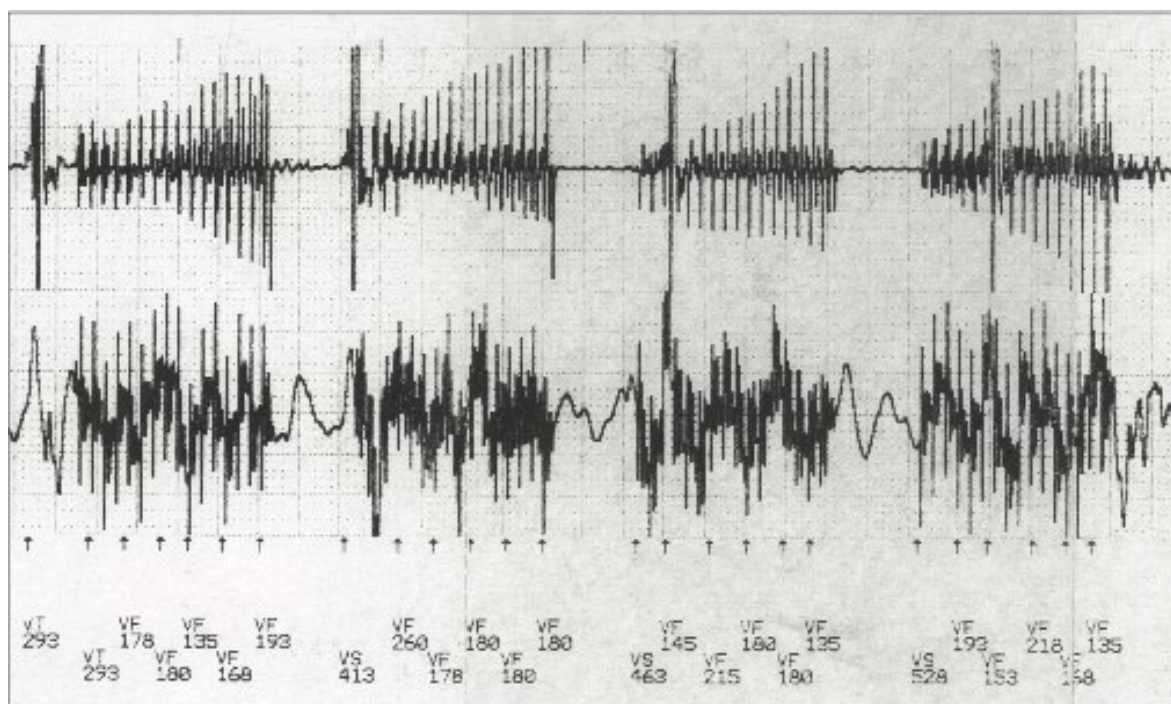
Kapitola je zaměřena na analýzu vědeckých článků se zájmem o problematiku EMC ve spojení s MRI. Cílem je porozumět, jakým způsobem se různí autoři staví k této problematice a jaké výsledky prezentují. Analýza článků umožňuje lépe pochopit současnou problematiku EMC a MRI.

9.1 EMI indukovaná pomocí MRI

Článek, založený na studii 76letého muže s kardioverter-defibrilátorem (ICD), který je užíván při diagnóze srdeční arytmie a jako prevence před srdeční smrtí, se věnuje vzájemné interferenci MRI a ICD. 76letý muž, který podstoupil mozkové měření MRI o síle 1,5 T.

Toto MRI měření bylo nutné za účelem lokalizace mozkového karcinomu, který měl být následně, pomocí Leksellova gama nože, léčen. Magnetické pole MRI přímo interferovalo s elektrokardiogramem ICD. Interference je na snímcích prezentována jako vysoké píky amplitudy (osa y) a shluky vysokofrekvenčních píků. Toto rušení vedlo ke vzniku komorových fibrilací srdečních síní z důvodu nesprávného fungování ICD.

Studie upozorňuje na problémy, které vznikají při provádění vyšetření MRI u pacientů s ICD. Studie zdůrazňuje významnost MRI kompatibilních kardiologických přístrojů a výzkum za účelem zvýšení bezpečnosti pacientů s ICD. [53]



Obrázek 90 Interference MRI na ICD [53]

9.2 Citlivost 1,5 T MRI systémů na EM pole

Norma ČSN EN 60601-1-2 pokládá základy pro EMC a systémů MRI. Dokument se primárně zaměřuje na stanovení emisních limitů pro elektronická zařízení, pomůcky využívané v prostorách MRI za účelem zajištění maximální kvality snímků. Studie se věnuje také vylepšení stínění místností MRI. Mezi tato zařízení patří monitory životních funkcí, implantáty, zdroje napájení pro zařízení určené do prostor MRI. Studie analyzuje rušení z hlediska poměru signálu k šumu (signal-to-noise) snímků MRI. Výzkum EMC probíhá v identifikaci zdrojů šumu z elektrických zařízení, která se nacházejí v prostoru MRI. Předpokladem je, že elektronická zařízení by neměla přispívat k šumu pozadí obrazu bez pacienta o více, než 10 %, tedy -20 dB. Experimenty probíhaly v prostorách MRI a semianechoické komoře. V první fázi měření byl do prostor MRI vložen přesně definovaný EM zdroj rušení, který záměrně interferoval výstupní snímky MRI. Následně byl zdroj rušení změřen v semianechoické komoře, díky čemuž je možné vypočítat maximální hodnoty pro dostatečné stínění. Pro účely měření byly využity magnetické dipólové antény a generátor sinusových vln. Poměr signálu k šumu v rámci snímků z MRI byly vyhodnoceny na základě porovnání amplitudy s rušením pozadí.

Studie dospěla k závěru, že komponenty, které jsou umístěny uvnitř magnetického pole MRI by měly mít emise nižší, než -110 dB μ V/m na vzdálenost 10 metrů. Zařízení, která jsou v prostorech MRI umístěna ve vzdálenosti 3 metry od centra magnetického pole MRI by měla splňovat emise maximálně -65 dB μ V/m na vzdálenost 10 metrů. Požadavky na stínění místností MRI jsou velmi vysoké – podle normy 195 dB při frekvenci 64 MHz a EM poli 3 V/m. Ve skutečnosti se však používají stíněné místnosti, které nabízí stínění až 100 dB. Důvodem této skutečnosti je fakt, že zařízení MRI ve většině případů operují pod elektrickým polem o síle 3 V/m. [34], [54]

9.3 Nukleární magnetická rezonance: nový přístup k EMC

Dokument je věnován aplikacím MRI za účelem zlepšení EMC. MRI nabízí možnosti poskytování stabilní amplitudy a frekvence oscilátorů, čímž lze minimalizovat vzniklé nedokonalosti modulace a převodu frekvencí v elektronických obvodech. Dokument zahrnuje podrobný popis sloužící k návrhu oscilátorů s jejich následným ověřením v rámci experimentů, které zahrnují kapaliny (vodu, glycerin,) na které je působeno jejich rezonančními frekvencemi. Dokumentace vyzdvihuje výhody, mezi které patří možnost lineární frekvenční modulace bez zahrnutí amplitudové modulace. Zároveň je možné dosáhnout úzké frekvenční

šířky, čímž je zajištěna vysoká přesnost pro měření EMC. I přes velký počet výhod jsou techniky kombinace MRI a oscilátorů velmi problémové, jedná se například o limitaci frekvenčního rozsahu MRI, nebo rušení při vkládání předmětů do prostoru MRI. Článek také navrhuje možnosti využití MRI v kombinaci s plasma nebo při optickém zesilování. Je zdůrazněno využití MRI v kvantové fyzice. [55]

9.4 Analýza zbloudilých polí v aktivně stíněném magnetu MRI

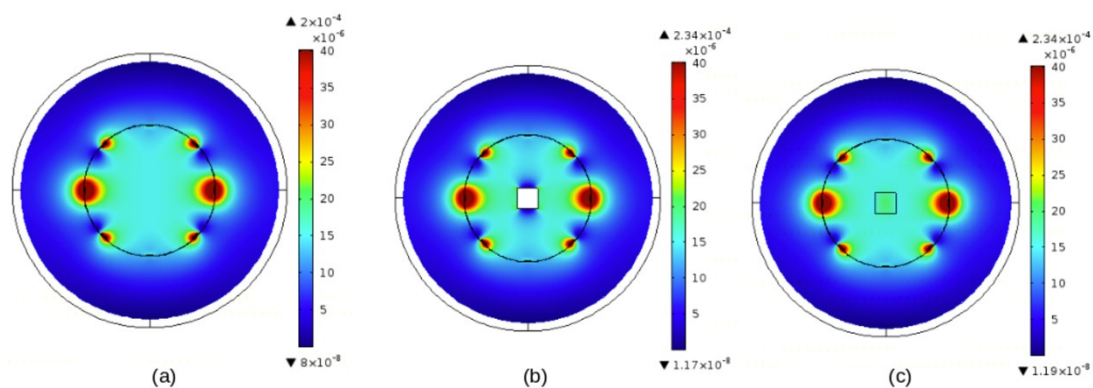
Článek je věnován zbloudilým EM polím, jejímž producentem je magnet MRI. Článek se dále věnuje metodám, jak tyto EM pole udržet v přijatelných, bezpečných mírách. Cílem článku je poukázat na možnost výpočtu a následné minimalizace zbloudilých polí za pomoci stínících cívek. V lékařské praxi se využívají MRI systémy s indukcí 1,5 T, ale také systémy s indukcí 3 T. S vyšší indukcí se pojí výhody jako: rychlejší tvorba snímků, přesnější a ostřejší snímky. Nevýhodami je vyšší poměr signálu k šumu a téměř 50% nárůst zbloudilých magnetických polí. Pro výpočet magnetického pole MRI a jeho magnetů s osově symetrickou orientací aplikuje studie dvě možnosti výpočtu: [56]

- polynomální rozvoj:
 - magnetické pole je vypočítáno pomocí rozvíjejícího pole v řadě Legendreových polynomů. [56]
- přímou integraci:
 - magnetické pole je vypočítáno pomocí Biotova-Savartova zákona, který zahrnuje objemové integrály v axiálních, radiálních a obvodových směrech. Za účelem zjednodušení analýzy je cívka transformována do osově souměrného kroužku, který je umístěn uprostřed cívky. Výsledky jsou následně zpracovávány ve formě cylindrických souřadnic. [56]

Dokument se dále věnuje analýze zbloudilého pole a jeho aktivnímu stínění. Zmíněn je také velký vliv polohy stínící cívky, která výrazně ovlivňuje zbloudilé pole. Jedná se o podrobnou analýzu zbloudilých polí u aktivně stíněných MRI magnetů. Dokument poskytuje metody pro výpočet a minimalizaci zbloudilých polí. Dokument navíc nabízí praktické návrhy pro umístění stínících cívek k efektivnímu stínění MRI magnetu, čímž je zabezpečena bezpečná a efektivní operace MRI zařízení. [56]

9.5 Posouzení EMC zdravotnických prostředků v blízkosti lidského těla

Článek je zaměřen na analýzu rušení, které vzniká působením medicínských zařízení operujícím v blízkosti lidského těla. Článek je dále věnován metodám MRI, kompatibilitě zařízení s MRI, artefaktům obrazu, materiálům kompatibilním s MRI a kontrolu EMC. Část zobrazovací metodologie je věnována různým zobrazovacím technikám, porovnává jejich fungování, komfortnost a bezpečnost pro pacienta. Část je věnována technikám rentgenova záření, MRI, ultrazvuku a radioaktivní léčbě (gamma záření.) MRI je zdůrazněno jako neionizující metoda zobrazování, čímž je považováno za velmi bezpečné jak pro pacienta, tak pro personál MRI. Kompatibilita MRI je velmi citlivá na šum z vnějších EM polí. Z tohoto důvodu je nutné, aby v blízkosti MRI nebylo přítomno rušivé EM pole. V prostředí MRI je také kladen důraz na nemagnetické a nevodivé prostředí – využití elektrostatických podlah, využití nekovových stolů. Artefakty neboli nežádoucí zkreslení obrazu je v nevhodně stíněném prostředí MRI přítomno na výsledných snímcích skenování. Zkreslení obrazu může být také přítomné při MRI skenu mozku, kde mohou vznikat zkreslení v rozdílných tkáních – měkká tkáň a otvory v mozkové kůře. Za zhoršení kvality snímků odpovídají také kovové protézy. [57]



Obrázek 91 Vizualizace magnetického pole uvnitř MRI tunelu, (a) referenční snímek, (b) hliníkový vodič, (c) olovo-zirkonát-titanát (PZT) [57]

Studie v závěru upozorňuje na důležitost správného fungování medicínských zařízení v blízkosti živé tkáně a na sledování EM polí v prostorách MRI. Doporučuje využívání MRI kompatibilních materiálů. Studie zároveň doporučuje využívání virtuálních modelů MRI při testování EMC. [57]

ZÁVĚR

Bakalářská práce se zabývá analýzou EMC v prostředí MRI. V teoretické části jsou popsány základní principy fungování MRI, její medicínské využití a rizika spojená s užíváním. Teoretická část je také zaměřena na EMC, základní principy, druhy EM polí a rizika s nimi spojená. Práce zahrnuje základní legislativní rámec.

Praktická část je primárně zaměřena na zařízení MRI od společnosti PHYWE, které bylo podrobena mnoha různým experimentům. Měření probíhala ve dvou fázích – z hlediska frekvenční složky a hlediska časové složky. Měření frekvenční složky byla realizována pomocí GTEM cely, zařízení EMxpert ve stíněné komoře, a s pomocí sond pro měření blízkých elektrických a magnetických polí. Měření frekvenční složky v GTEM cele bylo primárně zaměřeno na schopnost detekovat, zda je zařízení MRI PHYWE spuštěno, či vypnuto. Během měření bylo zjištěno rušení, které se aktivně projevovalo při připojení USB kabelu k počítači. Toto rušení bylo následně lokalizováno – nosičem rušení byl ethernet kabel, sloužící pro přenos dat a napájení samostatné jednotky MRI z jednotky AUX. Rušení bylo eliminováno za použití stíněné kroucené dvojlinky. Časová složka byla měření pomocí GTEM cely a osciloskopu, přičemž výsledné soubory ve formátu CSV bylo nutné zpracovat na frekvenční analýzu za pomoci Fourierovy transformace a kódu Python. Měření z hlediska časové složky bylo zaměřeno na ověření, zda MRI PHYWE operuje ve svém předepsaném frekvenčním rozsahu 17,16 MHz. Po provedení frekvenční analýzy bylo ověřeno, že zařízení opravdu operuje ve své vyhrazené frekvenci. Další část praktické části se věnovala simulacím v CST Studio Suite. Byly vytvořeny dva 3D modely zařízení MRI PHYWE, jednalo se o model nízkofrekvenční a model vysokofrekvenční. Simulace byly prováděny s různými vzorky uvnitř MRI a sloužily k vizuálnímu zobrazení elektrických a magnetických polí a jejich interference s různými materiály. Materiály vzorků byly voleny od nejméně vodivých (dřevo, sklo) po nejvíce vodivé (ocel, rtuť, stříbro). Simulovaná měření probíhala formou black-boxu, tedy situace, kdy byly známy očekávané vstupy a výstupy, avšak procesy odehrávající se uvnitř zařízení nebyly známy z důvodu nemožnosti zařízení rozložit na jednotlivé komponenty. Přímým porovnáním měření frekvenční složky a časové složky bylo zjištěno, že ačkoliv jsou impulzy MRI při měření 3D Spin Echo dlouhé 200 μ s, jejich časté opakování umožňuje identifikaci i s pomocí frekvenční analýzy. Měření pomocí sond pro blízká pole bylo obzvláště zajímavé vzhledem k zjištění, že sonda, určená pro měření elektrického pole, byla schopna detekovat magnetické pole MRI. Toto zjištění je způsobenou neideální konstrukcí sondy. Pro přímé porovnání výsledků měření se simulacemi 3D modelu nebyly

nalezeny dostatečné podklady pro vytvoření modelu odpovídajícího skutečnému zařízení. Nicméně, na základě vizualizací a výsledků měření pomocí sond pro blízká pole lze konstatovat, že i přes rozdíly v hodnotách mezi simulovaným a skutečným modelem je šíření EM pole v obou případech v podstatě totožné. Poslední část práce je věnována srovnání článků se zaměřením na EMC v kombinaci s MRI. Vzhledem k povaze zařízení MRI PHYWE není možné přímo srovnávat běžně užívanou medicínské zařízení MRI s malou výzkumnou MRI. Všechny články se shodují na důležitosti řešení problematiky EMC a MRI z důvodu nutnosti minimalizace EMI, které mohou negativně ovlivňovat kvalitu snímků, bezpečnost pacientů a také zařízení v okolí MRI. Důraz je kladen na pacienty s implantovaným zařízením ICD. Články také zdůrazňují nutnost efektivního stínění a důkladnou kontrolu EMI. Články také doporučují využívání 3D simulačních programů za účelem měření v těžce přístupných nebo nebezpečných místech MRI. Tato práce přináší cenné poznatky o EMC v prostředí MRI a zdůrazňuje nutnost dalšího výzkumu za účelem maximalizace bezpečnosti a minimalizace EMI.

SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

- [1] FERDA, Jiří. *Inovativní zobrazovací metody*. Galén, 2015. ISBN 9788074921865.
- [2] NZIP.CZ. Magnetická rezonance. Online. Dostupné z: <https://www.nzip.cz/rejstrikovy-pojem/587>. [cit. 2024-01-06].
- [3] MECHL, Marek; TINTĚRA, Jaroslav a ŽIŽKA, Jan. *Protokoly MR zobrazování*. Praha: Galén, c2014. ISBN 978-807-4921-094.
- [4] WESTBROOK, Catherine. *Handbook of MRI Technique*. John Wiley, 2021. ISBN 9781119759331.
- [5] JIN, Jianming. *Electromagnetic Analysis and Design in Magnetic Resonance Imaging*. Online. Routledge, 2018. ISBN 9780203758731. Dostupné z: <https://doi.org/10.1201/9780203758731>. [cit. 2024-05-20].
- [6] CEITEC MAFIL, fMRI vyšetření, pacient Martin Liška
- [7] GERALDES, Carlos F. G. C. a LAURENT, Sophie. Classification and basic properties of contrast agents for magnetic resonance imaging. Online. 2009, roč. 4, č. 1, s. 1-23. ISSN 1555-4309. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/cmml.265>. [cit. 2024-01-06].
- [8] LABMATE. What's the Difference Between NMR and MRI? Online. 2021. Dostupné z: <https://www.labmate-online.com/news/mass-spectrometry-and-spectroscopy/41/breaking-news/whats-the-difference-between-nmr-and-mri/56586>. [cit. 2024-01-06].
- [9] WESTBROOK, Catherine a TALBOT, John. *MRI in Practice*. 5th Edition. John Wiley, 2018. ISBN 9781119391968.
- [10] Benefits and Risks. Online. 2017. Dostupné z: <https://www.fda.gov/radiation-emitting-products/mri-magnetic-resonance-imaging/benefits-and-risks>. [cit. 2024-05-20].
- [11] COAKLEY, Fergus; GOULD, Robert a HESS, PHD., Christopher. *CT and MR Pregnancy Guidelines*. Online. Dostupné z: <https://radiology.ucsf.edu/patient-care/patient-safety/ct-mri-pregnancy>. [cit. 2024-05-20].
- [12] GARET, Lynette. *History of MRIs and the Evolution of This Life-Saving Technology*. Online. 2020. Dostupné z: <https://ezra.com/blog/history-of-mri-scans>. [cit. 2024-01-06].

- [13] GRÄTZEL VON GRÄTZ, Philipp. Magnetic resonance imaging: the long path to the patient. Online. Dostupné z: <https://www.siemens-healthineers.com/perspectives/history-of-mri>. [cit. 2024-05-20].
- [14] SANDOMIR, Richard. Raymond Damadian, Creator of the First M.R.I. Scanner, Dies at 86. Online. New York Times. 2022. Dostupné z: <https://www.nytimes.com/2022/08/17/science/raymond-damadian-dead.html>. [cit. 2024-01-06].
- [15] Paul C. Lauterbur (1929–2007). Online. 2007. Dostupné z: <https://doi.org/https://doi.org/10.3174/ajnr.A0685>. [cit. 2024-01-06].
- [16] MURPHY, Andrew. Radiopaedia.org. Online. 2018. Radiopaedia.org, 2005. Dostupné z: <https://doi.org/https://doi.org/10.53347/rID-60906>. [cit. 2024-05-20].
- [17] DAMADIAN, Raymond. Field focusing and the formation of chemical images in man. Online. 1980. Dostupné z: <https://www.fonar.com/pdf/TL/doc13.pdf>. [cit. 2024-01-06].
- [18] Dr. Lawrence Minkoff sitting in Indomitable (July 3, 1977) for the acquisition of the first-ever MRI of a human being (4:45 AM). Online. In: FONAR. Dostupné z: <https://fonar.com/indomitable/>. [cit. 2024-01-06].
- [19] DAMADIAN, Raymond. Field focusing and the formation of chemical images in man. Online. 1980. Dostupné z: <https://www.fonar.com/pdf/TL/doc13.pdf>. [cit. 2024-01-06].
- [20] PAUL, Clayton R. Introduction to electromagnetic compatibility. 2nd ed. Hoboken: John Wiley & Sons, 2006. ISBN 0471755001.
- [21] Elektromagnetická indukce. Online. Ústav fyziky a materiálového inženýrství, Univerzita Tomáše Bati. Dostupné z: https://ufmi.ft.utb.cz/texty/fyzika_2/F1_12.pdf. [cit. 2024-01-06].
- [22] REICHL, Jaroslav. ELEKTROMAGNETICKÉ ZÁŘENÍ A JEHO ENERGIE. Online. Dostupné z: <http://fyzika.jreichl.com/main.article/view/526-elektromagneticke-zareni-a-jeho-energie>. [cit. 2024-01-06].
- [23] The electromagnetic spectrum. Online. 2022. Dostupné z: <https://online-learning-college.com/knowledge-hub/gcses/gcse-physics-help/electromagnetic-spectrum/>. [cit. 2024-05-20].
- [24] The Military. Online. 2013. Dostupné z: <https://coolcosmos.ipac.caltech.edu/page/military>. [cit. 2024-05-20].

- [25] GRINGER. An inverse (by wavelength) representation of the visible light spectrum. Online. 2008. Dostupné z: https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/a/ab/Inverse_visible_spectrum.svg. [cit. 2024-01-06].
- [26] What is a cloud chamber? Online. Dostupné z: <https://nuledo.com/en/>. [cit. 2024-01-06].
- [27] Hazards of electromagnetic radiation. Online. Dostupné z: <https://www.bbc.co.uk/bitesize/guides/zfm8382/revision/5>. [cit. 2024-05-20].
- [28] Radiation: Electromagnetic fields. Online. 2016. Dostupné z: World Health Organization, <https://www.who.int/news-room/questions-and-answers/item/radiation-electromagnetic-fields>. [cit. 2024-01-06].
- [29] LANESE, Nicoletta. The Real Chernobyl: Q&A With a Radiation Exposure Expert. Online. 2019. Dostupné z: <https://www.ucsf.edu/news/2019/07/414976/real-chernobyl-qa-radiation-exposure-expert>. [cit. 2024-01-06].
- [30] Introduction to EMC. Online. Dostupné z: <https://learnemc.com/introduction-to-emc>. [cit. 2024-05-20].
- [31] IEEE Electromagnetic Compatibility Society History. Online. Dostupné z: https://ethw.org/IEEE_Electromagnetic_Compatibility_Society_History. [cit. 2024-05-20].
- [32] ČSN EN 60601-2-33 ED. 3 (333231) Zdravotnické elektrické přístroje – Část 2-33: Zvláštní požadavky na základní bezpečnost a nezbytné provozní vlastnosti magnetických rezonátorů pro lékařské diagnostické zobrazování. Ed. 3. Praha: Úřad pro technickou normalizaci, metrologii a státní zkušebnictví, 2010. [cit. 2024-05-20].
- [33] ČSN EN 60601-1 (333210) Zdravotnické elektrické přístroje – Část 1: Obecné požadavky na základní bezpečnost a nezbytné provozní vlastnosti. Praha: Úřad pro technickou normalizaci, metrologii a státní zkušebnictví, 2006. [cit. 2024-05-20].
- [34] ČSN EN 60601-1-2 (333211) Zdravotnické elektrické přístroje – Část 1-2: Obecné požadavky na základní bezpečnost a nezbytné provozní vlastnosti – Kolaborativní standard: Elektromagnetická kompatibilita – Požadavky a zkoušky. Praha: Úřad pro technickou normalizaci, metrologii a státní zkušebnictví, 2015. [cit. 2024-05-20].
- [35] ČSN EN 55011 ED. 4 (333411) Zařízení průmyslová, vědecká a lékařská (ISM) – Vlastnosti rádiového rušení – Limity a metody měření. Ed. 4. Praha: Úřad pro technickou normalizaci, metrologii a státní zkušebnictví, 2016. [cit. 2024-05-20].

- [36] Směrnice 2014/30/EU (333420) Směrnice Evropského parlamentu a Rady o harmonizaci právních předpisů členských států týkajících se elektromagnetické kompatibility. Brusel: Evropská unie, 2014. [cit. 2024-05-20].
- [37] Nařízení vlády 117/2016 Sb. (333421) Nařízení vlády o technických požadavcích na výrobky z hlediska elektromagnetické kompatibility. Praha: Ministerstvo průmyslu a obchodu, 2016. [cit. 2024-05-20].
- [38] Nařízení Evropského parlamentu a Rady (ES) č. 765/2008 - Požadavky na akreditaci a dozor nad trhem týkající se uvádění výrobků na trh. Brusel: Evropská unie, 2008. [cit. 2024-05-20].
- [39] Směrnice 2004/108/ES (333440) Směrnice Evropského parlamentu a Rady o harmonizaci právních předpisů členských států týkajících se elektromagnetické kompatibility a zrušení směrnice 89/336/EHS. Brusel: Evropská unie, 2004. [cit. 2024-05-20].
- [40] ČSN EN 55011 ED. 2 (333422) Zařízení průmyslová, vědecká a lékařská (ISM) – Vlastnosti rádiového rušení – Limity a metody měření. Ed. 2. Praha: Úřad pro technickou normalizaci, metrologii a státní zkušebnictví, 2009. [cit. 2024-05-20].
- [41] ČSN EN 60950-1 ED. 2 (333430) Zařízení informačních technologií – Bezpečnost – Část 1: Všeobecné požadavky. Ed. 2. Praha: Úřad pro technickou normalizaci, metrologii a státní zkušebnictví, 2006. [cit. 2024-05-20].
- [42] ČSN EN 61000-4-2 ED. 2 (333431) Elektromagnetická kompatibilita (EMC) – Část 4-2: Zkušební a měřicí technika – Zkouška elektrostatického výboje. Ed. 2. Praha: Úřad pro technickou normalizaci, metrologii a státní zkušebnictví, 2009. [cit. 2024-05-20].
- [43] ČSN EN 61000-4-3 ED. 3 (333432) Elektromagnetická kompatibilita (EMC) – Část 4-3: Zkušební a měřicí technika – Zkouška odolnosti vůči rádiovým frekvencím, elektromagnetickému poli. Ed. 3. Praha: Úřad pro technickou normalizaci, metrologii a státní zkušebnictví, 2010. [cit. 2024-05-20].
- [44] ČSN EN 61000-4-5 ED. 2 (333433) Elektromagnetická kompatibilita (EMC) – Část 4-5: Zkušební a měřicí technika – Zkouška přepětí (rázová odolnost). Ed. 2. Praha: Úřad pro technickou normalizaci, metrologii a státní zkušebnictví, 2009. [cit. 2024-05-20].

- [45] ČSN EN 61000-4-6 ED. 2 (333434) Elektromagnetická kompatibilita (EMC) – Část 4-6: Zkušební a měřicí technika – Odolnost proti rušení šířenému po vedeních indukovaným rádiovým signálem. Ed. 2. Praha: Úřad pro technickou normalizaci, metrologii a státní zkušebnictví, 2009. [cit. 2024-05-20].
- [46] ČSN EN 61000-4-11 ED. 2 (333435) Elektromagnetická kompatibilita (EMC) – Část 4-11: Zkušební a měřicí technika – Zkoušky odolnosti na poklesy napětí, krátké přerušení a kolísání napájecího napětí. Ed. 2. Praha: Úřad pro technickou normalizaci, metrologii a státní zkušebnictví, 2009. [cit. 2024-05-20].
- [47] ČSN EN 61000-6-1 ED. 2 (333436) Elektromagnetická kompatibilita (EMC) – Část 6-1: Kmenové normy – Odolnost pro obytné, obchodní a lehké průmyslové prostředí. Ed. 2. Praha: Úřad pro technickou normalizaci, metrologii a státní zkušebnictví, 2007. [cit. 2024-05-20].
- [48] Real Time EMC testing with EMxpert: Product demo. Online. In: . 2016. Dostupné z: <https://emc.live/wp-content/uploads/2016/12/EMSCAN-ITEM-ProductDemo-2016-1.pdf>. [cit. 2024-05-20].
- [49] Патч-корд Systimax GigaSPEED X10D. Online. In: TREOLINK. Dostupné z: <https://treolink.ru/katalog/cable/patch-cords-tp/brands/systimax-gigaspeed-x10d-360gs10e-l-dg-cpcssz2-03f007/>. [cit. 2024-05-20].
- [50] Rozhodnutí Evropského parlamentu a Rady (EU) 2017/899 ze dne 17. května 2017 o využívání kmitočtového pásma 470–790 MHz v Unii. Brusel: Evropská unie, 2017. [cit. 2024-05-20].
- [51] BÍLÝ, Vladimír. Frekvenční přiděl na pásmech GSM, DCS, UMTS a LTE v České republice. Online. 2005, 2024. Dostupné z: <https://www.gsmweb.cz/clanky/freq2.htm>. [cit. 2024-05-20].
- [52] Fourier Transforms (scipy.fft). Online. 2024. Dostupné z: <https://docs.scipy.org/doc/scipy/tutorial/fft.html>. [cit. 2024-05-20].
- [53] MCINTYRE, William F.; MICHAEL, Kevin A. a BARANCHUK, Adrian. Electromagnetic interference induced by magnetic resonance imaging. Online. Canadian Journal of Cardiology. 2010, roč. 26, č. 2. ISSN 0828282X. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/S0828-282X\(10\)70014-3](https://doi.org/10.1016/S0828-282X(10)70014-3). [cit. 2024-05-20].
- [54] HARBERTS, Dick W. a VAN HELVOORT, Mark. Sensitivity of a 1.5-T MRI system for electromagnetic fields. Online. In: 2014 International Symposium on

- Electromagnetic Compatibility. IEEE, 2014, s. 856-859. ISBN 978-1-4799-3226-9. Dostupné z: <https://doi.org/10.1109/EMCEurope.2014.6931023>. [cit. 2024-05-20].
- [55] STIRRAT, William A. Nuclear Magnetic Resonance, A New Approach to EMC. Online. In: 1969 IEEE Electromagnetic Compatibility Symposium Record. IEEE, 1969, s. 331-335. Dostupné z: <https://doi.org/10.1109/TEMC.1969.4307224>. [cit. 2024-05-20].
- [56] LIANG, Zhenguang; WANG, Zexiong a LI, Peiyong. Analysis of stray field of actively shielded MRI magnet. Online. In: 2017 IEEE 5th International Symposium on Electromagnetic Compatibility (EMC-Beijing). IEEE, 2017, s. 1-4. ISBN 978-1-5090-5184-7. Dostupné z: <https://doi.org/10.1109/EMC-B.2017.8260422>. [cit. 2024-05-20].
- [57] RAZEK, Adel. Assessment of a Functional Electromagnetic Compatibility Analysis of Near-Body Medical Devices Subject to Electromagnetic Field Perturbation. Online. Electronics. 2023, roč. 12, č. 23. ISSN 2079-9292. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/electronics12234780>. [cit. 2024-05-20].

SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK

EMC	Elektromagnetická kompatibilita
MRI	Magnetic Resonance Imaging
MR	Magnetická rezonance
EPI	Echo-Planar Imaging
RTG	Rentgenové záření
NMR	Nukleární magnetická rezonance
CT	Computed Tomography
fMRI	Funkční zobrazování magnetické rezonance
dB	Decibel
Hz	Hertz
GHz	Gigahertz
mm	Milimetr
THz	Terahertz
W	Watt
nm	Nanometr
UV	Ultrafialové
pm	Pikometr
keV	Kilo elektronvolt
ELF	Extremely-low frequency
mV	mili Volt
dBm	Decibel mili watt
ESD	Elektrostatický výboj
AC	Střídavý proud
A	Ampér
EM	Elektromagnetická/é/ý

EMI	Elektromagnetická interference (rušení)
EMS	Elektromagnetická susceptibilita (odolnost)
T	Tesla
PZT	Olovo-zirkonát-titanát
μs	Mikrosekunda
ICD	Kardioverter defibrilátor
m	Metr
$\text{dB}\mu\text{V}$	Decibel mikrovolt

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1. Snímek z magnetické rezonance [6].....	12
Obrázek 2. Dr. Lawrence Minkoff sedící v Indomitable [18]	17
Obrázek 3. První MR snímek [19].....	17
Obrázek 4. Elektromagnetické spektrum [23]	18
Obrázek 5. Viditelné světlo [25].....	19
Obrázek 6 EMxpert EHX ve stíněné komoře s MRI PHYWE.....	32
Obrázek 7 Schéma zapojení pro referenční měření, MRI uvnitř GTEM cely	33
Obrázek 8 Referenční měření, MRI umístěno uvnitř GTEM cely, napájení vypnuto	34
Obrázek 9 Referenční měření, MRI umístěno uvnitř GTEM cely, napájení vypnuto, zobrazení spektra	34
Obrázek 10 Schéma zapojení, MRI umístěno uvnitř GTEM cely, odpojeno USB	35
Obrázek 11 MRI umístěno uvnitř GTEM cely, bez spuštěného měření MRI, napájení zapnuto, odpojeno USB.....	35
Obrázek 12 Schéma zapojení, MRI umístěno uvnitř GTEM cely, připojeno USB....	36
Obrázek 13 MRI umístěno uvnitř GTEM cely, bez spuštěného měření MRI, napájení zapnuto, připojeno USB	36
Obrázek 14 MRI umístěno uvnitř GTEM cely, bez spuštěného měření MRI, napájení zapnuto, odpojeno USB, zobrazení spektra.....	37
Obrázek 15 MRI umístěno uvnitř GTEM cely, bez spuštěného měření MRI, napájení zapnuto, připojeno USB, zobrazení spektra	37
Obrázek 16 Schéma zapojení pro referenční měření, AUX uvnitř GTEM cely.....	38
Obrázek 17 Referenční měření, AUX uvnitř GTEM cely, napájení vypnuto	38
Obrázek 18 Referenční měření, AUX uvnitř GTEM cely, napájení vypnuto, zobrazení spektra	39
Obrázek 19 Schéma zapojení, AUX uvnitř GTEM cely, USB odpojeno.....	39
Obrázek 20 AUX uvnitř GTEM cely, napájení zapnuto, USB odpojeno.....	40
Obrázek 21 Schéma zapojení, AUX uvnitř GTEM cely, USB připojeno	40
Obrázek 22 AUX uvnitř GTEM cely, napájení zapnuto, USB připojeno	41
Obrázek 23 AUX uvnitř GTEM cely, napájení zapnuto, USB odpojeno, zobrazení spektra	41
Obrázek 24 AUX uvnitř GTEM cely, napájení zapnuto, USB připojeno, zobrazení spektra	42

Obrázek 25 MRI uvnitř GTEM cely, spuštěno měření 3D Spin Echo	43
Obrázek 26 MRI uvnitř GTEM cely, spuštěno měření 3D Spin Echo, zobrazení spektra	43
Obrázek 27 AUX uvnitř GTEM cely, bez měření 3D Spin Echo.....	44
Obrázek 28 AUX uvnitř GTEM cely, bez měření 3D Spin Echo, zobrazení spektra	45
Obrázek 29 AUX uvnitř GTEM cely, spuštěno měření 3D Spin Echo	45
Obrázek 30 AUX uvnitř GTEM cely, spuštěno měření 3D Spin Echo, zobrazení spektra	46
Obrázek 31 Stíněný ethernet kabel Systemax GigaSPEED X10D [49].....	47
Obrázek 32 Referenční měření, MRI umístěno uvnitř GTEM cely, napájení vypnuto, stíněný ethernet.....	47
Obrázek 33 MRI uvnitř GTEM cely, se stíněným kabelem, USB odpojeno.....	48
Obrázek 34 MRI uvnitř GTEM cely, se stíněným ethernet kabelem, USB připojeno	48
Obrázek 35 MRI uvnitř GTEM cely, spuštěno 3D Spin Echo, se stíněným ethernet kabelem	49
Obrázek 36 MRI uvnitř GTEM cely, bez měření 3D Spin Echo, propojení AUX-MRI s pomocí ethernet + BNC	50
Obrázek 37 MRI uvnitř GTEM cely, bez měření 3D Spin Echo, propojení AUX-MRI s pomocí ethernet, bez BNC	50
Obrázek 38 MRI uvnitř GTEM cely, bez měření 3D Spin Echo, propojení AUX-MRI s pomocí BNC, bez ethernet.....	51
Obrázek 39 Umístění MRI na zařízení EMxpert	52
Obrázek 40 Referenční měření EMxpert v prázdné, uzavřené polostíněné komoře ..	52
Obrázek 41 Referenční měření EMxpert v prázdné, uzavřené polostíněné komoře, 2D vizualizace	53
Obrázek 42 Měření EMxpert se spuštěným měřením 3D Spin Echo MRI v uzavřené polostíněné komoře	53
Obrázek 43 Měření EMxpert se spuštěným měřením 3D Spin Echo MRI v uzavřené polostíněné komoře, 2D vizualizace	54
Obrázek 44 Měření EMxpert se spuštěným měřením 3D Spin Echo MRI v uzavřené polostíněné komoře, detail silného signálu v rozsah 750 MHz – 850 MHz	54

Obrázek 45 Měření EMxpert se spuštěným měřením 3D Spin Echo MRI v uzavřené polostíněné komoře, detail silného signálu v rozsahu 750 MHz - 850 MHz, 2D vizualizace	55
Obrázek 46 Měření EMxpert, spuštěno měření 3D Spin Echo, MRI uvnitř polostíněné komory s otevřenými dveřmi, rozsah 150 kHz - 2000 MHz.....	55
Obrázek 47 Měření EMxpert, spuštěno měření 3D Spin Echo, MRI uvnitř polostíněné komory s otevřenými dveřmi, rozsah 150 kHz - 2000 MHz, 2D vizualizace ...	56
Obrázek 48 Měření EMxpert, spuštěno měření 3D Spin Echo, MRI v uzavřené polostíněné komoře, rozsah 150 kHz – 700 kHz.....	57
Obrázek 49 Měření EMxpert, spuštěno měření 3D Spin Echo, MRI v uzavřené polostíněné ko-moře, rozsah 150 kHz – 700 kHz, 2D vizualizace	57
Obrázek 50 Schéma zapojení sond sady HZ-11 se zesilovačem HZ-16	58
Obrázek 51 Schéma měření pomocí smyčkové sondy 3 cm nad vstupem pro vzorky MRI, vlevo pohled shora, vpravo čelní pohled	59
Obrázek 52 Referenční měření, tyč 6 mm vložena do otvoru pro vzorky MRI, rozsah měření 16 MHz – 18 MHz	59
Obrázek 53 Referenční měření, smyčka 6 cm, umístěna 3 cm nad vstupem pro vzorky MRI, rozsah měření 16 MHz – 18 MHz	60
Obrázek 54 Měření sondou tyč 6 mm, vložena do otvoru pro vzorky MRI, spuštěno 3D Spin Echo, rozsah měření 16 MHz – 18 MHz.....	60
Obrázek 55 Měření sondou tyč 6 mm vložena do otvoru pro vzorky MRI, spuštěno 3D Spin Echo, rozsah měření 16,9 MHz - 17,3 MHz	61
Obrázek 56 Měření sondou tyč 6 mm, vložena do otvoru pro vzorky MRI, bez měření 3D Spin Echo, rozsah 16,9 MHz - 17,3 MHz	61
Obrázek 57 Měření sondou smyčka 6 cm, umístěna 3 cm nad vstupem pro vzorky MRI, spuštěno 3D Spin Echo, rozsah měření 16,9 MHz - 17,3 MHz.....	62
Obrázek 58 Měření sondou smyčka 6 cm, umístěna 3 cm nad vstupem pro vzorky MRI, bez měření 3D Spin Echo, rozsah měření 16,9 MHz - 17,3 MHz.....	62
Obrázek 59 Referenční měření, prázdná GTEM cela.....	67
Obrázek 60 Referenční měření MRI uvnitř GTEM cely, bez el. napájení MRI.....	67
Obrázek 61 Měření MRI uvnitř GTEM cely, napájení zapnuto, bez spuštěného měření 3D Spin Echo.....	68
Obrázek 62 Měření MRI uvnitř GTEM cely, spuštěno měření 3D Spin Echo.....	68

Obrázek 63 Měření MRI uvnitř GTEM cely, spuštěno měření 3D Spin Echo, bez průměrování časové domény, zvýraznění píku	69
Obrázek 64 Měření MRI uvnitř GTEM cely, spuštěno měření 3D Spin Echo, píky v 17,15 MHz s amplitudou 7,16 mV	69
Obrázek 65 Měření MRI uvnitř GTEM cely, spuštěno 3D Spin Echo, detailní pohled na píky 17,15 MHz	70
Obrázek 66 Měření MRI uvnitř GTEM cely, spuštěno 3D Spin Echo, využití 5 m USB prodlužovače	70
Obrázek 67 Měření MRI uvnitř GTEM cely, spuštěno 3D Spin Echo, propojení MRI a počítače pomocí stíněného USB kabelu	71
Obrázek 68 Referenční měření AUX jednotky uvnitř GTEM cely, bez el. napájení .	71
Obrázek 69 Měření AUX jednotky uvnitř GTEM cely, napájení zapnuto, bez měření 3D spin Echo	72
Obrázek 70 Měření AUX jednotky uvnitř GTEM cely, napájení zapnuto, spuštěno měření 3D Spin Echo	72
Obrázek 71 Perspektivní pohled na nízkofrekvenční model MRI.....	75
Obrázek 72 Řez perspektivního pohledu na nízkofrekvenční model MRI.....	75
Obrázek 73 Perspektivní pohled na vysokofrekvenční model MRI.....	76
Obrázek 74 Řez perspektivního pohledu na vysokofrekvenční model MRI	76
Obrázek 75 Detailní pohled na řez perspektivního pohledu na vysokofrekvenční model MRI	77
Obrázek 76 H-pole, nízká frekvence, MRI bez vloženého vzorku.....	77
Obrázek 77 E-pole, vysoká frekvence, MRI bez vloženého vzorku	78
Obrázek 78 H-pole, nízká frekvence, MRI se skleněným vzorkem	78
Obrázek 79 E-pole, vysoká frekvence, MRI se skleněným vzorkem.....	79
Obrázek 80 H-pole, nízká frekvence, MRI s ocelovým vzorkem	79
Obrázek 81 E-pole, vysoká frekvence, MRI s ocelovým vzorkem	80
Obrázek 82 H-pole, nízká frekvence, MRI se vzorkem slané vody, salinita 19 g/l ...	80
Obrázek 83 E-pole, vysoká frekvence, MRI se vzorkem slané vody, salinita 19 g/l .	81
Obrázek 84 H-pole, nízká frekvence, MRI se vzorkem rtuti.....	81
Obrázek 85 E-pole, vysoká frekvence, MRI se vzorkem rtuti.....	82
Obrázek 86 H-pole, nízká frekvence, MRI se vzorkem dřeva.....	82
Obrázek 87 E-pole, vysoká frekvence, MRI se vzorkem dřeva	83
Obrázek 88 H-pole, nízká frekvence, MRI se vzorkem stříbra	83

Obrázek 89 E-pole, vysoká frekvence, MRI se vzorkem stříbra	84
Obrázek 90 Interference MRI na ICD [53].....	88
Obrázek 91 Vizualizace magnetického pole uvnitř MRI tunelu, (a) referenční snímek, (b) hliníkový vodič, (b) olovo-zirkonát-titanát (PZT) [57]	91

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1 Seznam použitých měřících přístrojů	30
Tabulka 2 Seznam použitých měřících sond HZ-11	31
Tabulka 3 Předzesilovač HZ-16	31

SEZNAM PŘÍLOH

Elektronické přílohy na USB disku:

Příloha P I: Vysokofrekvenční 3D model MRI v programu CST Studio Suite (*MRI-HighF.cst*)

Příloha P II: Nízkofrekvenční 3D model MRI v programu CST Studio Suite (*MRI-LowF.cst*)

Příloha P III: Kód Fourierovy transformace v jazyce Python (*fft.py*)

Příloha P IV: Soubory z časové složky měření ve formátu .csv (*měření_časové_složky*)

Příloha P V: Bakalářská práce v elektronické podobě