



**ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE**

---

**Fakulta biomedicínského inženýrství**

Katedra biomedicínské techniky

**Návrh suchých heterogenních fantomů  
pro mikrovlnné zobrazování a hypertermii  
pomocí numerických simulací**

Design of dry heterogenous phantoms  
for microwave imaging and hyperthermia  
using numerical simulations

**DIPLOMOVÁ PRÁCE**

**Studijní program:** Biomedicínská a klinická technika

**Studijní obor:** Biomedicínský inženýr

**Vedoucí práce:** Dr.-Ing. Jan Vrba, MSc.

**Student:** Bc. Pavel Spurný

---

Kladno 2015/2016

Katedra biomedicínské techniky

Akademický rok: 2015/2016

## Z a d á n í   d i p l o m o v é   p r á c e

Student: **Bc. Pavel Spurný**  
Studijní obor: Biomedicínský inženýr  
Téma: **Návrh suchých heterogenních fantomů pro mikrovlnné zobrazování a hypertermii pomocí numerických simulací**  
Téma anglicky: Design of dry heterogeneous phantoms for microwave imaging and hyperthermia using numerical simulations

### Z á s a d y   p r o   v y p r a c o v á n í :

Vytvořte numerický model pro výpočet dielektrických vlastností kompozitních materiálů v prostředí COMSOL Multiphysics. Model vyexportujte do podoby skriptu v programovém prostředí MATLAB. Vytvořte další skript v prostředí MATLAB, který bude jednak generovat náhodnou geometrii vzorku kompozitního materiálu, skládajícího se ze dvou až tří různých složek, a zároveň bude ovládat numerický model a simulace. Za využití těchto dvou skriptů určete vhodný poměr jednotlivých složek pro dosažení požadovaných dielektrických vlastností fantomů následujících biologických tkání: tukové, fibroglandulární, kožní, nádorové. Na základě numerických výsledků realizujte vzorky materiálů pro výše zmíněné biologické tkáně a dielektrické parametry vzorků změřte. Naměřené hodnoty porovnejte s výsledky simulací. Simulace doplňte o nejistoty typu A a měření o nejistoty typu C.

### Seznam odborné literatury:

- [1] A. Sihvola, Electromagnetic Mixing Formulae and Applications, ed. 1st, The Institution of Engineering and Technology, 2000, ISBN 0852967721  
[2] C. A. Balanis, Advanced Engineering Electromagnetics, ed. Solution Manual, Wiley, 1989, Chapter 2, ISBN 0471621943

Vedoucí: Dr.-Ing. Jan Vrba, MSc.  
Konzultant: Ing. David Vrba, Ph.D.

Zadání platné do: 20.08.2017

.....  
vedoucí katedry / pracoviště

.....  
děkan

V Kladně dne 22.02.2016

## Prohlášení

Prohlašuji, že jsem svou diplomovou práci s názvem: Návrh suchých heterogenních fantomů pro mikrovlnné zobrazování a hypertermii pomocí numerických simulací vypracoval samostatně a použil k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k závěrečné zprávě. Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu §60 Zákona č.121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon).

V ..... dne .....

Podpis autora

## Poděkování

Chtěl bych velmi poděkovat svému vedoucímu školiteli, panu Dr.-Ing. Janu Vrbovi, MSc. za jeho vstřícný přístup, poskytnutí zázemí a odborné vedení mé diplomové práce. Chtěl bych také poděkovat svým rodičům a sestře, kteří mi umožnili studovat na této škole a vyjadřovali mi nejvyšší možnou podporu po celou dobu studia. V neposlední řadě patří poděkování mé přítelkyni Ing. Karin Heydukové za její trpělivost, cenné rady a oporu v těžkých chvílích. Bez všech zmíněných by tato práce nevznikla.

# Název diplomové práce

Návrh suchých heterogenních fantomů pro mikrovlnné zobrazování a hypertermii pomocí numerických simulací

## Abstrakt

Práce se zabývá numerickým návrhem a následnou výrobou suchých kompozitních fantomů určených pro testování mikrovlnných metod využívaných v medicíně. Jedním cílem práce je dle dostupných zdrojů vytvořit numerický model, pomocí něhož by se dalo predikovat hmotnostní zastoupení vodivých prášků v kompozitu pro výrobu fantomů s potřebnými dielektrickými vlastnostmi. Dalším cílem je přímo výroba kompozitních suchých fantomů a porovnání jejich dielektrických vlastností s biologickými tkáněmi a výsledky numerického modelu. V rámci práce byla vytvořena řada numerických modelů a vzorky suchých kompozitních fantomů. Z výsledků plyne, že numerický model nelze v této problematice využít k predikci hmotnostních zastoupení vodivých prášků v kompozitu. Pro dané hodnoty dielektrických parametrů jednotlivých složek v kompozitu byly výsledky numerických simulací nereálné. Nicméně tento numerický model lze využít k výpočtu efektivních dielektrických vlastností pro kompozity a emulze s nevodivými inkluzemi. Velmi významným výsledkem diplomové práce však je navržení, výroba a proměření 10 vzorků kompozitních fantomů, které v rámci stanovené tolerance svými dielektrickými vlastnostmi napodobují tuk, nádor, kůži, žlázu, sval, krev, mozkomíšní mok, bílou a šedou hmotu mozkovou na frekvencích 90, 434, 915, 1000 a 2450 MHz.

## Klíčová slova

Suchý fantom, kompozitní fantom, mikrovlnné zobrazování, mikrovlnná hypertermie, numerický model, Maxwell-Wagnerova polarizace

# Master's Thesis title

Design of dry heterogenous phantoms for microwave imaging and hyperthermia using numerical simulations

## Abstract

The thesis follows up the numerical design and subsequent production of dry composite phantoms designed for testing of microwave methods used in medicine. The first aim of the thesis is to create a numerical model by which the weight ratio of conductive powders in the composite could be predicted for manufacture of phantoms with the required dielectric properties. The second aim is manufacturing of composite dry phantoms and comparing their dielectric properties with biological tissues and the results of the numerical model. A series of numerical models and samples of dry composite phantoms was created within this thesis. The results show that the numerical model cannot be used for prediction of weight ratio of conductive powders in the composite. The results of numeric simulations were unreal for values of dielectric parameters of single materials of composite. Therefore, the numeric model can be used for calculating of effective dielectric properties for composites and emulsions with nonconducting inclusions. On the other hand, there were manufactured 10 samples of composite phantoms that mimic dielectric properties of fat, tumor, skin, gland, muscle, blood, cerebrospinal fluid, white and grey brain matter at the frequencies of 90, 434, 915, 1000 a 2450 MHz.

## Keywords

Dry phantom, composite phantom, microwave imaging, microwave hyperthermia, numerical model, Maxwell-Wagner polarization

# Obsah

<b>1</b>	<b>Úvod do problematiky</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>Teoretický základ</b>	<b>2</b>
2.1	Mikrovlnná hypertermie . . . . .	2
2.2	Mikrovlnné zobrazování (MWI) . . . . .	3
2.3	Základní užívané principy a veličiny . . . . .	4
2.3.1	Komplexní permitivita, elektrická statická vodivost	5
2.3.2	Polarizace . . . . .	6
2.4	Dielektrické vlastnosti biologických tkání . . . . .	8
2.4.1	Parametrické modely komplexní permitivity . . . . .	8
2.5	Metody měření dielektrických vlastností . . . . .	9
<b>3</b>	<b>Přehled současného stavu</b>	<b>12</b>
3.1	Numerické modely kompozitních materiálů . . . . .	12
3.1.1	Efektivní permitivita a vodivost . . . . .	13
3.1.2	Náhodná geometrie inkluzí v kompozitu . . . . .	13
3.1.3	Směšovací rovnice (Mixing Formulas) . . . . .	14
3.2	Fantomy pro mikrovlnné metody . . . . .	14
3.2.1	Vodní, olejové fantomy . . . . .	15
3.2.2	Suché fantomy . . . . .	15
3.2.3	Heterogenní fantomy . . . . .	17
<b>4</b>	<b>Cíle práce</b>	<b>18</b>

<b>5</b>	<b>Metody</b>	<b>19</b>
5.1	Numerický model fantomu . . . . .	19
5.1.1	Základní nastavení modelu . . . . .	20
5.1.2	2D simulace . . . . .	21
5.1.3	3D simulace . . . . .	23
5.1.4	Výběr vhodného tvaru inkluze . . . . .	24
5.1.5	3D model s náhodnou geometrií . . . . .	27
5.1.6	Porovnání 3D modelu s reálnými vzorky . . . . .	29
5.2	Výroba a testování suchých fantomů . . . . .	29
5.2.1	Použité přístroje a materiály . . . . .	29
5.2.2	Navržené směsi vzorků fantomů . . . . .	30
5.2.3	Metodika výroby vzorků fantomů . . . . .	32
5.2.4	Měření dielektrických vlastností vzorků . . . . .	34
5.2.5	Vyhodnocení dat měření . . . . .	35
<b>6</b>	<b>Výsledky</b>	<b>37</b>
6.1	Základní 2D simulace . . . . .	37
6.2	Základní 3D simulace . . . . .	38
6.2.1	Kompozitní buňka s kulovými inkluzemi . . . . .	38
6.2.2	Kompozitní buňka s krychlovými inkluzemi . . . . .	39
6.2.3	Dílčí diskuze . . . . .	39
6.3	3D simulace s náhodnou geometrií . . . . .	41
6.3.1	Dílčí diskuze . . . . .	42
6.4	Vyrobené vzorky fantomů . . . . .	44
6.4.1	Fantom tuku . . . . .	50
6.4.2	Fantom kůže . . . . .	52
6.4.3	Fantom nádoru . . . . .	55



6.4.4	Fantom žlázy . . . . .	56
6.4.5	Fantom svalu . . . . .	58
6.4.6	Fantom bílé hmoty mozkové . . . . .	60
6.4.7	Fantom šedé hmoty mozkové . . . . .	61
6.4.8	Fantom mozkomíšního moku . . . . .	64
6.4.9	Fantom krve . . . . .	65
6.4.10	Shrnutí použitelných vyrobených fantomů . . . . .	68
6.5	Srovnání numerického modelu a vzorků grafitu . . . . .	69
<b>7</b>	<b>Diskuze</b>	<b>70</b>
<b>8</b>	<b>Závěr</b>	<b>73</b>
	<b>Reference</b>	<b>74</b>
<b>A</b>	<b>Přílohy</b>	<b>81</b>
A.1	2D simulace . . . . .	81
A.2	3D kompozitní buňka s kulovými inkluzemi . . . . .	82
A.3	3D kompozitní buňky s krychlovými inkluzemi . . . . .	82
A.4	3D model buňky s náhodnou geometrií . . . . .	86
<b>B</b>	<b>Přílohy na CD</b>	<b>88</b>

## Seznam symbolů a zkratek

$\hat{\varepsilon}$	(F · m <sup>-1</sup> )	komplexní permitivita
$\varepsilon'$	(F · m <sup>-1</sup> )	reálná část komplexní permitivity
$\varepsilon''$	(F · m <sup>-1</sup> )	imaginární část komplexní permitivity
$\varepsilon'_r$	(-)	reálná část relativní komplexní permitivity
$\varepsilon''_r$	(-)	imaginární část relativní komplexní permitivity
$\varepsilon_0$	(F · m <sup>-1</sup> )	permitivita vakua
$\hat{\varepsilon}_r$	(-)	relativní komplexní permitivita
$\varepsilon_\infty$	(-)	spodní limitní hodnota reálné složky komplexní permitivity pro vyšší $f$
$\varepsilon_s$	(-)	horní limitní hodnota reálné složky komplexní permitivity statického pole
$\varepsilon'_{r,\text{eff}}$	(-)	efektivní relativní permitivita
$\sigma_{e,\text{eff}}$	(S · m <sup>-1</sup> )	efektivní ekvivalentní elektrická vodivost
$\sigma_e$	(S · m <sup>-1</sup> )	ekvivalentní elektrická vodivost
$\sigma_s$	(S · m <sup>-1</sup> )	statická elektrická vodivost
$\sigma_i$	(S · m <sup>-1</sup> )	statická iontová vodivost
$\rho$	(kg · m <sup>-3</sup> )	hustota
$\tau$	(s)	relaxační čas
$\omega$	(rad · s <sup>-1</sup> )	úhlová frekvence záření
$\tan \delta$	(-)	ztrátový činitel
$1 - \alpha$	(-)	distribuční parametr Cole-Cole modelu
$ \underline{E} $	(V · m <sup>-1</sup> )	špičková hodnota lokální intenzity elektrického pole
$f$	(Hz)	frekvence
$f_{\text{rel}}$	(Hz)	relaxační frekvence
$P_g$	(%)	hmotnostní poměr grafitu
$S_{11}$	(dB)	koeficient odrazu
$u$	(V)	špičková hodnota střídavého napětí kondenzátoru

c5	5% hmotnostní zastoupení prášku Carbon Black
g30	30% hmotnostní zastoupení prášku Grafit
g5cb7	kompozit s 5 % prášku Grafit a 7 % prášku Carbon Black
BHM	bílá hmota mozková
MM	mozkomíšní mok
MRI	magnetic resonance imaging
MWI	microwave imaging
PDK	paralelní deskový kondenzátor
PE	polyethylen
ŠHM	šedá hmota mozková

# 1 Úvod do problematiky

Technika využívající mikrovlny je známa svou všestrannou využitelností od komunikačního použití až po aplikace rozvíjené v oblasti lékařství. Mezi dvě v současné době nejrozšířenější medicínské metody využívající toto pásmo elektromagnetického záření patří mikrovlnná hypertermie a mikrovlnné zobrazování.

Mikrovlnná hypertermie se ve vyšší míře klinicky využívá v Německu, Holandsku, USA, Japonsku a v omezené míře pak i v České republice, Švédsku a Švýcarsku. Mikrovlnné systémy pro tepelnou ablacii se klinicky využívají pro léčbu karcinomu jater a benigní hyperplázie prostaty. Systémy pro mikrovlnné zobrazování jsou zatím ve stádiu preklinického testování. Při vývoji mikrovlnných systémů je nezbytné velmi dobře znát dielektrické vlastnosti jednotlivých tkání a jejich patologií. Pro následné testování systémů je nutné vytvořit vhodné modely napodobující potřebné vlastnosti lidské tkáně, tzv. fantomy. Tato práce se zabývá návrhem a vytvářením fantomů.

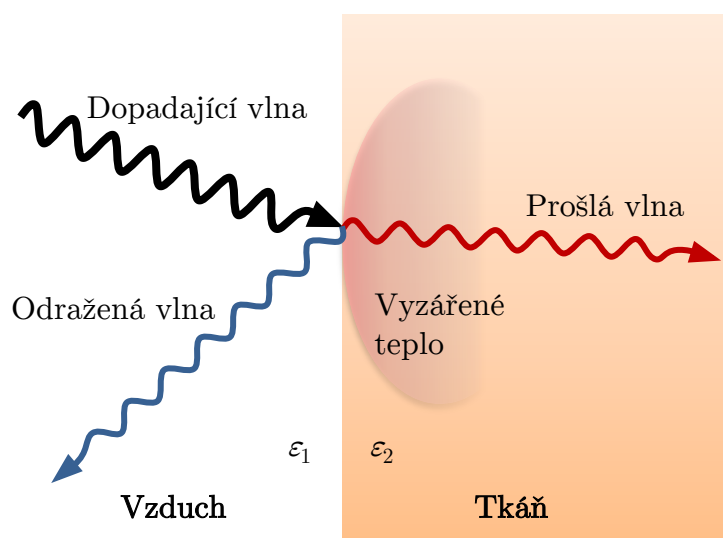
Výchozími zkoumanými parametry při aplikaci mikrovln jsou dielektrické vlastnosti materiálů a tkání. Proto je u fantomů potřeba se těmito vlastnostmi co nejvíce přiblížit zkoumaným biologickým tkáním. Fantomy se dělí na mnoho druhů dle využitého materiálu či struktury a každý typ se hodí pouze pro určitou metodu. I fantomy pro výše zmiňované metody se postupem času inovují pro dosažení lepších vlastností, z nichž lze uvést dostatečnou mechanickou pevnost, stálost dielektrických a mechanických vlastností v čase, soudržnost více vrstev a částí v heterogenním fantomu nebo dostatečně přesnou geometrickou strukturu fantomu.

S neustálým rozvojem výpočetní techniky a softwarových simulátorů pro řešení a popis fyzikálních jevů či inženýrských úloh lze problematiku fantomů řešit i pomocí těchto prostředků, což je také předmětem této práce.

Jedním cílem práce je navrhnout numerický model, na základě kterého by se predikovaly poměry jednotlivých složek kompozitního materiálu pro výrobu fantomu o definovaných dielektrických vlastnostech. Dalším významným cílem je navržené kompozitní materiály o různých poměrech směsí vyrobit, změřit a porovnat s biologickými tkáněmi a numerickým modelem.

## 2 Teoretický základ

Mikrovlny patří do spektra elektromagnetického záření v rozmezí vlnových délek od 1 mm do 1 m. Toto záření se při dopadu na biologickou tkáň z části odráží a z části prochází materiálem a postupně se v exponované tkáni absorbuje za vzniku tepla (obrázek 1) [1]. O využití mikrovlnného tepelného účinku na tkáň v oblasti lékařství se začalo diskutovat až v druhé polovině 20. století [2]. Oproti diagnostickým či terapeutickým metodám využívajícím ionizující záření jsou mikrovlnné metody z hlediska svého principu šetrnější pro organismus.



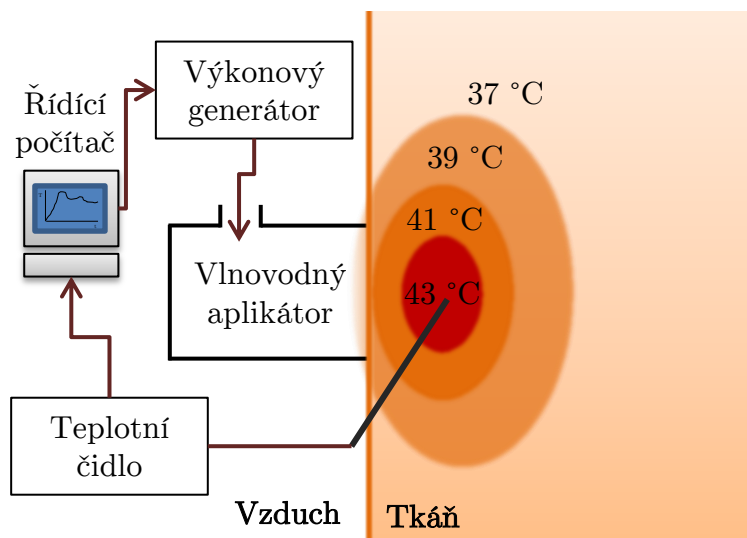
Obrázek 1: Schéma chování mikrovlnného záření na rozhraní vzduch-tkáň. Veličina  $\epsilon_1$  je relativní permitivita vzduchu,  $\epsilon_2$  je relativní permitivita exponované tkáně. Převzato a upraveno z [2, 3].

### 2.1 Mikrovlnná hypertermie

Mikrovlnná hypertermie je jednou z termoterapeutických metod. Začala se rozvíjet od 70. let minulého století a je čím dál více využívána především v onkologii. Rozděluje se na lokální a regionální a její princip je založen na tepelných ztrátách při působení elektromagnetického pole na tkáň. [4]

Cílem je co nejpřesnější ohřev nádorové tkáně na 42 °C až 45 °C z důvodu větší náchylnosti na teplo u nádorových buněk než u zdravé tkáně, právě při těchto teplotách dochází k apoptóze buněk nádoru. Nejefektivnější účinky má pak tato metoda v kombinaci s radioterapií či chemoterapií. Například u radioterapie se účinnost léčby některých

nádorů zvyšuje až o 50 %. Zjednodušený blokový diagram systému pro lokální hypertermii lze vidět na obrázku 2. [2]

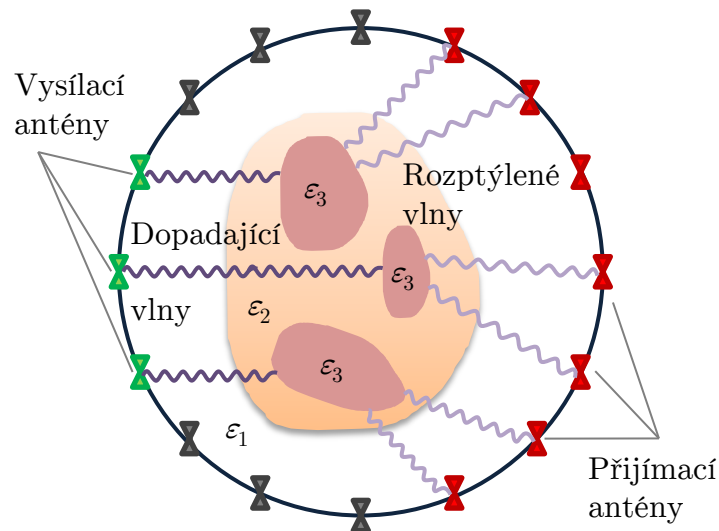


Obrázek 2: Schéma principu aplikace mikrovlnné hypertermie. Převzato a upraveno z [5]

## 2.2 Mikrovlnné zobrazování (MWI)

Tato vyvíjející se neinvazivní diagnostická metoda je přímo založena na vizualizaci rozdílných dielektrických vlastností jednotlivých tkání. Oproti metodám využívajícím ionizující záření, kde se paprsek pohybuje skrze tkáň po lineární dráze, je mikrovlnné zobrazování odlišné svou větší výpočetní náročností z důvodu rozptylu vlnění šířícího se heterogenním prostředím. Vysoký potenciál zaujímá mikrovlnné zobrazování v rámci detekce nádorů prsu i z důvodu, že rentgenová mamografie i jiné metody (MRI, ultrazvuk) mnohdy při diagnostice selhávají. [6]

Základní princip mikrovlnného zobrazování je podobný jako u tomografických rentgenových metod, viz obrázek 3. Jeden nebo více aplikátorů, v našem případě antén, vyšlou vlny, jejichž menší část se odrazí. Většina vlnění se však v heterogenní tkáni rozptýlí, z části absorbuje a jeho prošlé zbytky jsou detekovány přijímacími anténami. Rozdílové hodnoty se zapíše do matice a celý systém se o jednu polohu antén posune a postup se opakuje. Jakmile jsou všechny možnosti snímání v dané rovině hotové, složitými numerickými metodami je zrekonstruován obraz v řezu, kde se kontrast tkání odstínově odlišuje dle jejich rozdílných dielektrických vlastností. [6]



Obrázek 3: Zjednodušený princip mikrovlnného zobrazování. Veličiny  $\varepsilon_1$ ,  $\varepsilon_2$ ,  $\varepsilon_3$  jsou relativní permitivity různých prostředí [6]

Tabulka 1: Seznam frekvencí, ve kterých se využívají mikrovlnné metody pro léčebné účely

Metoda	Frekvence
Regionální hypertermie	70-110 MHz
Lokální podpovrchová hypertermie	434 MHz
Lokální podpovrchová hypertermie (USA)	915 MHz
MWI pro detekci mozkové příhody	1 GHz
Intrakavitární hypertermie	2,45 GHz

### 2.3 Základní užívané principy a veličiny

V medicínských metodách využívajících elektromagnetické vlnění v mikrovlnném pásmu se pevně stanovují bezpečnostní limity a aplikované dávky, které jsou primárně založeny na poznacích a výzkumu dielektrických vlastností lidských tkání. Znalost těchto vlastností je nutná z důvodu ohřevu tkáně exponované mikrovlnami.[2]

Lze tedy říct, že od těchto parametrů se odvíjí tepelné ztráty, tedy kolik energie ve formě tepla tkáň vyzáří do okolí, případně jak hluboko do tkáně vyslaná vlna projde a jak moc ji prohřeje. Polarizační vlastnosti a ztráty materiálu či tkáně lze popsat dielektrickými veličinami permitivitou  $\varepsilon$  ( $F \cdot m^{-1}$ ) a ekvivalentní (měrnou) elektrickou vodivostí  $\sigma$  ( $S \cdot m^{-1}$ ). [2, 4]

### 2.3.1 Komplexní permitivita, elektrická statická vodivost

Z obecného hlediska lze permitivitu definovat jako veličinu, která popisuje polarizační schopnosti materiálu, tedy jak moc je daný materiál ve svém objemu schopný zeslabit elektrické pole. Permitivita je obecně závislá na frekvenci [5, 7]. Tato závislost vychází ze skutečnosti, že se ztrátové dielektrikum (zde biologická tkáň) vystavené elektrickému poli nepolarizuje ihned (princip polarizace je podrobněji popsán v kapitole 2.3.2), ale postupně, a tím dochází k fázovému posuvu, tedy ke ztrátám, které tvoří imaginární část veličiny. Pro definování dielektrických vlastností tkání se proto využívá tzv. komplexní permitivita:

$$\hat{\varepsilon} = \varepsilon' - j\varepsilon'' , \quad (1)$$

kde  $\varepsilon'$  je reálná část komplexní permitivity a  $\varepsilon''$  je imaginární část komplexní permitivity. Obě tyto části jsou frekvenčně a teplotně závislé. Reálná část popisuje polarizační účinky materiálu a lze ji vyjádřit vztahem:

$$\varepsilon' = \varepsilon'_r \varepsilon_0 , \quad (2)$$

kde  $\varepsilon'_r$  (-) představuje relativní permitivitu a veličinou  $\varepsilon_0 = 8,854 \cdot 10^{-12} \text{ F} \cdot \text{m}^{-1}$  je definována permitivita vakua. Imaginární část komplexní permitivity popisuje ztráty způsobené fázovým posuvem [5, 7]. Vyjádření její relativní části se odvozuje od vzorce:

$$\sigma_e = \omega \varepsilon''_r \varepsilon_0 + \sigma_s , \quad (3)$$

kde  $\sigma_e$  ( $\text{S} \cdot \text{m}^{-1}$ ) je ekvivalentní elektrická vodivost,  $\sigma_s$  ( $\text{S} \cdot \text{m}^{-1}$ ) je statická elektrická vodivost a  $\omega$  ( $\text{rad} \cdot \text{s}^{-1}$ ) je úhlová frekvence záření. Mnohdy se k vyjádření tepelných ztrát používá právě elektrické ekvivalentní vodivosti  $\sigma_e$ . Upravením vzorce výše dostaneme vztah pro relativní permitivitu ekvivalentní imaginární části komplexní permitivity:

$$\varepsilon''_r = \frac{\sigma_e}{\varepsilon_0 \omega} . \quad (4)$$

Krom imaginární části komplexní permitivity  $\varepsilon''$  a elektrické statické vodivosti  $\sigma$  se lze také setkat s další veličinou vyjadřující ztráty v dielektriku, nazývá se ztrátový činitel



$\tan \delta$  [1]. Jedno z jeho vyjádření je uvedeno níže:

$$\tan \delta = \frac{\varepsilon'}{\varepsilon''} . \quad (5)$$

### 2.3.2 Polarizace

Biologická tkáň se v elektromagnetickém poli chová jako ztrátové dielektrikum, je tedy schopná polarizace. V dielektriku náboje nevytvářejí volný pohyb částic, ale dochází zde pouze k jejich místnímu posuvu. Například v atomech a molekulách budou částice kladného jádra přitahovány k zápornému pólu a naopak elektrony se posunou blíže kladného pólu. Polarizace se dělí na mnoho typů, v této práci je vhodné zmínit polarizaci deformační a relaxační. [8]

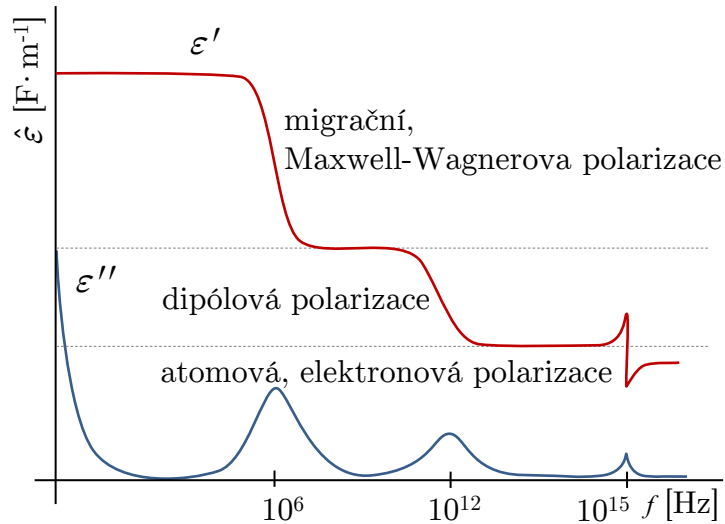
Deformační (pružná) polarizace je založena na vychýlení pružně vázaných nábojů na velmi malé vzdálenosti. Jedná se zejména o elektrony či ionty, které jsou ve svých rovnovážných polohách vázané pružnými elektrostatickými silami. Tento typ je charakterizován časem ustálení v rozmezí  $10^{-15}$  až  $10^{-13}$  sekund a minimální teplotní závislostí, která je dána pouze vzdáleností nábojů. Lze ji označit jako bezztrátovou, poněvadž zde nedochází ke tření. Do této skupiny patří elektronová, atomová a iontová polarizace. [8]

Relaxační (nepružná) polarizace se od předchozího typu liší svou větší vychylovací vzdáleností a také časem ustálení (relaxační dobou), který je zde řádově delší, konkrétně od  $10^{-12}$  do  $10^{-6}$  sekund i vyšší. Tento typ polarizace je silně teplotně závislý, protože teplota zde působí přímo na pohyb nábojů. Lze ji označit jako ztrátovou z důvodu tření mezi částicemi při pohybu dipólů. Mezi relaxační polarizace řadíme zejména dipólovou a migrační polarizaci. [8]

Na obrázku 4 lze vidět, v jakých frekvencích se různé druhy polarizace vyskytují. V rámci biologických tkání nás zajímá především dipólová polarizace (u molekul), v rámci kompozitních materiálů pak migrační polarizace, obě jsou níže podrobněji popsány.

#### Dipólová (orientační) polarizace

V mnoha molekulách nejsou středy (těžiště) záporného a kladného náboje v symetrické poloze. Oproti symetrickým molekulám mají trvalý elektrický dipól i bez působení elektrického pole. Pokud je nesymetrická molekula vystavena elektrickému poli, dojde k její rotaci z důvodu snahy vyrovnat dipól se sama sebou. Dipólová polarizace je níže



Obrázek 4: Graf znázorňující výskyty možných typů polarizace ve frekvenčním spektru elektrického pole  $f$  ( $\varepsilon'$  je reálnou částí komplexní permitivity a  $\varepsilon''$  je imaginární částí komplexní permitivity a vyjadřuje ztráty). Převzato a upraveno od [8, 9]

kofrekvenční jev v řádech jednotek MHz až jednotek GHz [8, 10]. V případech mnoha molekul se při polarizaci nemusí pohybovat celá molekula, ale pouze dipólové radikály vázané jednou vazbou vzhledem k molekule, děje se tak zejména v tuhých polárních organických látkách. Příkladem dipólové polarizace jsou polární dielektrika, konkrétně například molekula vody či molekuly s chemickými skupinami OH, CH<sub>2</sub>OH a COOH. Dipólového momentu vody se využívá právě při mikrovlnném ohřevu [8].

### Migrační, mezivrstevná polarizace

Tento typ polarizace se vyskytuje zejména v heterogenních dielektrikách složených z více materiálů rozdílné permitivity a vodivosti. Jedná se o nízkofrekvenční jev s relaxační frekvencí v řádu jednotek MHz. Pokud na nehomogenní dielektrikum začne působit elektrické pole, začnou se náboje hromadit na rozhraní odlišných prostředí a stanou se vázanými, dielektrikum se začne chovat jako polarizované. Speciálním případem migrační polarizace je polarizace mezivrstevná, také nazývaná Maxwell-Wagnerova, která se projevuje v různých materiálech navrstvených na sebe. [8, 10]

Případ mezivrstevné polarizace může být nejvhodněji ilustrován jako paralelní deskový kondenzátor naplněný dvěma pláty materiálů (rovnoběžně s elektrodami) o různých dielektrických vlastnostech ( $\varepsilon_1, \sigma_1, \varepsilon_2, \sigma_2$ ) a tloušťkách ( $d_1, d_2$ ). [10]

## 2.4 Dielektrické vlastnosti biologických tkání

Jak již bylo zmíněno v podkapitole 2.3, dielektrické vlastnosti hrají primární roli při aplikaci mikrovln. Každá tkáň absorbuje záření odlišným způsobem a dle toho se musí přizpůsobovat i využívaná technika. Proto přesné popsání dielektrických vlastností jednotlivých tkání je nejdůležitější znalostí při návrhu a výrobě testovacích fantomů pro mikrovlnné metody.

Veličinami popisujícími dielektrické vlastnosti lidských tkání jsou permitivita a vodivost, příp. komplexní permitivita, všechny popsány v podkapitole 2.3.1.

### 2.4.1 Parametrické modely komplexní permitivity

Z důvodu frekvenční závislosti dielektrických vlastností tkání byly popsány modely, které dostatečně přesně disperzi popisují. Na základě známých parametrů a za použití uvedených modelů lze znázornit frekvenční závislost v určeném rozsahu pro potřebnou tkáň. Základním a nejjednodušším typem modelu, který zanedbává některé parametry, je model dle Debye vyjádřený vzorcem:

$$\hat{\epsilon}_r = \epsilon_\infty + \frac{\epsilon_s - \epsilon_\infty}{1 + j\omega\tau}, \quad (6)$$

kde  $\epsilon_\infty$  (-) je dolní limit, k němuž reálná část komplexní permitivity  $\epsilon'$  při vysokých frekvencích konverguje, veličinou  $\epsilon_s$  (-) se rozumí horní stabilní hodnota, ve které se reálná část komplexní permitivity  $\epsilon'$  při nízkých frekvencích nemění, a  $\tau$  (s) je relaxační čas dle vzorce  $\tau = \frac{1}{2\pi f_{\text{rel}}}$  [11]. Úpravou lze tedy získat vzorec:

$$\hat{\epsilon}_r = \epsilon_\infty + \frac{\epsilon_s - \epsilon_\infty}{1 + \frac{j\omega}{2\pi f_{\text{rel}}}}, \quad (7)$$

kde  $f_{\text{rel}}$  je relaxační frekvence. Rozšířením Debyeova modelu o statickou vodivost a distribuční parametr  $1 - \alpha$  vzniká složitější a přesnější Cole-Cole model, kterým lze daleko komplexněji popsat biologické tkáně:

$$\hat{\epsilon} = \epsilon_\infty + \sum_n \frac{\Delta\epsilon_n}{1 + (j\omega\tau_n)^{1-\alpha_n}} + \frac{\sigma_i}{j\omega\epsilon_0}, \quad (8)$$

kde  $\alpha$ (-) je velikost imaginární složky permitivity  $\epsilon''$  v bodě relaxačního času  $\tau$

[11] a  $\sigma_i$  ( $S \cdot m^{-1}$ ) je statická iontová vodivost. Tabulka 2 vyjadřuje parametry Cole-Cole modelu z rovnice (8) pro různé tkáně lidského těla [12, 13].

Tabulka 2: Jednotlivé parametry Cole-Cole modelu pro vybrané tkáně lidského těla

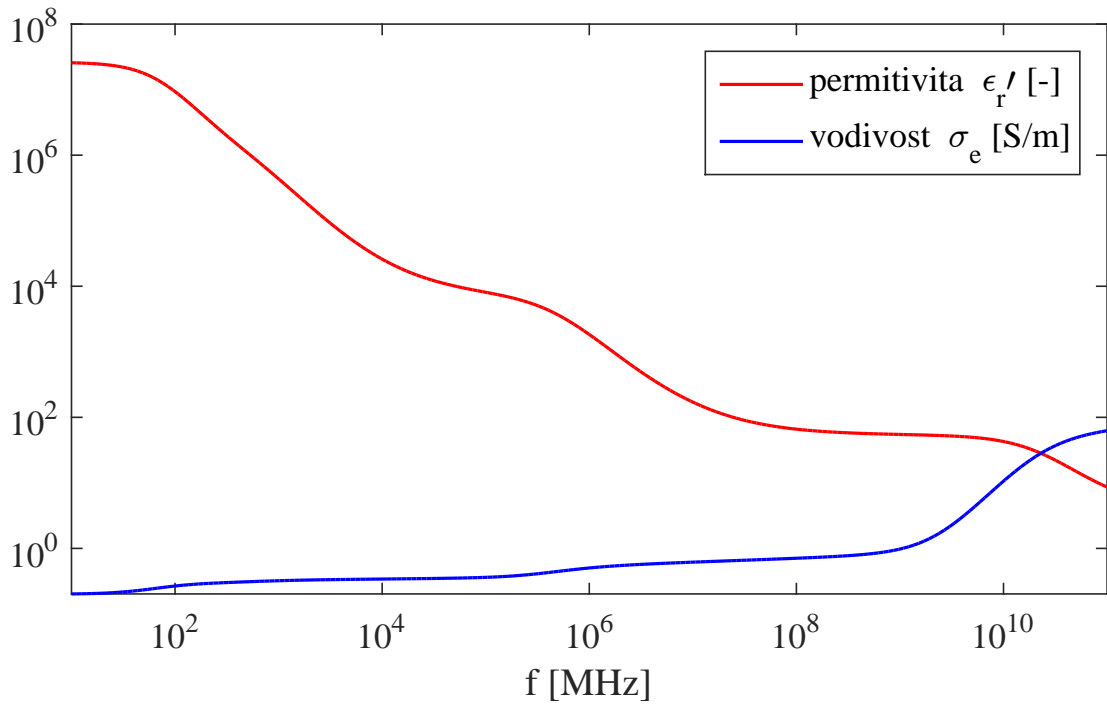
Typ tkáně	Sval [12]	Tuk [12]	Kůže [12]	Žláza [13]	Nádor [13]
$\varepsilon_\infty$	4,0	2,5	4,0	5,157	9,058
$\sigma$ ( $S \cdot m^{-1}$ )	0,2000	0,0350	0,0002	0,766	0,8990
$\Delta\varepsilon_1$	50,0	9,0	32,0	45,81	51,31
$\tau_1$ (ps)	7,23	7,96	7,23	8,731	10,84
$\alpha_1$	0,10	0,20	0,00	0,091	0,022
$\Delta\varepsilon_2$	7000	35	1100	-	-
$\tau_2$ (ns)	353,68	15,92	32,48	-	-
$\alpha_2$	0,10	0,10	0,20	-	-
$\Delta\varepsilon_3$	$1,2 \cdot 10^5$	$3,3 \cdot 10^4$	-	-	-
$\tau_3$ ( $\mu s$ )	318,31	159,15	-	-	-
$\alpha_3$	0,10	0,05	0,00	-	-
$\Delta\varepsilon_4$	$2,5 \cdot 10^7$	$1,0 \cdot 10^7$	-	-	-
$\tau_4$ (ms)	2,274	15,915	-	-	-
$\alpha_4$	0,00	0,01	-	-	-

Průběh Cole-Cole modelu pro svalovou tkáň v širokém frekvenčním spektru zobrazuje obrázek 5. Dle uvedených parametrů pro využití Cole-Cole modelu a podle [14, 15] znázorňují grafy na obrázcích 6 a 7 průběhy dielektrických vlastností vybraných lidských tkání ve frekvenčním rozmezí od 10 MHz do 3 GHz.

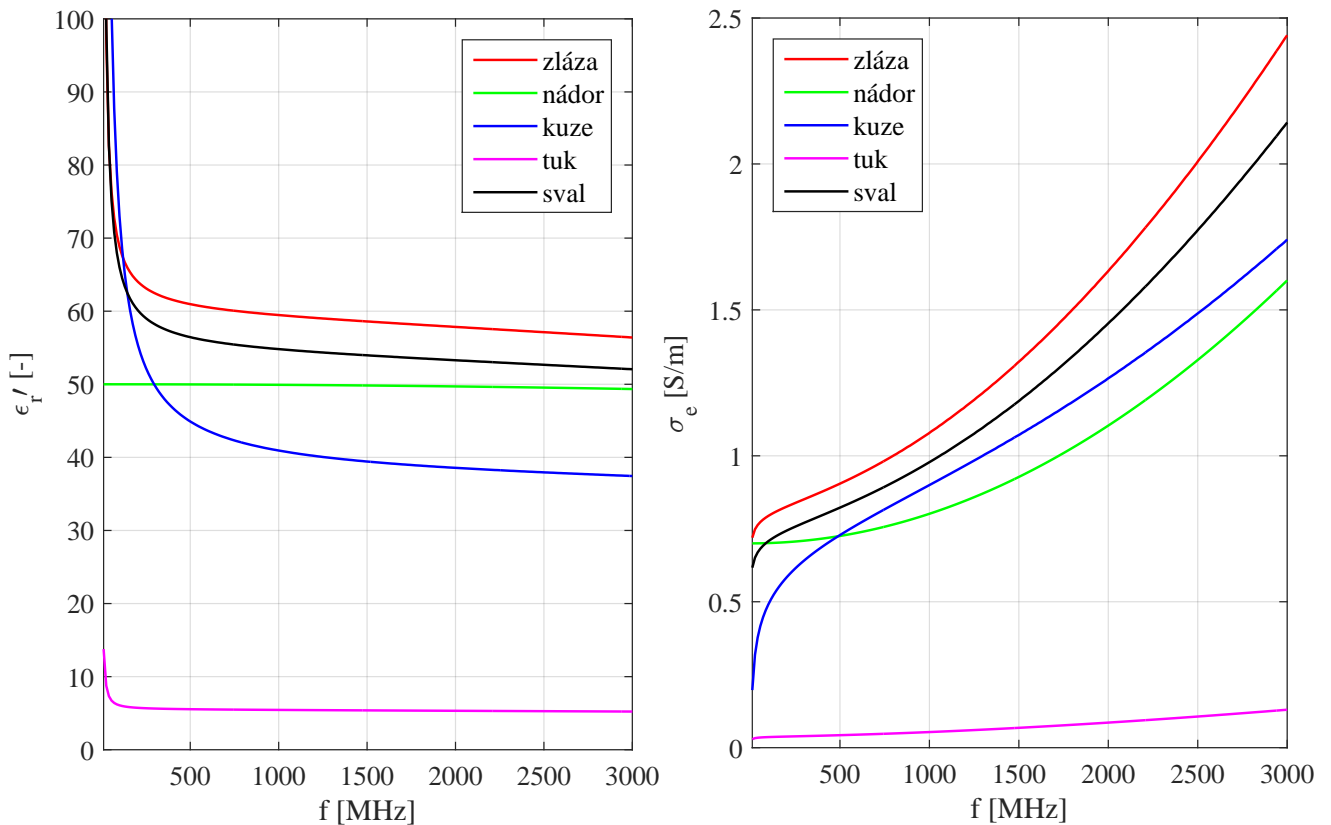
## 2.5 Metody měření dielektrických vlastností

Pro měření dielektrických vlastností materiálů se v praxi využívá mnoha metod. Každá se liší svým technickým provedením, kvalitou měření i pásmem, ve kterém lze dielektrické parametry stanovit. Dále závisí na vlastnostech materiálu jako jsou skupenství, homogenita, rozměry, teplota. Jednotlivé nejvyužívanější metody znázorňuje obrázek 8. [7]

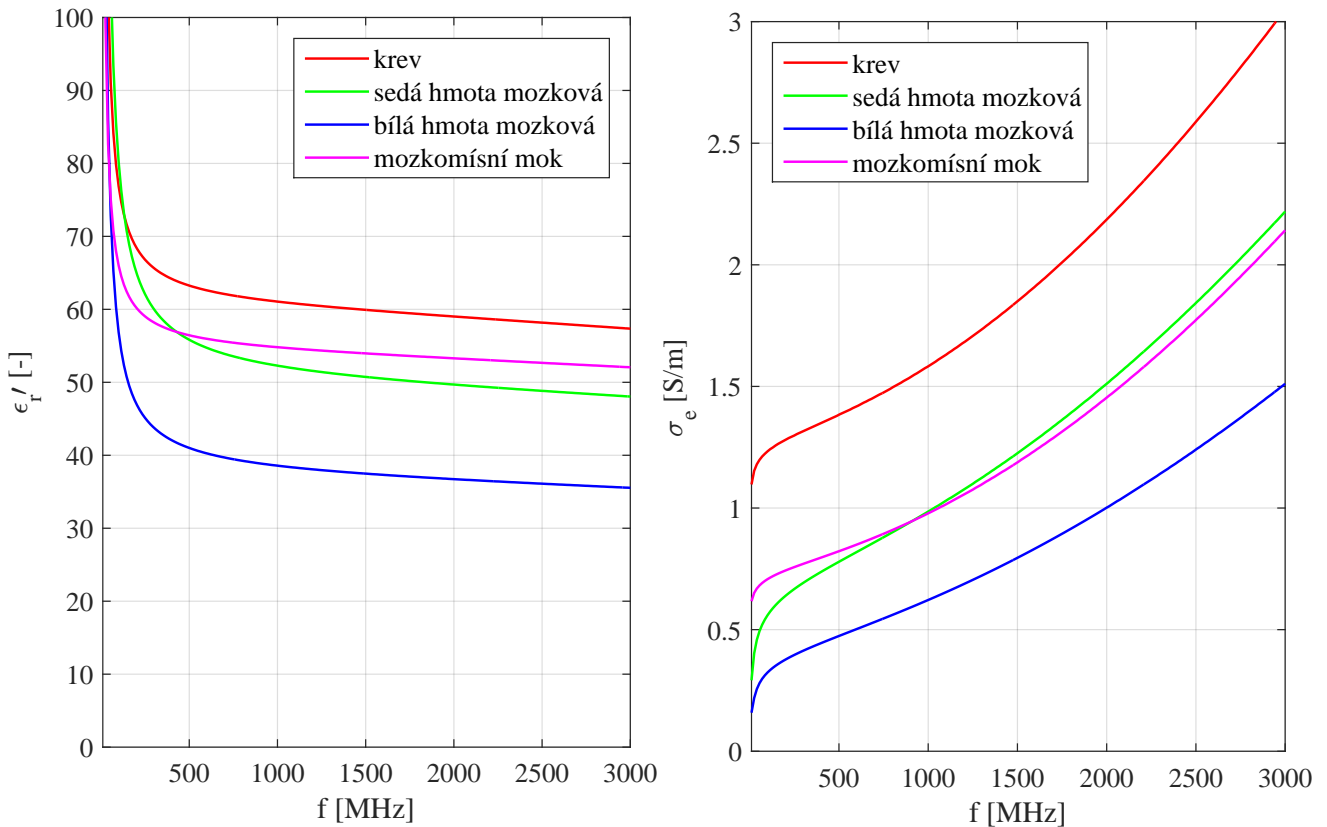
V této práci bylo využito pro měření dielektrických vlastností vzorků odrazné sondy



Obrázek 5: Dielektrické vlastnosti svalové tkáně v širokém frekvenčním spektru 10 Hz až 100 GHz [12]



Obrázek 6: Relativní permitivita (vlevo) a vodivost (vpravo) vybraných lidských tkání v závislosti na frekvenčním pásmu 10 až 3000 MHz [12, 14, 15]

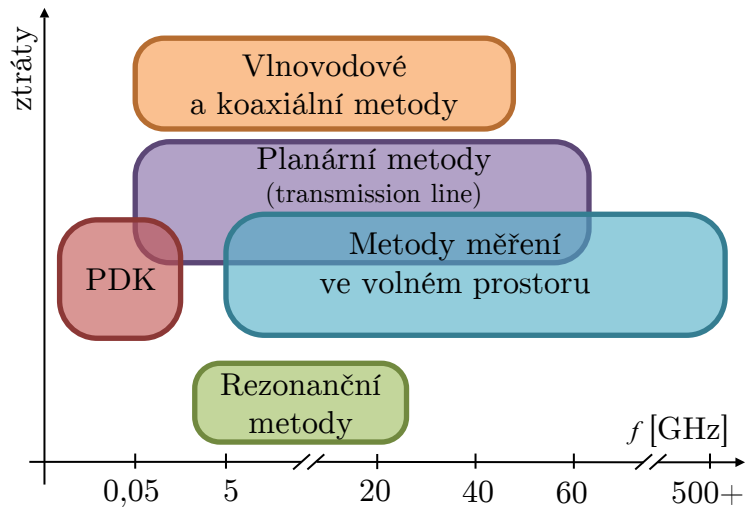


Obrázek 7: Relativní permitivita (vlevo) a vodivost (vpravo) vybraných lidských tkání v závislosti na frekvenčním pásmu 10 až 3000 MHz [12, 14, 15]

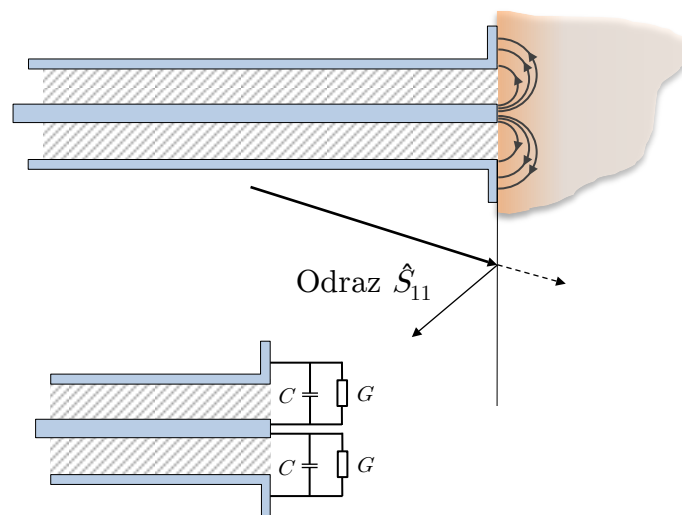
založené na otevřeném konci koaxiálního vedení. Tato metoda využívá pro výpočet permitivity a vodivosti odrazový parametr  $\hat{S}_{11}$ . Lze ji využít v širokém frekvenčním pásmu od desítek MHz až do stovek GHz. Měřené materiály by měly být nemagnetické, izotropní a homogenní (bez vzduchových bublin) a objem měřeného vzorku by měl být větší než minimální, uvedený v specifikaci měřicí sondy. [7, 16]

Z generátoru se přes sondu vyšle harmonická vlna o známé amplitudě a fázi (lze popsat komplexní amplitudou napěťové vlny) do měřeného vzorku. Její odražená část je následně změřena. Koeficient odrazu  $\hat{S}_{11}$  určuje poměr odražené vůči dopadající (vyslané) vlně (resp. komplexních amplitud napěťových vln). Z něho se poté dopočítají potřebné dielektrické parametry měřeného materiálu [7]. Tento princip a jeho elektrická analogie jsou obecně zobrazeny na obrázku 9.

Z výše uvedených metod pro měření dielektrických vlastností lze princip paralelního deskového kondenzátoru využít v numerických modelech pro výpočet heterogenních směsí, které jsou dále popsány v kapitole 3.1 a které byly využity i v této práci.



Obrázek 8: Praktické metody pro měření dielektrických vlastností materiálů v závislosti na frekvenčním pásmu a ztrátových vlastnostech materiálu (PDK - paralelní deskový kondenzátor). Převzato a upraveno od [3]



Obrázek 9: Princip metody otevřeného konce koaxiálního vedení a její elektrická analogie. Převzato a upraveno z [3].

### 3 Přehled současného stavu

#### 3.1 Numerické modely kompozitních materiálů

Mnoho studií se zabývalo modelováním a výpočtem dielektrických vlastností emulzí [10, 17, 18] či kompozitů [19, 20, 21, 22]. Kompozitní materiál sestává ze dvou či více chemicky odlišných komponent a může být vyráběn různými postupy vedoucími k široké různorodosti jeho morfologické struktury [22].

K výpočtu dielektrických vlastností se používá převážně princip paralelního deskového kondenzátoru v softwarových simulátorech založených na metodě konečných prvků. Podstatou tohoto modelování je kombinace dipólové a migrační, příp. Maxwell-Wagnerovy polarizace, popsanych v podkapitole 2.3.2. Morfologie má navíc velký vliv na fyzikální chování kompozitů. [8, 22]

### 3.1.1 Efektivní permitivita a vodivost

V nehomogenních materiálech složených z více materiálů se využívá k popisu dielektrických vlastností efektivní permitivity  $\epsilon_{\text{eff}}$  a efektivní ekvivalentní vodivosti  $\sigma_{\text{eff}}$  [8, 10].

Směs popsána efektivní permitivitou je elektromagnetickým polem ovlivňována stejným způsobem jako homogenní materiál se stejnými dielektrickými vlastnostmi. Frekvenční závislost efektivní permitivity lze tedy popsat stejnými vztahy jako jsou rovnice (6) a (8) dle Debye či Cole-Cole modelu. [8, 10]

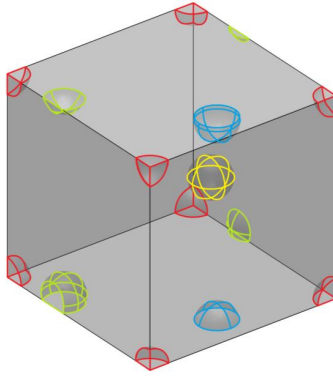
### 3.1.2 Náhodná geometrie inkluzí v kompozitu

Generováním náhodné geometrie 2D kruhovitých inkluzí v kompozitech za účelem výpočtu efektivních hodnot permitivity se zabývaly studie [17, 18, 20, 21, 22]. Jedná se o nejjednodušší modely v této problematice.

Výpočet efektivních dielektrických parametrů u náhodně i nenáhodně rozmístěných inkluzí ve 3D modelech lze najít ve studiích [19, 24, 25] a zejména pak v [10], která vychází z principu náhodného sekvenčního přidávání (RSA = random sequential addition). Jednotlivé souřadnice inkluzí kulovitého tvaru se generují postupně do krychlové buňky, která představuje emulzi, za použití generátoru náhodných čísel pomocí funkce `rand()` v programovém prostředí MATLAB<sup>®</sup>. Inkluze se nesmí překrývat a pokud se vygenerují na okraj krychle, musí na sebe periodicky navazovat v daném směru na druhé straně krychle. Jedna koule je na počátku rozmístěna do osmi rohů krychle, aby se zajistila symetrie. Princip sekvenčního přidávání a rozdělování kulových inkluzí zobrazuje obrázek 10. [10]

Na základě výše popsanych periodických struktur tedy lze předpokládat, že samotná struktura bude vykazovat stejné efektivní dielektrické vlastnosti jako libovolně velké těleso složené z těchto na sebe navazujících struktur. Při definovaných rozměrech krychlové emulze a kulových inkluzí lze následně měnit objemové zastoupení jednotlivých materiálů





Obrázek 10: Princip symetrie a navazování ve všech třech směrech při vytváření náhodné geometrie [10]

v emulzi či kompozitu pouze pomocí počtu koulí v krychli. [10]

### 3.1.3 Směšovací rovnice (Mixing Formulas)

Pro výpočet efektivních dielektrických vlastností kompozitů či emulzí byly vytvořeny tzv. směšovací rovnice (mixing formulas). Ty udávají na základě praktických fyzikálních měření a výzkumů vztah či vzorec pro výpočet efektivních dielektrických vlastností kompozitů v závislosti na dielektrických vlastnostech, objemových poměrech, depolarizačních vlastnostech a tvaru inkluzí. [22]

Lze tedy předpokládat, že každý kompozit složený z různých materiálů o specifických vlastnostech bude vyjádřen jinou směšovací rovnicí. Některé rovnice berou v úvahu vnitřní morfologii kompozitu a některé ji z důvodu zjednodušení výpočtu zanedbávají. Většina směšovacích rovnic je však omezena svou použitelností pouze pro určitý objemový poměr inkluze-prostředí. Nejpoužívanější směšovací vzorce pro emulze a kompozity, popsány v [8], jsou Maxwell Garnett mixing formula a Bruggeman mixing formula.

## 3.2 Fantomy pro mikrovlnné metody

Pro preklinické testování diagnostických i terapeutických mikrovlnných metod je potřeba najít vhodný model, který dostatečně dobře aproximuje dielektrické vlastnosti vybraných tkání. Tyto modely se nazývají fantomy a liší se svou výrobou, použitým materiálem i teplotní a časovou stálostí.

Pro testování aplikátorů mikrovlnné hypertermie se využívá fantomů jedné tkáně s vysokým obsahem vody, většinou svalu. Poněvadž tento model napodobuje dielektrické vlastnosti pouze jedné vybrané tkáně, mluvíme zde o tzv. homogenním fantomu.

U mikrovlnného zobrazování je záměrem rozlišit uspořádání jednotlivých biologických tkání. Model, který aproximuje nejen dielektrické vlastnosti vybraných tkání, ale také charakterizuje geometrickou strukturu modelované části těla, se nazývá heterogenní fantom.

### 3.2.1 Vodní, olejové fantomy

Dielektrické vlastnosti biologických tkání jsou přímo závislé na obsahu vody [13], a proto je většina vyráběných fantomů založena na destilované vodě, resp. solném roztoku, agarovém nebo jiném želatinovém prášku a oleji. Přidávají se zde i další substance pro lepší aproximaci dielektrických vlastností tkání nebo zvýšení trvanlivosti. Dostupné recepty pro výrobu vodních fantomů zobrazuje tabulka 3.

Jejich výhodou je rychlá, snadná výroba a poměrně přesné dielektrické vlastnosti. Nevýhodami vodních fantomů jsou však malá časová (řády hodin, dnů) a teplotní stálost z důvodu vypařování vody či jiné degenerace materiálu (zkažení vzorku), nemožnost opakovaného použití a s tím spojené náklady na materiál, nepřesnosti při časté výrobě a pro časově stálejší fantomy i zdravotní nebezpečí z důvodu použití toxických či karcinogenních látek (toluen, formaldehyd).

### 3.2.2 Suché fantomy

Z důvodů eliminace expirujících látek vodních fantomů jsou snahy vyrobit teplotně, materiálově i časově stabilní fantom, který lze opakovatelně využít při testování mikrovlnné techniky.

Ve studiích [33, 34] autoři vytvořili pryskyřicový fantom s příměsí keramického a grafitového prášku. S rozvojem silikonových materiálů, mikro- i nano- vodivých částic lze najít silikonové fantomy [35, 36, 37] smíchané v různých poměrech s vodivými prášky (grafit, hliník, carbon black, Tuhalesk). Přesné postupy a použité materiály jsou kvůli novým, rozvíjejícím se metodám výroby většinou veřejně nedostupné.

Ve zmíněných studiích byla potvrzena časová, teplotní i materiálová stálost vyrobených kompozitů, proto se suché fantomy jeví jako velmi vhodné testovací materiály. Nevýhody jsou vyšší pořizovací cena laboratorních pomůcek, vodivých prášků, případně riziko zdravotní závadnosti (carbon black) při jejich výrobě, a složité výrobní postupy zahrnující mnoho kroků (stejněměrné míchání, vakuování, časová omezenost z důvodu tuhnutí spojovacích látek).

Tabulka 3: Recepty pro přípravu vodních homogenních fantomů dle volně dostupných zdrojů (PE = polyetylen)

Zdroj	Tříska	H <sub>2</sub> O	Zelatina	Olej	Detergent	Formalín	hmotnostní poměry složek m%							
							4-methylbenzoát	n-propanol	NaCl	Propylen glykol	PE prášek	Etanol	Mouka	
[27]	<b>kůže</b>	59,03	10,56	26,16	1,46	0,25	0,062	2,48	-	-	-	-	-	-
[27]	<b>sval</b>	74,15	13,27	8,52	0,45	0,31	0,078	3,12	-	-	-	-	-	-
[27]	<b>tuk</b>	18,08	3,24	74,78	3,04	0,076	0,02	0,76	-	-	-	-	-	-
[28]	<b>tuk</b>	32,04	5,87	57,72	2,61	0,37	0,03	1,35	-	-	-	-	-	-
[28]	<b>žláza</b>	56,02	10,02	29,49	1,41	0,63	0,06	2,36	-	-	-	-	-	-
[28]	<b>kůže</b>	62,08	11,11	19,71	1,17	0,74	0,07	5,12	-	-	-	-	-	-
[28]	<b>nádor</b>	74,42	13,31	7,84	0,41	0,84	0,08	3,10	-	-	-	-	-	-
[29]	<b>kůže</b>	74,41	5,46	13,02	0,27	0,27	-	-	-	6,56	-	-	-	-
[29]	<b>žláza</b>	70,42	4,40	18,49	0,26	0,27	-	-	-	6,16	-	-	-	-
[29]	<b>tuk</b>	45,15	7,90	44,02	0,34	0,34	-	-	-	2,25	-	-	-	-
[30]	<b>sval</b>	75,58	8,40	-	-	-	-	-	0,92	-	15,20	-	-	-
[31]	<b>prso</b>	22,28	2,14	61,28	14,30	-	-	-	-	-	-	-	-	-
[31]	<b>nádor</b>	66,74	1,00	-	-	-	-	-	0,67	-	-	31,59	-	-
[2]	<b>sval</b>	95,67	4,00	-	-	-	-	-	0,33	-	-	-	-	-
[2]	<b>tuk</b>	2,97	-	30,00	-	-	-	-	0,03	-	-	-	-	67,00
[32]	<b>hlava</b>	34,40	-	-	-	-	-	-	0,79	64,81	-	-	-	-

### 3.2.3 Heterogenní fantomy

Spojením a uspořádáním více homogenních fantomů do určité geometrické struktury napodobující prostorové uspořádání lidské části těla vznikne heterogenní fantom.

Vodní [29, 36, 38, 39, 40, 41, 42, 43], kombinované [44] i suché [35] heterogenní fantomy byly proměřeny a použity pro testování přístrojů mikrovlnného zobrazování. U vodních fantomů nastává problém v malé soudržnosti jednotlivých vrstev a celkově malé odolnosti v tahu a tlaku [43, 44, 45, 46, 47]. Tyto nedostatky řeší suché heterogenní fantomy. U kombinovaného heterogenního fantomu je základem pevná forma, obvykle vnější struktura napodobující části těla, do které se nalije vodní fantom. Studie, autoři a jejich vyrobené heterogenní fantomy jsou shrnuty v tabulce 4.

Tabulka 4: Shrnutí hlavních studií zabývajících se heterogenními fantomy pro MWI

Zdroj	Část těla	Kůže	Tuk	Žláza	Nádor	Typ fantomu
[35]	prso	✓	✓	✓	✓	suchý
[44]	prso		✓	✓		kombinovaný
[36]	prso, mozek	✓	✓		✓	vodní
[41]	kůže	✓	✓	✓		vodní
[42]	prso	✓	✓	✓		vodní
[38]	prso		✓	✓		vodní
[28, 39]	prso	✓	✓	✓		vodní
[29]	prso	✓	✓	✓		vodní
[40, 43]	prso	✓	✓	✓		vodní

## 4 Cíle práce

Jedním cílem této práce je na základě dostupných zdrojů vytvořit numerický model pro výpočet dielektrických vlastností kompozitních materiálů. Numerický model by měl umožňovat generování náhodného geometrického rozmístění inkluzí v buňce kompozitu. Na základě tohoto modelu by mělo být možné predikovat hmotnostní zastoupení vodivých prášků v kompozitu pro dosažení potřebných dielektrických vlastností napodobujících vybranou biologickou tkáň. Tím by se usnadnila výroba suchých kompozitních fantomů. Výsledky numerického modelu je nutné poté porovnat s reálnými vzorky kompozitů a na tomto základě ověřit jeho funkčnost.

Dalším cílem práce je navrhnout metodiku výroby a následně vyrobit kompozitní vzorky suchých homogenních fantomů, které by co nejlépe odpovídaly biologickým tkáním tuku, nádoru, kůže, žlázy (fibroglandulární tkáň), dále pak svalů, krvi, mozkomíšnímu moku, bílé a šedé hmotě mozkové na frekvencích 90, 434, 915, 1000 a 2450 MHz.

## 5 Metody

Tato práce má dvě hlavní části. První se zabývá vytvořením numerického modelu, jeho implementací na kompozity silikonu s vodivými inkluzemi a na tomto základě navržení vhodných kompozitních vzorků reprezentující biologické tkáně.

Druhá část se zabývá přímo zvládnutím výroby a testováním vzorků suchých fantomů. Obě metody jsou vyhodnoceny pomocí nejistot měření a vzájemně porovnány. Veškeré laboratorní práce a měření probíhaly na Fakultě biomedicínského inženýrství ČVUT v Praze.

### 5.1 Numerický model fantomu

Numerické simulace byly počítány na počítači s operačním systémem Windows 10 Enterprise, s procesorem Intel<sup>®</sup> Core<sup>™</sup> i7-5820K CPU @ 3.30GHz a s operační pamětí 128 GB.

K vytvoření vhodného modelu bylo postupováno od nejjednodušších 2D simulací až po náročnější 3D simulace v komerčním programu COMSOL<sup>®</sup> Multiphysics 5.1. Tento výpočetní nástroj zahrnuje jak grafický editor podporující CAD nástroje, možnost definovat a řešit diferenciální rovnice, tak i přednastavené moduly umožňující sestavení numerických modelů pro simulaci různých fyzikálních jevů a jejich kombinací.

Program je založen na metodě konečných prvků (*FEM* z angl. *Finite Element Method*) a svými předdefinovanými výpočetními postupy pro danou oblast fyziky se snaží co nejpřesněji popsat reálné procesy.

Pro správný výpočet simulací je potřeba dodržet kvazistatickou aproximaci, tedy hraniční podmínky, při kterých bude výpočet fungovat. V tomto případě je nutné zachovat podmínku, aby nehomogenity (inkluzy) byly mnohonásobně menší než vlnová délka působícího elektromagnetického pole [10, 24]. Zároveň hloubka vniku musí být mnohonásobně větší než je celková délka buňky. V souvislosti s hloubkou vniku je zapotřebí uvažovat také hustotu výpočetní mřížky (také výpočetní síť, z angl. *mesh*) uvnitř vodivých inkluzí. Zde musí platit, že hloubka vniku elektromagnetického pole je větší než největší čtyřstěny výpočetní sítě [10]. V modelech se bude počítat ve frekvenčním rozmezí 10 MHz až 3 GHz s buňkách o velikosti do  $10^{-4}$  m, tudíž by výpočty měly všechny nutné podmínky splňovat.

### 5.1.1 Základní nastavení modelu

Ve vytvořených modelech byly v záložce *Parameters* zadefinovány neměnné parametry jako velikost částic inkluzí či velikost celkového modelu. V oddělení *Geometry* byl následně vytvořen model složený z tzv. domén o definovaných geometrických parametrech. Do sekce *Materials* se zadaly dielektrické parametry složek kompozitu a přiřadily se k jednotlivým doménám modelu. Definované parametry a vlastnosti materiálů popisuje tabulka 5.

Tabulka 5: Vlastnosti materiálů využité v simulacích

Materiál	Relativní permitivita	Ekvivalentní el. vodivost	Hustota
	$\varepsilon_r$ (-)	$\sigma_s$ (S · m <sup>-1</sup> )	$\rho$ (kg · m <sup>-3</sup> )
Silikon	3	10 <sup>-2</sup>	1200
Grafit	15	1,5 · 10 <sup>4</sup>	2200

Řešení výpočtu modelu probíhalo na principu paralelního deskového kondenzátoru, což ve výběru fyzikálního oboru COMSOL<sup>®</sup> Multihysics odpovídá metodě *Electric currents (EC)*. V *Current Conservation* byly nejprve zadány všechny domény, se kterými se v modelu počítalo. Poté byly nadefinovány elektrické vlastnosti desek kondenzátoru. Spodní hrana či plocha modelu sloužila jako zem (*Ground*), měla tedy nulový potenciál, oproti tomu byl pro horní hrana či plochu zadefinován potenciál (*Electric Potential*) o velikosti  $V_0 = 1$  V. Následně byly vytvořeny periodické podmínky (*Periodic Condition*) pro každou protilehlou hrana či plochu zbývajících domén a to z důvodu návaznosti modelu v rámci stejného rozložení elektrického pole na protilehlých stranách modelu.

Pomocí funkce *Mesh* se vygenerovala výpočetní síť. Ze spojitého modelu se tedy vytvořil pomocí diskretizace model o konečném počtu prvků. V každém uzlovém bodu prvků byly vypočteny hodnoty rozložení elektrického pole. Pro velikost jednotlivých prvků byla zvolena možnost *Extremely fine*, tedy nejpodrobnější automatické generování výpočetní sítě. To znamená přesnější výpočet parametrů, avšak také větší výpočetní náročnost (více prvků, delší doba výpočtu). Pro tento typ modelu byl tvar prvků nadefinován jako *Free Triangular* a bylo důležité zajistit vytvoření přesné kopie rozmístění a velikosti prvků (*Copy Face*) na každé protilehlé straně modelu z důvodu zachování periodických podmínek. Funkce *Free Tetrahedral* vytvořila mřížku prvků ze čtyřstěnů pro zbývajících domény, okraje, hrany nebo body.

Jako studie byla zvolena možnost *Frequency domain*, v níž lze nastavit jednu nebo více frekvencí, se kterými bude program počítat. Pro účely práce byly použity ty frekvence, na kterých převážně pracují mikrovlnné metody pro léčebné účely, vypsány v tabulce 1. Poněvadž se v těchto modelech projevuje disperze pouze minimálně (z důvodu počítání s neměnnou hodnotou dielektrických parametrů pro všechny frekvence), je u jednodušších modelů zvolena pro výpočet pouze jedna frekvence [10]. V této části lze nastavit i funkci *Parametric sweep*, pomocí níž se vypočítá řešení modelu pro jeden nebo více se měnících parametrů bez potřeby manuálního přenastavování.

V záložce výsledků (*Results*) byla v sekci *Derived values* použita rovnice pro výpočet relativní efektivní permitivity u 3D modelů:

$$\varepsilon'_{r,\text{eff}} = \frac{d \iiint_V \varepsilon' |\underline{E}|^2 dv}{A \varepsilon_0 u^2}, \quad (9)$$

kde  $d$  (m) je vzdálenost mezi deskami kondenzátoru,  $A$  (m<sup>2</sup>) je plocha jedné desky kondenzátoru,  $\varepsilon'$  (F · m<sup>-1</sup>) vyjadřuje reálnou část permitivity,  $|\underline{E}|$  (V · m<sup>-1</sup>) je špičková hodnota lokální intenzity elektrického pole,  $\varepsilon_0$  vyjadřuje permitivitu vakua a  $u$  (V) je špičková hodnota střídavého napětí kondenzátoru, v našem případě se rovná hodnotě  $V_0 = 1\text{V}$ . Efektivní ekvivalentní elektrická vodivost je rovna vztahu:

$$\sigma_{e,\text{eff}} = \frac{d \iiint_V (\sigma_s + \omega \varepsilon'') |\underline{E}|^2 dv}{A u^2}. \quad (10)$$

V záložce *Results* byly dále vytvořeny schématické grafy rozložení (*Surface*, *Volume*, *Multislice*) elektrického pole [10, 48].

### 5.1.2 2D simulace

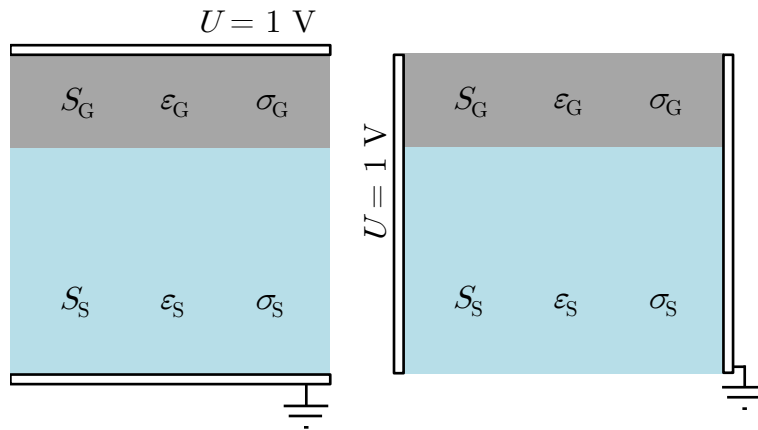
Pro částečné potvrzení funkčnosti simulací byly nejprve vytvořeny 2D simulace. Hodnoty veličin využitých v modelech jsou vypsány v tabulce 6. Nejjednoduššími modely byla dvě různá dielektrika (silikonu a grafitu) navrstvená na sebe v horizontálním či vertikálním směru (obrázek 11). Simulace se počítaly pro frekvenci 1 GHz.

Následně byl umístěn na okraj silikonového dielektrika grafitový polokruh tak, aby případně bylo možné tento model rotovat kolem svislé osy za vzniku válce s koulí uprostřed. V další simulaci se umístil jeden kruh do prostoru a druhý se po čtvrtinách rozmístil do rohů dielektrika, aby vznikly periodické podmínky. Takto lze interpretovat model ne-



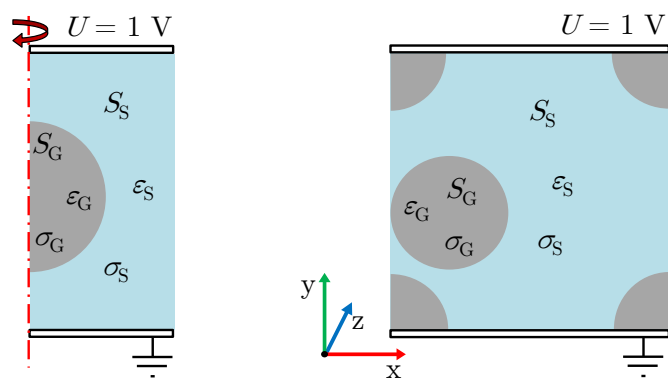
Tabulka 6: Parametry zadávané do 2D modelů při 30% zastoupením grafitu

Název parametru	Značka, jednotka	Hodnota	Poznámka
Šířka obdélníku	$a$ ( $\mu\text{m}$ )	40	pro buňku s dvěma
Výška obdélníku grafitu	$b_1$ ( $\mu\text{m}$ )	16	vrstvami
Výška obdélníku silikonu	$b_2$ ( $\mu\text{m}$ )	24	
Výška obdélníku	$a$ ( $\mu\text{m}$ )	24,35	pro rotační buňku
Šířka obdélníku	$b$ ( $\mu\text{m}$ )	12,18	s poloviční kruhovou
Poloměr kruhu	$r$ ( $\mu\text{m}$ )	8	inkluzí
Velikost strany čtverce	$a$ ( $\mu\text{m}$ )	46	pro krychlovou buňku
Poloměr kruhu	$r$ ( $\mu\text{m}$ )	8	s kruhovými inkluzemi



Obrázek 11: Schéma 2D simulace s vrstvenými dielektriky (vlevo horizontální, vpravo vertikální).  $S$  - plocha,  $\varepsilon$  - permitivita,  $\sigma$  - vodivost

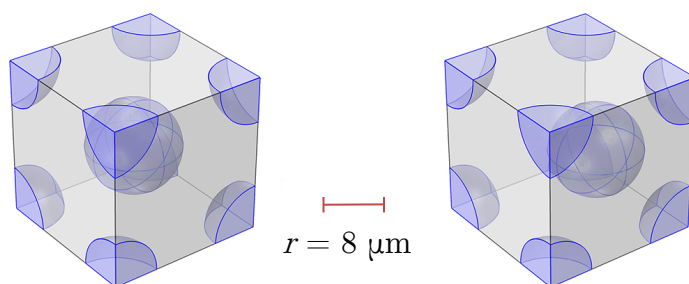
konečně dlouhého dielektrika, kde se z obdélníkového silikonového dielektrika stane kvádr a z grafitových kruhů nekonečně dlouhé válce s výškou v ose  $z$ . Schéma modelu je zobrazeno na obrázku 12.



Obrázek 12: Schéma 2D simulace buňky silikonového dielektrika ( $S_S, \epsilon_S, \sigma_S$ ) s grafitovými inkluzemi ve tvaru kružnic ( $S_G, \epsilon_G, \sigma_G$ )

### 5.1.3 3D simulace

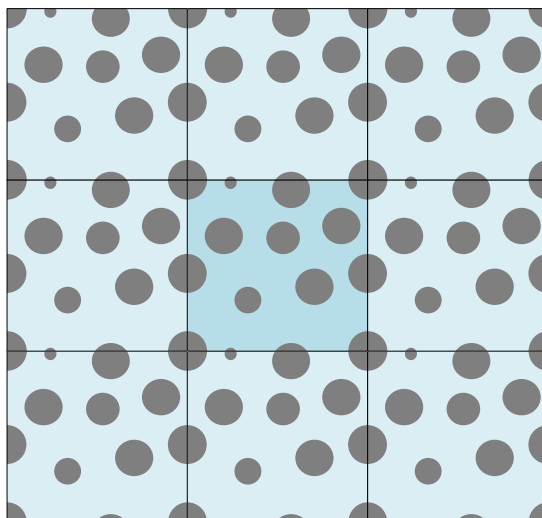
Rozšířením 2D modelu z obrázku 12 o třetí souřadnici získáme trojrozměrnou buňku ve tvaru krychle ze silikonu, ve které jsou umístěny inkluze, v našem případě koule (obrázek 13), z nichž je jedna po osminách rozmístěna v rozích z důvodu zachování periodických podmínek (obrázek 10 a 14).



Obrázek 13: 3D model buňky silikonu s grafitovými kulovými inkluzemi ve 30% hmotnostním zastoupení grafitu vytvořený v COMSOL<sup>®</sup> Multiphysics

Dielektrické vlastnosti lze následně měnit velikostí krychle (velikost grafitových částic je pevně daná), čímž se mění objemový či hmotnostní poměr grafitu v kompozitu. Další změnu dielektrických vlastností lze dle předpokladů způsobit také umístěním inkluze.

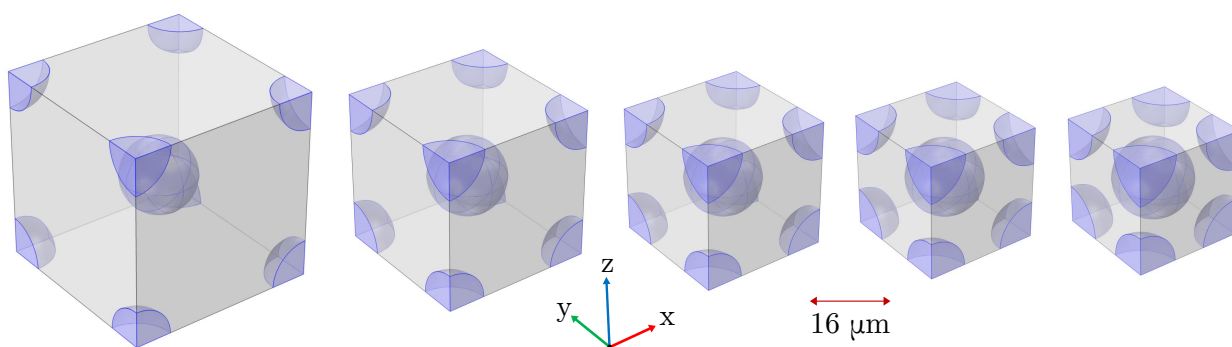
Poněvadž se v tomto modelu uplatňuje převážně Maxwell-Wagnerova polarizace [8], dielektrické parametry závisí ve velké míře i na tvaru částic, proto jsem dále zkoumal, jak dielektrické parametry ovlivňují symetrická tělesa různých tvarů a zaoblení.



Obrázek 14: Princip periodicity: Základní buňka kompozitu a kolem ní jejích osm periodických kopií. Využito u 3D simulace s náhodnou geometrií v kapitole 5.1.5. Převzato a upraveno z [10]

#### 5.1.4 Výběr vhodného tvaru inkluze

Jako výchozí model jsem si určil model silikonové buňky ve tvaru krychle s dvěma grafitovými inkluzemi ve tvaru koulí o poloměru  $8 \mu\text{m}$ , jak lze vidět na obrázku 13. Zkoumal jsem vliv na efektivní dielektrické vlastnosti kompozitu jak z hlediska změny hmotnostních poměrů materiálů (10%, 20%, 30%, 40% a 50% hmotnostní zastoupení grafitu ve vzorku), tak i změny polohy prostřední koule.

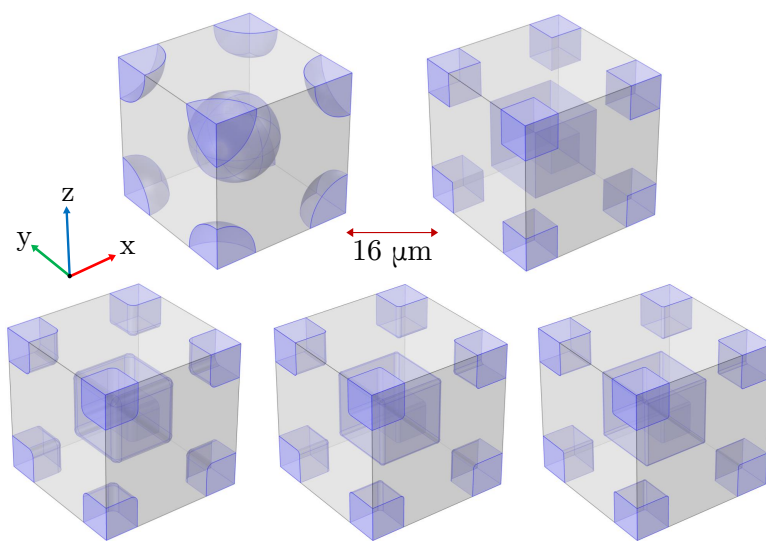


Obrázek 15: Jednotlivé buňky kompozitů s různým hmotnostním zastoupením grafitu (zleva 10 %, 20 %, 30 %, 40%, 50%), jehož bylo dosaženo změnou hrany krychle

Hodnoty dielektrických vlastností této simulace byly dále porovnávány s modely, které místo kulovitých využívaly krychlové inkluze. Vychází se z předpokladu, že při Maxwell-Wagnerově polarizaci se hromadí náboj zejména na hranatějších objektech, tudíž by teoreticky měly tyto modely s krychlovými inkluzemi simulovat vyšší dielektrické vlastnosti [8]. Navíc by se krychlové modely více přiblížili tvaru reálných grafitových in-

kluzí.

Při zachování periodických podmínek byly hodnoceny a porovnávány vlivy na efektivní dielektrické vlastnosti z hlediska změn geometrie modelů (změny hmotnostních poměrů inkluzí pomocí změny velikosti hrany krychle buňky, změny polohy a rotace prostřední inkluze či změny zaoblení (funkce *Fillet*) hran inkluzí). V tabulce 7 jsou popsány základní parametry 3D modelů a jednotlivé porovnání geometrických změn jsou znázorněny na obrázcích 16 a 17.

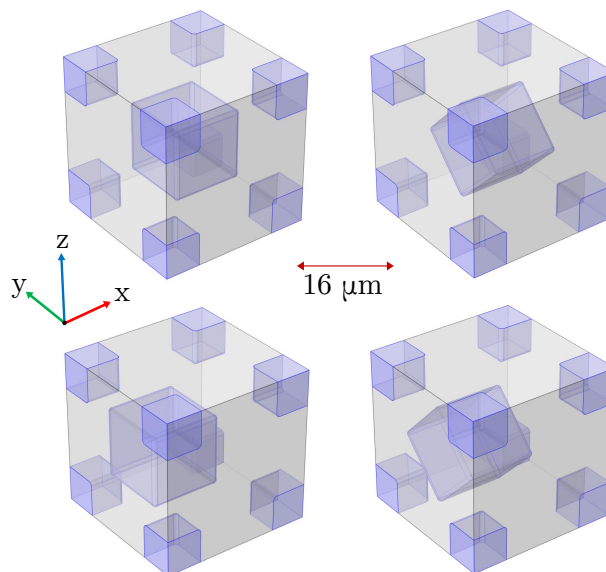


Obrázek 16: Porovnání geometrických tvarů inkluzí v modelu kompozitní buňky o 30% hmotnostním zastoupení grafitu. Zleva nahoře koule, krychle a tři krychle s různým zaoblením hran

Tabulka 7: Parametry zadávané do 3D modelů s měnící se geometrií

Název parametru	Značka, jednotka	Hodnota		Poznámka
		Koule	Krychle	
Hrana krychle kompozitní buňky	$a$ ( $\mu\text{m}$ )	42,18	39,25	10 hm% inkluze
		32,94	30,65	20 hm% inkluze
		28,29	26,32	30 hm% inkluze
		25,24	23,48	40 hm% inkluze
		22,99	21,39	50 hm% inkluze
Poloměr kulovité inkluze	$r$ ( $\mu\text{m}$ )	8		inkluze $< 20 \mu\text{m}$
Hrana krychlové inkluze	$h$ ( $\mu\text{m}$ )	12		inkluze $< 20 \mu\text{m}$
Poloměr zaoblení hran inkluzí	$p$ ( $\mu\text{m}$ )	1,2   0,6   0,4	$\frac{h}{10}$   $\frac{h}{20}$   $\frac{h}{30}$	
Úhel rotace inkluze	$\varphi$ ( $^\circ$ )	45		rotace v ose x
Posun inkluze	$\Delta d$ ( $\mu\text{m}$ )	$\frac{a}{2,8}$		posun v ose x

Velikosti inkluzí byly stanoveny na základě technického listu grafitového prášku, kde je uvedena hodnota částic menších jak  $20 \mu\text{m}$ . Poloměr zaoblení odpovídal výpočetním možnostem modelu (čím menší poloměr, tím vyšší výpočetní náročnost). Posun inkluze byl stanoven na hodnotu  $\frac{a}{2,8}$  z důvodu vyvarování se stavu, kdy by část inkluze z buňky vyčnívala.



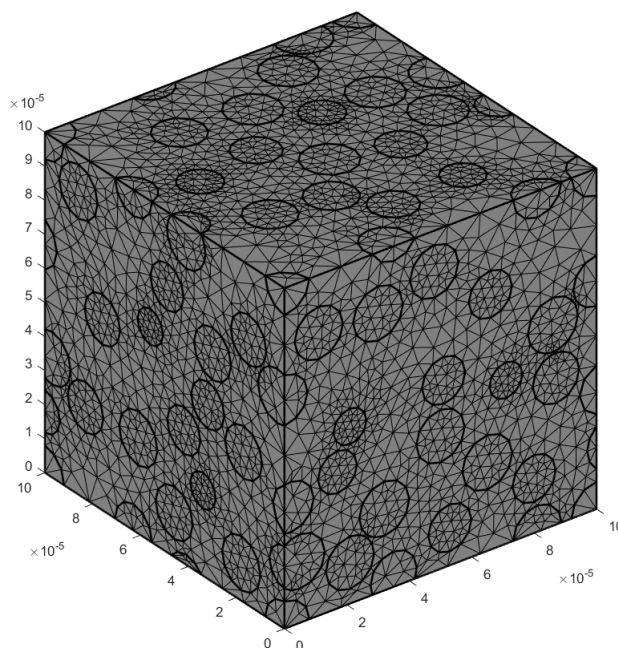
Obrázek 17: Kompozitní buňky o 30% hmotnostním zastoupení grafitu s geometrickými změnami: rotace (vpravo nahoře), posunutí (vlevo dole) a jejich kombinace (vpravo dole)

### 5.1.5 3D model s náhodnou geometrií

Model kompozitní buňky s kulovitými inkluzemi byl následně vygenerován do podoby skriptu v programovém prostředí MATLAB<sup>®</sup>, kde byl dále upravován.

K vytvoření a popsání náhodné geometrie byl využit skript z [10]. Náhodná geometrie je založena na generátoru náhodných čísel pomocí funkce `rand()`. Funkce postupně přiřadí každé inkluzi náhodnou originální souřadnici v osách  $x, y, z$ . Pokud se souřadnice jedné inkluze s jinou již vygenerovanou shoduje nebo by mohlo dojít k jejich prolnutí, vygeneruje funkce souřadnici novou. V podmínkách je také určeno, jak moc se k sobě inkluze mohou přiblížit. Čím menší je vzdálenost mezi inkluzemi, tím se generuje složitější síť konečných prvků, což má za následek i zvýšení výpočetní náročnosti simulace.

Po přiřazení souřadnic každé z inkluzí je jedna koule po osminách rozmístěna do všech rohů krychle a ostatní koule se vygenerují. Postupně se všem objektům přiřazují domény, aby se správně vygenerovala výpočetní síť (obrázek 18). Velikost výpočetní sítě byla z důvodu náročnosti nastavena na hodnotu *Extra fine*.



Obrázek 18: Výpočetní síť konečných prvků při vytvoření modelu se 40% hmotnostním zastoupením grafitových inkluzí

Následně se k jednotlivým doménám přiřadí jejich materiálové vlastnosti (tabulka 5) a pomocí metody *Electric currents (EC)* proběhne výpočet rozložení elektrického pole. Po výpočtu se pomocí objemových integrálů pomocí rovnic (9) a (10) vypočítají efektivní dielektrické vlastnosti daného modelu pro určené rozmezí frekvencí.

Tabulka 8: Parametry zadávané do 3D modelů s náhodným generováním geometrie

Název parametru	Značka, jednotka	Hodnota	Poznámka
Hrana krychle kompozitní buňky	$a$ (m)	$8 \cdot 10^{-5}$	-
Poloměr kulovité inkluze	$r$ (m)	$8 \cdot 10^{-6}$	-
Hmotnostní poměr grafitu	$P_g$ (%)	10, 20, 30, 40, 50	-
Frekvenční pásmo	$f$ (Hz)	$10^7$ až $3 \cdot 10^9$	případně jednotlivě
Počet simulací pro každý $P_g$	-	10	-
Velikost výpočetní sítě ( <i>Mesh</i> )	$h$ (-)	2	Extra fine
Minimální vzdálenost inkluzí	$\delta$ (m)	$4 \cdot 10^{-8}$	$\delta = 0,005 \cdot r$

Poloměr kulovité inkluze i velikost krychlové buňky jsou pevně dané, a proto se hmotnostní poměr určuje počtem vygenerovaných inkluzí do buňky. Pro výpočet potřebného počtu inkluzí  $N$  v daném hmotnostním poměru jsem odvodil vztah:

$$N = \frac{a^3 P_g}{\frac{4}{3} \pi r^3 (100 \rho_g + \rho_s P_g - \rho_g P_g)}, \quad (11)$$

kde  $a$  je hrana krychlové buňky,  $r$  je poloměr kulovité inkluze,  $\rho_s$  je hustota silikonu,  $\rho_g$  je hustota grafitu a  $P_g$  je hmotnostní poměr grafitu v inkluzi. Vstupní parametry použité do simulace jsou vypsány v tabulce 8. Maximální počet inkluzí, které se do buňky vejdou bez překrytí, je při těchto zvolených parametrech 90 (57 % hmotnostního zastoupení grafitu), přičemž se pro 50% hmotnostní poměr využije 84 inkluzí. Z tohoto důvodu bylo 50 %hm. určeno jako maximální možný poměr pro úspěšný výpočet simulace.

Poněvadž rozložení elektrického pole (tím i efektivní dielektrické parametry) závisí na vzájemné poloze jednotlivých inkluzí, pro jeden model o stejném hmotnostním zastoupením grafitu se výsledné hodnoty simulací lišily [8]. Z tohoto důvodu bylo pro každý model provedeno 10 simulací, z jejichž výsledků se určila standardní nejistota typu A, tedy výběrová směrodatná odchylka aritmetického průměru.

Výsledné hodnoty efektivních dielektrických parametrů byly automaticky zapisovány a exportovány do souboru .xlsx, z něhož mohly být vyhodnoceny a porovnány s dielektrickými parametry biologických tkání (žlázy, tuku, nádoru a kůže) na frekvencích z tabulky 1.

### 5.1.6 Porovnání 3D modelu s reálnými vzorky

Dle modelu byly vyrobeny reálné kompozitní vzorky o stejných hmotnostních poměrech grafitu. Porovnání se provedlo procentuální diferencí dielektrických parametrů reálného vzorku a numerického modelu pro hmotnostní poměry 10 %, 20 %, 30 %, 40 % a 50 %.

## 5.2 Výroba a testování suchých fantomů

Byly navrženy různé poměrové směsi pro výrobu vzorků homogenních fantomů. Dle dostupných zdrojů [37, 35, 49, 50] byla odhadnuta či odvozena metodika postupů tvorby fantomů, přičemž bylo dbáno na opakovatelnost a reprodukovatelnost výroby vzorků.

### 5.2.1 Použité přístroje a materiály

Pro výrobu fantomů byly zvoleny a použity potřebné přísady (tabulka 9), u nichž se předpokládaly pozitivní výsledné hodnoty. Důvodem použití přístrojů uvedených v tabulce 10 byla především snaha o co největší automatizaci a eliminaci lidské chyby.

Silikon je obecně brán jako anorganicko-organický polymer s dobrými elektroizolačními a pevnostními vlastnostmi i teplotní a časovou stálostí. Pro výrobu byl použit dvousložkový formovací silikon MM906 od AAC Silicones zejména kvůli jeho dobrým pevnostním vlastnostem a pomalejší dobou tvrdnutí.

Grafitový prášek by měl smícháním se silikonem především zvyšovat hodnotu permitivity a z menší části také hodnotu vodivosti. Práškem Carbon black (také nazývaným jako karbonová čerň) by se měly naopak regulovat vodivostní vlastnosti fantomu.

Tabulka 9: Seznam přísad vyzkoušených či využitých pro výrobu fantomů

Pří sada   materiál	Specifikace	Výrobce   dodavatel
Silikon	Dvousložkový formovací silikon MM906	AAC Silicones
Katalyzátor	MM CAT B5 NT pro vytvrzení silikonu	AAC Silicones
Grafitový prášek	Graphite powder, < 20 $\mu\text{m}$ , synthetic	Sigma Aldrich
Karbonová čerň	Carbon black, acetylene, 50% compressed, 99.9+%	Alfa Aesar
Tuhalesk	Levný grafitový prášek na čištění litin	Združena, Gelnica





Obrázek 19: Optické odlišnosti použitých prášků. Zleva: Carbon Black, Grafit, Tuhalesk

Pro vytváření těchto směsí byl využit kuchyňský robot a hnětač BOSCH, především z důvodu silného krouticího momentu, unifikace algoritmu míchání a velmi efektivního promíchání, při kterém lze plynule měnit otáčky.

Vakuovací systém sestávající se z vývěvy a vakuové nádoby slouží k odsání vzduchových bublin z kompozitu v tekuté formě, čímž zajišťuje potřebnou homogenizaci fantomu [37] a předejití rozdílným dielektrickým vlastnostem v jednom vzorku.

Ochranné pomůcky, především rukavice, brýle a respirátor jsou nezbytné při manipulaci s karbonovou černí kvůli jejímu podezření na vznik rakoviny plic při inhalaci a podráždění očí. Dále je doporučeno zacházet s tímto práškem v dobře větraných prostorách, čemuž byla laboratoř následně přizpůsobena.

### 5.2.2 Navržené směsi vzorků fantomů

V první části výroby byly vždy vyráběny kompozity o dvou složkách. Jednotlivé hmotnostní poměry prášků zamíchané v silikonu jsou vypsány v tabulce 11.

Některé směsi nemohly být z důvodu ztráty pevnosti kompozitu vyrobeny ve vyšším hmotnostním poměru, jako například Carbon black, který se při vyšších koncentracích začínal drolit a kompozit přestával být soudržný.

V tabulkách a grafech byly názvy vodivých prášků a jejich hmotnostní poměry nahrazeny zkratkami. Například „g20” znamená dvousložkový kompozitní vzorek o 20% hmotnostním zastoupení grafitového prášku nebo „g30cb2” je tříložkový kompozitní vzorek o 30% hmotnostním zastoupení grafitového prášku a 2% hmotnostním zastoupení prášku Carbon black.

Na základě výsledků mechanických i dielektrických vlastností těchto prvních vzorků byly již postupně cíleně navrhovány a vyráběny další, tříložkové kompozity, které by lépe aproximovaly nejdůležitější biologické tkáně. Tabulka 12 ukazuje jednotlivé vyrobené

Tabulka 10: Specifikace pomůcek a přístrojů použitých při výrobě fantomů

Přístroj   pomůcka   materiál	Specifikace	Účel, důvod použití
Vakuovací set	komora BestValueVac® 10 Gallon Vacuum Chamber	Vakuování vzorků
	vývěva CPS VP6D 6 CFM 2 Stage Vacuum Pump	
Elektrický hnětač	Bosch MUM 57860	Míchání směsí
Laboratorní váha	KERN EMB 1200-1	Vážení přísad
Plastové formy pro vzorky	Kelímek 100/31 d68mm, v54mm, 125 ml	Jednorázová forma pro fantom do jeho ztvrdnutí
Plastová lžíce	Lžíce polévková - polystyren	Manipulace s kompozitem v tekutém stavu
Kuchyňské stěrky	1x silikonová, 1x plastová	Manipulace s kompozitem v tekutém stavu
Papírové ubrousky	-	Čištění přístrojů, odstranění prášků z povrchů
Isopropanol G.R.	Isopropylalkohol p.a. C <sub>3</sub> H <sub>8</sub> O	Čištění přístrojů, odstranění prášků z povrchů
Rouška	chirurgická	Ochrana dýchací soustavy
Respirátor	REFIL FFP2-vent.aktivní uhlí	
Latexové rukavice	Touchntuff modré 300 mm	Ochrana
Ochranná čepice	chirurgická	jednotlivých
Ochranný plášť	chirurgický	částí
Ochranné brýle	P-Lab L645122	těla

Tabulka 11: Hmotnostní poměry vyrobených dvousložkových směsí

Látka	Procentuální poměry složek kompozitu (m%)													
Silikon	100	99	98	97	95	93	90	85	80	73	70	60	55	50
Tuhalesk	-	-	-	-	-	-	10	-	20	-	30	40	-	-
Grafit	-	-	-	-	-	-	10	15	20	27	30	40	45	50
Carbon black	-	1	2	3	5	7	10	15	-	-	-	-	-	-

vzorky.

Tabulka 12: Hmotnostní poměry vyrobených třísložkových směsí

Látka	Procentuální poměry složek směsi (m%)									
Popis vzorku	g <sub>5</sub> cb2	g <sub>5</sub> cb5	g <sub>5</sub> cb7	g <sub>10</sub> cb1	g <sub>10</sub> cb2	g <sub>15</sub> cb5	g <sub>30</sub> cb2	g <sub>30</sub> cb3	g <sub>40</sub> cb1	
Silikon	93	90	88	89	88	80	68	97	59	
Grafit	5	5	5	10	10	15	30	30	40	
Carbon black	2	5	7	1	2	5	2	3	1	

### 5.2.3 Metodika výroby vzorků fantomů

Na základě dostupných přístrojů a chování materiálů byl vytvořen níže popsáný metodický postup výroby suchých fantomů.

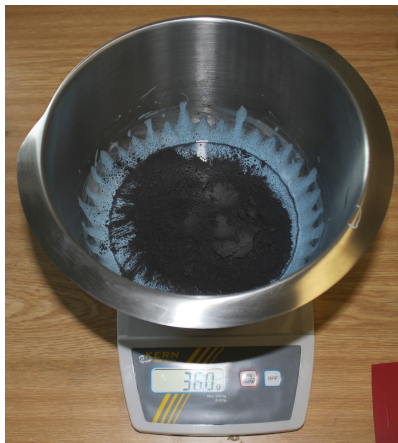
Nejdříve jsem si odvážil danou hmotnost silikonu a jeho katalyzátoru v poměru 100:5 hmotnostních jednotek, čímž jsem dostal výslednou poměrovou hmotnost první složky kompozitu. Silikon a katalyzátor jsem v hnětači důkladně promíchal, dokud nebyl odstín barvy stejnorodý.

Mezitím jsem navážil přesné množství prášku, který byl následně přidán do hnětací mísy. Mísu jsem uzavřel víkem, aby se při míchání nerozprášily částice prášku do okolí. Směs jsem nechal mixovat přibližně 5 minut nebo do doby, dokud nebyla homogenní.

Umixovaná směs byla následně vyjmuta a přelita, příp. přendána, do formy. U směsí s vyšší koncentrací prášku, kde má hmota vyšší viskozitu, bylo potřeba jí co nejlépe vtlačit do formy a důkladně překontrolovat, zda doléhá na stěny a nejsou zde větší vzduchové otvory.



Obrázek 20: Smíchání silikonu a katalyzátoru

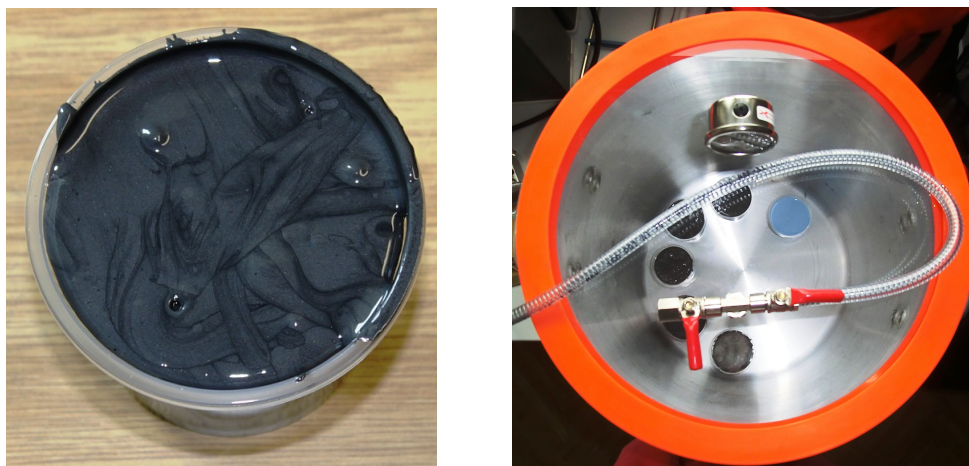


Obrázek 21: Smíchání grafitového prášku se silikonem

Forma s připraveným kompozitem byla dále uložena do vakuovací komory, kterou jsem uzavřel víkem, ventily jsem nastavil do pozice vakuování a spustil vývěvu. Vzorky byly opakovaně vakuovány do tlaku  $-0,9$  Bar, kdy po dosažení této hodnoty podtlaku byla vývěva vypnuta a pomocí ventilů jsem komoru utěsnil, aby zde vakuum zůstalo po dobu vyprchávání bublin ze směsi. U tekutějších směsí je vysoká pravděpodobnost expanze kompozitu mimo formu z důvodu vyprchávání velkého množství bublin, proto bylo potřeba kolem ní vytvořit zábrany, na což stačily stěny z papíru vysoké přibližně 8 cm. Celková výroba jednoho vzorku trvala průměrně jednu hodinu. Po vyndání z vakuové komory jsem nechal vyrobený fantom den a půl ztuhnout.

Každý vzorek byl rozdílný svou obtížností výroby. Se vzorky s malým množstvím vodivých prášků se snadno manipulovalo. S přibývajícím hmotnostními procenty prášků však byla manipulace se vzorky těžší. Po odstranění formy byly u všech kompozitních

vzorků proměřeny dielektrické vlastnosti a porovnány s vlastnostmi biologických tkání.



Obrázek 22: Vyroběný vzorek kompozitu (vlevo), vakuování vzorků (vpravo)

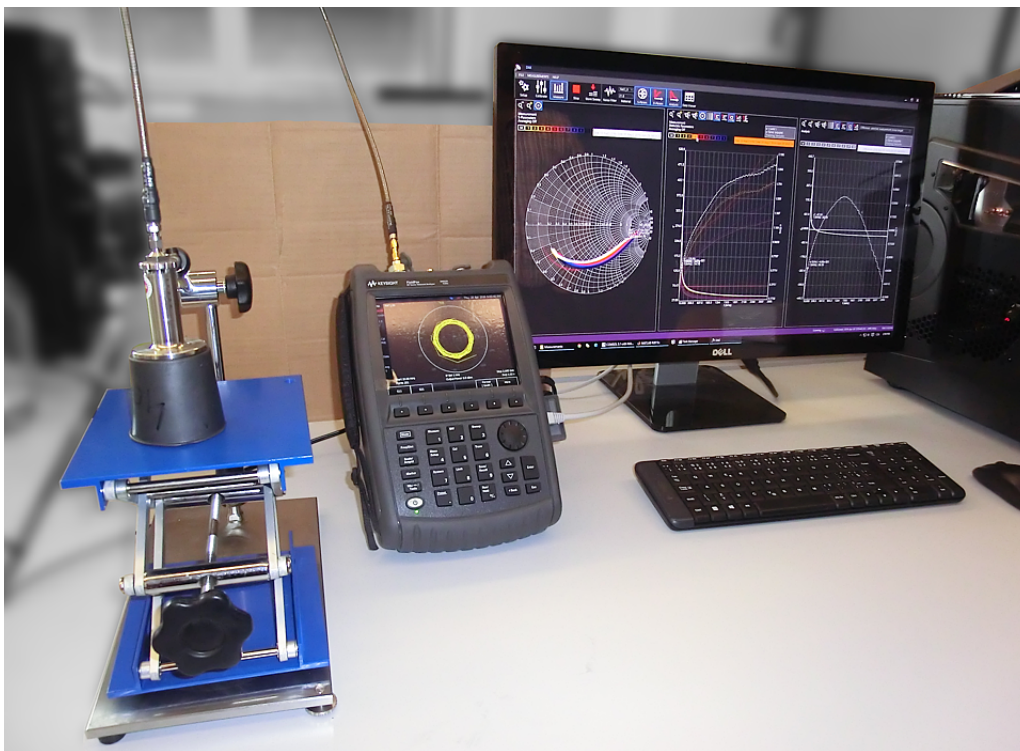
#### 5.2.4 Měření dielektrických vlastností vzorků

Dielektrické vlastnosti vzorků kompozitů se měřily pomocí koaxiální sondy DAK-12 (Dielectric Assessment Kit) od firmy SPEAG (Schmid & Partner Engineering AG) [16] ve frekvenčním pásmu od 10 MHz do 3 GHz. Vektorový analyzátor KEYSIGHT FieldFox N9923A [51] zpracovával data ze sondy ve formě Smithova diagramu, která dále přenášel skrze ethernetové rozhraní do počítače, a pomocí softwaru DAK\_2.2.0.584 od firmy SPEAG byly přímo měřeny koncové dielektrické parametry, permitivita a vodivost (obrázek 23).

Přístroj bylo před každou sérií měření potřeba nakalibrovat, tento proces je spuštěn otevřením sekce *Calibration* v programu. Během kalibrace a měření se nesmí s koaxiálním kabelem ani sondou hýbat, pokud se tak stane, musí se systém zkalibrovat znovu.

Následuje několik kroků kalibrace. Nejprve se na sondu vloží vodivý pásek, jímž se vytvoří mezi částmi koaxiálního kabelu zkrat, který je v programu uváděn jako tlačítko *SHORT*. Následně je sonda nastavena do volného prostoru, v programu je tento stav označen tlačítkem *OPEN*. V posledním kroku se sonda vnoří do destilované vody, přičemž je potřeba kontrolovat, zda na sondě nejsou ulpělé vzduchové bubliny. V programu se stiskneme tlačítko *LOAD*. Kalibrace se následně ukončí a tlačítkem *SWEEP* začne probíhat měření.

Každý ze vzorků byl měřen stejnou metodou. Vzorek byl svou spodní stranou co nejtěsněji přitisknut na měřicí sondu. Po ustálení hodnot, byly dielektrické parametry



Obrázek 23: Vzorek fantomu se 40% hmotnostním zastoupením grafitu je měřen koaxiální sondou DAK-12; signál zpracovává vektorový analyzátor KEYSIGHT, který je připojen k počítači a pomocí softwaru jsou vypočteny a zobrazeny dielektrické vlastnosti vzorku.

uloženy do paměti programu. Následně byl vzorek od sondy odebrán, pootočen a opět přiložen. Tento postup se opakoval desetkrát pro každý vzorek.

### 5.2.5 Vyhodnocení dat měření

Z deseti opakovaných měření byla pro každou frekvenci vypočítána standardní nejistota typu A. Dle technického listu koaxiální sondy byly vytvořeny nerozšířené nejistoty typu B, jež jsou uvedeny v tabulce 13.

Z nejistot typu A a B se vypočítala rozšířená nejistota typu C (koeficient  $k = 2$ ), jež byla vynesena pro všechny vzorky do grafů.

Následně byly dielektrické parametry vybraných vzorků porovnány s dielektrickými parametry biologických tkání (tuk, kůže, žláza, nádor, sval, krev, šedá hmota mozková, bílá hmota mozková a mozkomíšní mok) na frekvencích využitelných pro lékařské mikrovlnné aplikace (tabulka 1).

Vyhodnocování bylo znázorněno jak formou tabulek, tak graficky. Mezi fantomy, které dostatečně napodobily biologickou tkáň a tudíž jsou využitelné v praxi, byly řazeny vzorky, jejichž hodnota ekvivalentní elektrické vodivosti ležela ve 20% intervalu kolem

Tabulka 13: Rozšířené nejistoty typu B použité na naměřené vzorky dle výrobce koaxiální sondy [16]

Rozmezí permitivity a vodivosti	rozšířená nejistota typu B ( $k = 2$ )		vzorky vyhodnocené danou nejistotou B
	20-200 MHz	200-3000 MHz	
$\varepsilon_r = 1-15$ $\sigma_e < 0,1 \text{ (S}\cdot\text{m}^{-1}\text{)}$	11,2 %	2,0 %	t10, t20, t30, t40, g10, g15, g20, cb1, cb2, cb3, g5cb2, g10cb1
$\varepsilon_r = 10-40$ $\sigma_e = 1-10 \text{ (S}\cdot\text{m}^{-1}\text{)}$	2,3 %	1,8 %	g27, g30, cb5, g5cb5, g5cb7, g10cb2, g15cb5
$\varepsilon_r = 35-100$ $\sigma_e = 1-10 \text{ (S}\cdot\text{m}^{-1}\text{)}$	2,1 %	1,7 %	g40, g45, g50, cb10, cb15, g20cb5, g30cb2, g30cb3, g40cb1

ekvivalentní elektrické vodivosti tkáně:

$$\sigma_{e,\text{fantom}} \in \langle \sigma_{e,\text{tkan}} - 0, 2\sigma_{e,\text{tkan}} ; \sigma_{e,\text{tkan}} + 0, 2\sigma_{e,\text{tkan}} \rangle \quad (12)$$

a zároveň odmocněná hodnota komplexní relativní permitivity ležela ve 20% intervalu odmocněné komplexní relativní permitivity tkáně:

$$\sqrt{\varepsilon'_{r,\text{fantom}}} \in \langle \sqrt{\varepsilon'_{r,\text{tkan}}} - 0, 2\sqrt{\varepsilon'_{r,\text{tkan}}} ; \sqrt{\varepsilon'_{r,\text{tkan}}} + 0, 2\sqrt{\varepsilon'_{r,\text{tkan}}} \rangle . \quad (13)$$

Druhá podmínka byla zvolena z důvodu, že vlna šířící se ztrátovým prostředím je závislá na druhé mocnině reálné části komplexní relativní permitivity tohoto prostředí [1].

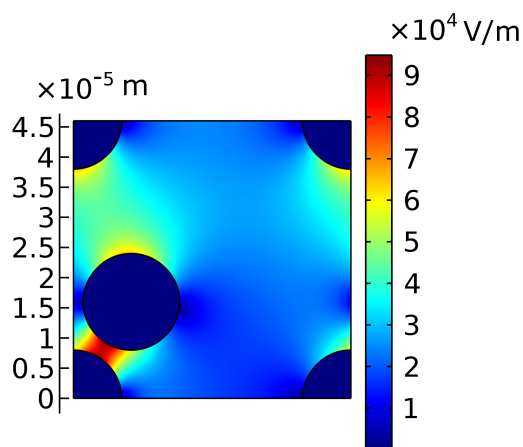
## 6 Výsledky

### 6.1 Základní 2D simulace

Výsledné hodnoty vyjadřují tabulka 14, obrázek 24 a příloha A.1.

Tabulka 14: Výsledné dielektrické parametry pro 2D simulace při 30% hmotnostním zastoupení grafitu na frekvenci 1 GHz

Typ buňky	Relat. efekt.	Ekv. efekt.
	permitivita	vodivost
	$\epsilon'_{r,\text{eff}}$ (-)	$\sigma_{e,\text{eff}}$ ( $\text{S} \cdot \text{m}^{-1}$ )
Vrstvená dielektrika horizontálně	5,000	0,017
Vrstvená dielektrika vertikálně	7,800	6000
Válec s kulovou inkluzí	4,948	0,052
Čtverec s dvěma kruhy	4,723	0,016



Obrázek 24: Rozložení intenzity elektrického pole ve vybraném 2D modelu čtvercové buňky s kruhovými inkluzemi



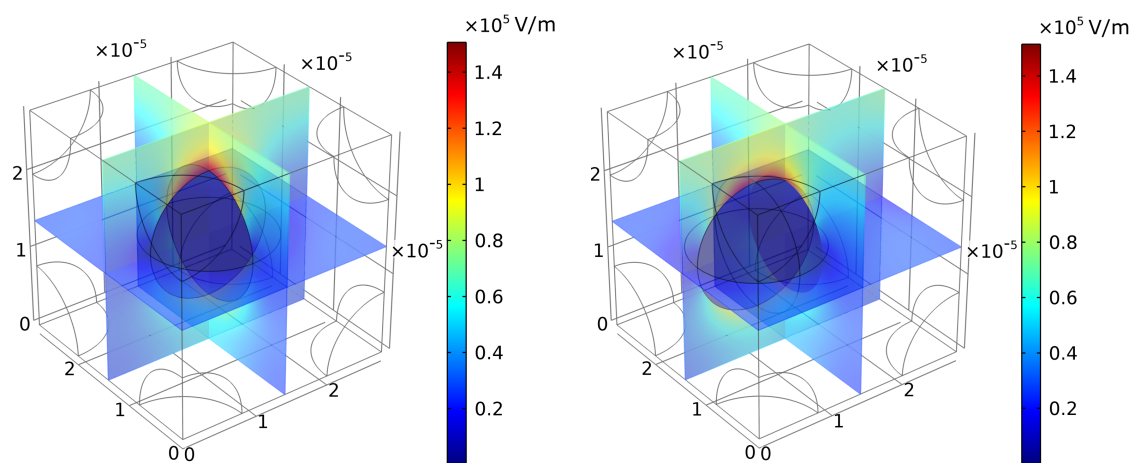
## 6.2 Základní 3D simulace

### 6.2.1 Kompozitní buňka s kulovými inkluzemi

Výsledné hodnoty vyjadřují tabulka 15, obrázek 25 a příloha A.2.

Tabulka 15: Výsledné hodnoty efektivních dielektrických parametrů pro modely buněk kompozitů s kulovými inkluzemi pro frekvenci 1 GHz.

Pozice kulové inkluzie	Hm. zastoupení grafitu (%)	Relat. efekt. permitivita $\epsilon'_{r,\text{eff}}$ (-)	Ekv. efekt. vodivost $\sigma_{e,\text{eff}}$ ( $\text{S} \cdot \text{m}^{-1}$ )
střed	10	3,552	0,118
	20	4,244	0,141
	30	19,384	14 298,502
	40	21,367	15 265,123
	50	24,028	17 334,149
posun	10	3,557	0,119
	20	4,271	0,142
	30	19,398	14 298,502
	40	21,391	15 265,123
	50	24,119	17 334,152



Obrázek 25: Rozložení intenzity elektrického pole ve vybraném modelu 3D kompozitní buňky s kulovými inkluzemi - 30% hmotnostní poměr grafitu. Inkluze uprostřed (vlevo), inkluze posunutá (vpravo).

## 6.2.2 Kompozitní buňka s krychlovými inkluzemi

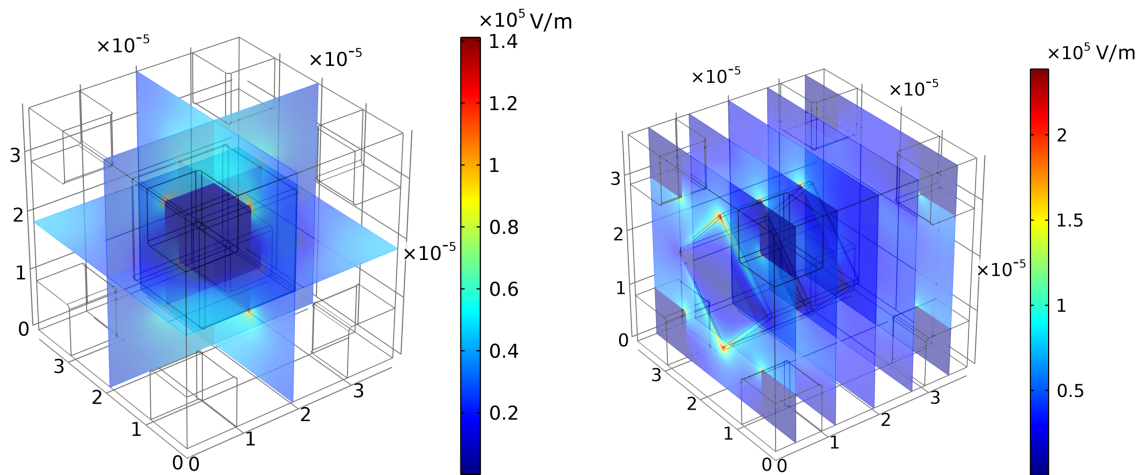
Výsledné hodnoty vyjadřují tabulka 16, obrázek 26 a příloha A.3.

Tabulka 16: Výsledné hodnoty efektivních dielektrických parametrů pro modely buněk kompozitů s krychlovými inkluzemi pro 30% hmotnostní zastoupení grafitu

Pozice krychlové inkluzie	Úhel rotace $\varphi = 45^\circ$	Poloměr zaoblení hran	Relat. efekt. permitivita $\varepsilon'_{r,\text{eff}} (-)$	Ekv. efekt. vodivost $\sigma_{e,\text{eff}} (\text{S} \cdot \text{m}^{-1})$
střed	-	$\frac{h}{10}$	5,557	0,185
	-	$\frac{h}{20}$	5,759	0,192
	-	$\frac{h}{30}$	5,820	0,194
	-	-	5,918	0,197
	✓	$\frac{h}{10}$	5,474	0,182
	✓	$\frac{h}{20}$	5,640	0,188
	✓	$\frac{h}{30}$	5,688	0,190
	✓	-	5,762	0,192
	-	$\frac{h}{10}$	5,701	0,190
	-	$\frac{h}{20}$	5,936	0,198
posun	-	$\frac{h}{30}$	6,006	0,200
	-	-	6,122	0,204
	✓	$\frac{h}{10}$	5,548	0,185
	✓	$\frac{h}{20}$	5,719	0,191
	✓	$\frac{h}{30}$	5,768	0,192
	✓	-	5,845	0,195

## 6.2.3 Dílčí diskuze

Dle výsledných hodnot pro dielektrické vlastnosti kompozitů s kulovými i krychlovými inkluzemi lze vyvodit, že se zvyšujícím hmotnostním poměrem grafitových inkluzí se zvětšují i hodnoty efektivní relativní permitivity a efektivní ekvivalentní elektrické vodivosti. Další vliv na rostoucí dielektrické parametry má přibližování inkluzí. Pokud prostřední inkluzi posuneme blíže rohovým, dojde zde také ke zvýšení hodnot dielektrických para-



Obrázek 26: Rozložení intenzity elektrického pole ve vybraném modelu 3D kompozitní buňky s krychlovými inkluzemi - 30% hmotnostní poměr grafitu. Inkluze uprostřed (vlevo), inkluze posunutá a rotována o 45° (vpravo).

metrů. Mým předpokladem bylo, že při vyšším počtu inkluzí blízko sebe se zvýší intenzita elektrického pole a tím dojde i k výraznému zvýšení dielektrických parametrů, což měl dokázat model, který generuje náhodnou geometrii v podkapitole 6.3.

Model s kulovými inkluzemi byl od 30% zastoupení grafitu výše zatížen při výpočtu vodivosti chybou. Ta mohla vzniknout z důvodu nedostatečně malé výpočetní mřížky prvků mezi prostřední inkluzí a rohovými inkluzemi. Při dalším zjemnění této sítě však počítač nahlásil chybu z důvodu nedostatku paměti, tudíž nebylo možné tuto teorii potvrdit. Kapacita deskového kondenzátoru je nepřímo úměrná vzdálenosti. Při vzájemném přiblížení vodivých koulí může reálně dojít k výraznému poklesu impedance na rozmezí mezi nimi. Je tedy možné, že model simuloval právě tento stav.

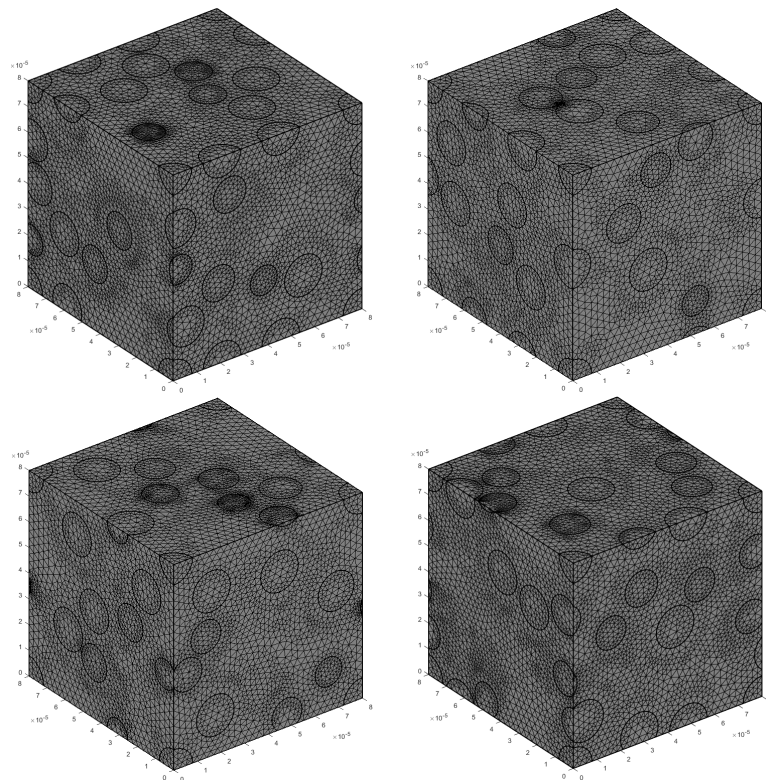
U výsledků dielektrických parametrů krychlových inkluzí lze vidět, že čím je ostřejší hrana inkluze, tím vyšší hodnoty permitivity a vodivosti se vypočtou. Vliv na dielektrické vlastnosti má také rotace inkluzí, přičemž v případě symetrických kompozitních buněk s krychlovými inkluzemi 45° rotace snižuje dielektrické parametry. Buňka s krychlovou kompozitní inkluzí pro 50% hmotnostní zastoupení grafitu nebyla do simulace započítána z důvodu prolínání rohů a tedy nesplnění základní podmínky, že se inkluze nebudou dotýkat.

Dle výsledků jsou však dielektrické vlastnosti kompozitů s krychlovými inkluzemi při vyšších hmotnostních poměrech několikanásobně menší než u kompozitů s inkluzemi kulovými. Je to dáno zejména tím, že se složitějšími tvary se zvyšuje i výpočetní náročnost simulace, přičemž se zmenšuje přesnost výpočtu. Z těchto důvodů byly pro další simulace

zvoleny inkluze kulovitěho tvaru.

### 6.3 3D simulace s náhodnou geometrií

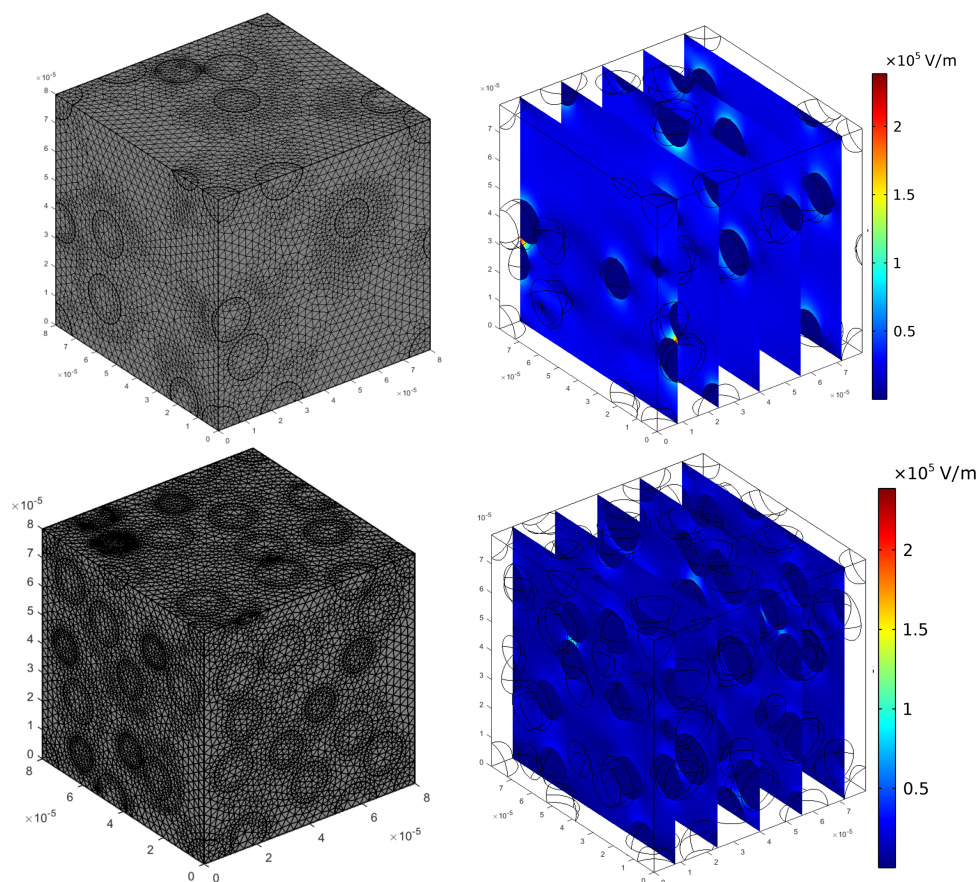
Model základní 3D kompozitní buňky s kulovitými inkluzemi byl exportován do souboru s příponou .m, který byl dále upravován v programovém prostředí MATLAB<sup>®</sup>. Zde se dle [10] vytvořila funkce, která umožňovala generovat náhodné rozmístění definovaného počtu inkluzí. Pomocí vyexportovaného modelu se následně přiřadily inkluzím domény a vytvořila se výpočetní síť o velikosti 2, tedy *Extra fine*. Poté byly doménám přiřazeny potřebné fyzikální aspekty a na konci modelu byly použity vzorce pro výpočet dielektrických parametrů.



Obrázek 27: Několikrát vygenerovaná náhodná geometrie a výpočetní síť pro buňku s náhodnou geometrií o 30% hmotnostním zastoupení grafitu

V modelu lze zadat dielektrické parametry a hustotu jednotlivých materiálů, velikost hrany  $a$  krychle, velikost poloměru inkluze  $r$ , hmotnostní poměr, pro který má být model spočítán, frekvenci  $f$  nebo frekvenční pásmo a počet opakování výpočtu z důvodu výpočtu standardní nejistoty typu A. Po dokončení simulace se všechny výsledné hodnoty automaticky vyexportovaly do tabulky ve formátu *.xlsx*, ze které mohly být dále analyzovány a upravovány.

Výsledné hodnoty vyjadřují obrázky 27, 28 a 29, tabulka 17 a příloha A.4.



Obrázek 28: Rozdíl mezi vygenerováním výpočetní sítě pro 20% hmotnostní zastoupení grafitu (vlevo nahoře) a 40% zastoupení grafitu (vlevo dole). Rozložení intenzity elektrického pole v modelu pro 20% hmotnostní zastoupení grafitu (vpravo nahoře) a 40% zastoupení grafitu (vpravo dole).

### 6.3.1 Dílčí diskuze

Z hodnot tabulky 17 a obrázku 29 lze vyčíst, že oproti předpokladu jsou hodnoty efektivních dielektrických parametrů velmi nízké. Proto bylo použito několik metod pro ověření funkčnosti modelu a pro případný nálezný a opravu chyby v simulaci.

Nejprve jsem ověřil funkčnost výpočtu efektivních dielektrických parametrů. Oběma materiálům jsem přiřadil identické dielektrické vlastnosti (vznikl tedy jeden homogenní materiál bez inkluzí). Efektivní relativní permitivita a efektivní ekvivalentní elektrická vodivost se rovnaly vstupním parametrům, lze tedy říci, že výpočet je funkční.

Z předchozích ověření se lze domnívat, že v modelu je nedostatečně malá výpočetní síť a v simulaci se plně neprojevuje Maxwell-Wagnerova polarizace, kvůli které by se

Tabulka 17: Výsledné hodnoty efektivních dielektrických parametrů pro modely buněk kompozitů s náhodnou geometrií. Poněvadž se ve výsledných hodnotách neprojevuje disperse, jsou dielektrické parametry zapsané přes celé frekvenční pásmo, kde vycházely stejně.

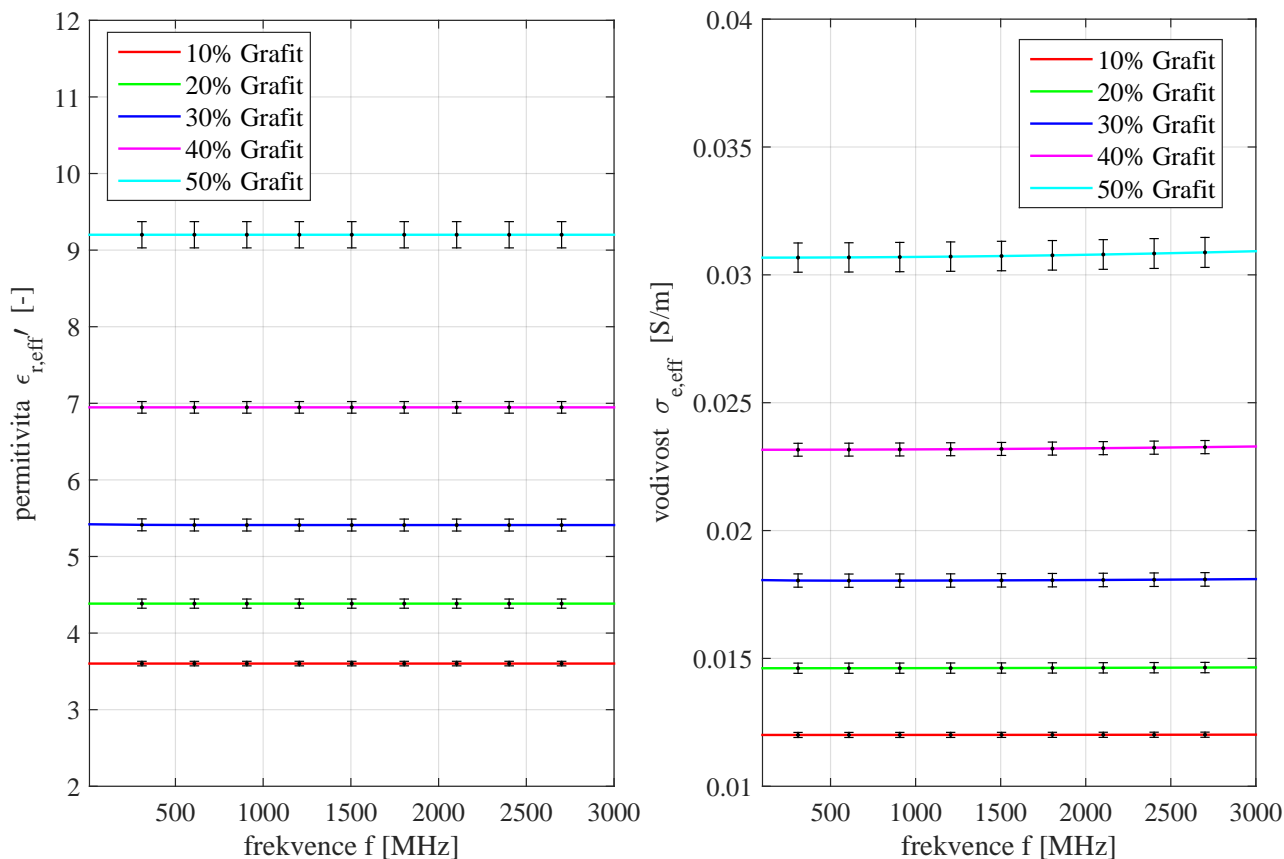
		frekvence (MHz)				
		90	434	915	1000	2450
10	$\varepsilon_{r,\text{eff}} (-)$	3,609±0,018				
	$\sigma_{e,\text{eff}}(\text{S}\cdot\text{m}^{-1})$	0,01203±0,00006				
20	$\varepsilon_{r,\text{eff}} (-)$	4,378±0,042				
	$\sigma_{e,\text{eff}}(\text{S}\cdot\text{m}^{-1})$	0,0146±0,0001				
30	$\varepsilon_{r,\text{eff}} (-)$	5,376±0,081		5,373±0,077		
	$\sigma_{e,\text{eff}}(\text{S}\cdot\text{m}^{-1})$	0,0179±0,0003				
40	$\varepsilon_{r,\text{eff}} (-)$	7,053±0,135				
	$\sigma_{e,\text{eff}}(\text{S}\cdot\text{m}^{-1})$	0,0235±0,0005				
50	$\varepsilon_{r,\text{eff}} (-)$	9,320±0,131				
	$\sigma_{e,\text{eff}}(\text{S}\cdot\text{m}^{-1})$	0,0311±0,0004				

zvýšily dielektrické parametry. To jsem ověřil srovnáním efektivních dielektrických parametrů pro základní 3D model s kulovou inkluzí, v němž jsem porovnal výsledné hodnoty pro výpočetní sítě *Extra fine* a *Extremely fine*. Z výsledků v tabulkách 15 a 29 je patrné, že velikost výpočetní sítě má v tomto případě na výsledky velký vliv.

Po vygenerování nejjemnější možné výpočetní sítě však pokaždé program skončil chybou, jejíž znění lze nalézt v příloze A.4. Při tomto výpočtu zabrala simulace 110 GB operační paměti počítače (obrázek 60) a nebylo možné ji dokončit.

Porovnal jsem poté dielektrické parametry identických jednoduchých modelů v programech COMSOL<sup>®</sup> Multiphysics a MATLAB<sup>®</sup>. Obě metody při velikosti výpočetní sítě *Extra fine* úspěšně vypočítaly daný model a výsledek efektivních dielektrických parametrů byl také identický (obrázek 62). Pro nejjemnější výpočetní síť však ani tentokrát nedokázal MATLAB<sup>®</sup> model vypočítat z důvodu nedostatku paměti. Stejný výsledek byl i při použití výpočetní sítě *Extra fine* pro buňku a *Extremely fine* pro inkluze v úmyslu snížit výpočetní náročnost.

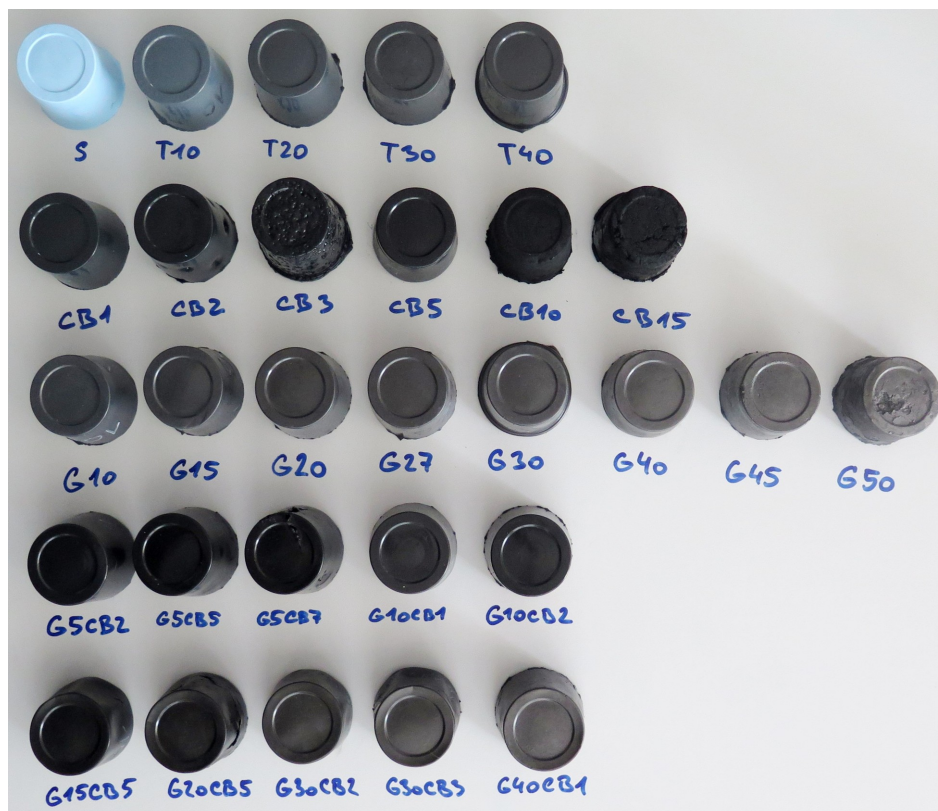
Tyto neúspěšné pokusy bohužel znamenají, že vybraná výpočetní metoda není vhodná pro použití na kompozitní materiály s vodivými inkluzemi.



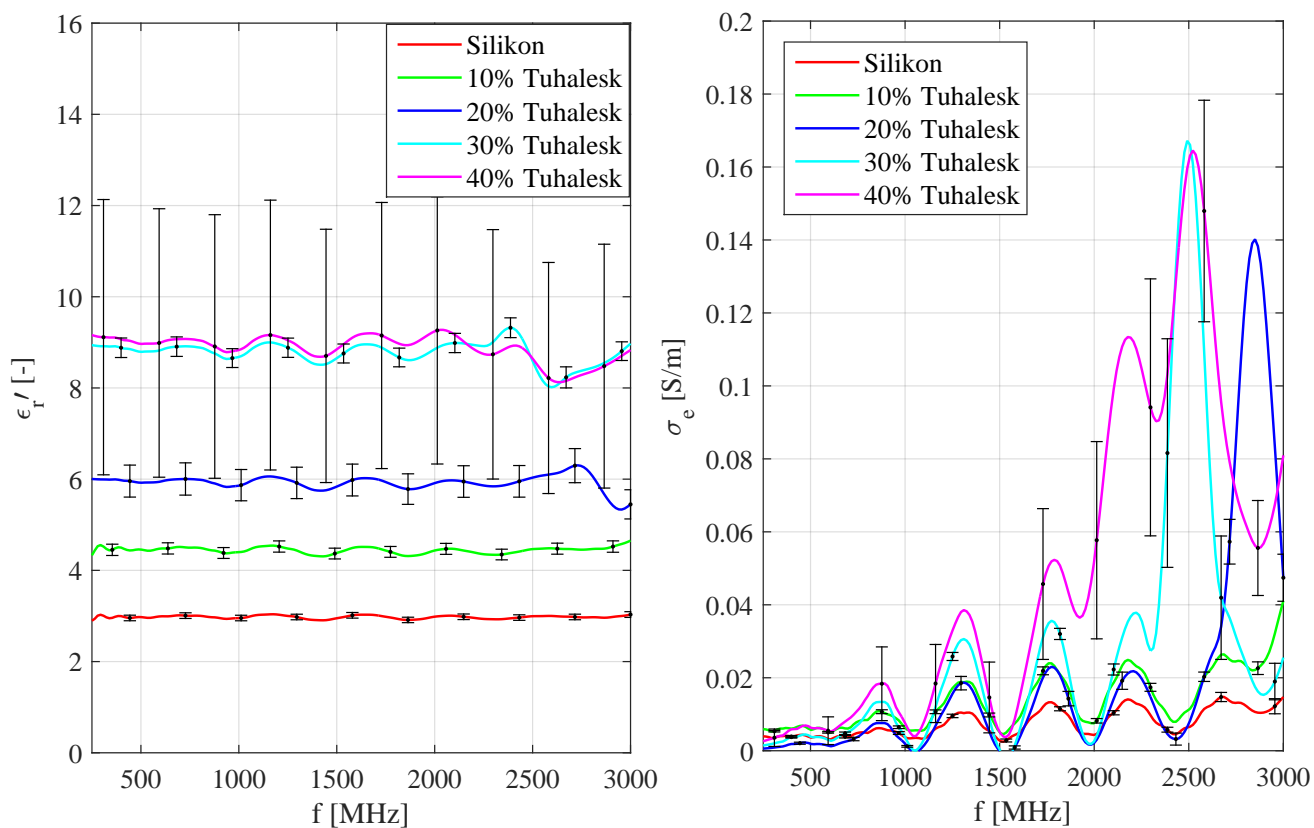
Obrázek 29: Grafické znázornění výsledných hodnot relativní efektivní permitivity (vlevo) a efektivní ekvivalentní elektrické vodivosti (vpravo) v závislosti na frekvenci u modelu s náhodnou geometrií.

## 6.4 Vyrobené vzorky fantomů

Bylo vyrobeno dohromady 29 kompozitních vzorků (obrázek 30). Vzorky byly proměřeny a porovnány s biologickými tkáněmi z obrázku 6. Z prvotního porovnání byly vyřazeny vzorky, které se výrazně liší od tkání. Zbýlé vybrané vzorky byly porovnány dle rovnic (12) a (13) s tkáněmi. Výsledky byly vyneseny do tabulek a do grafů.

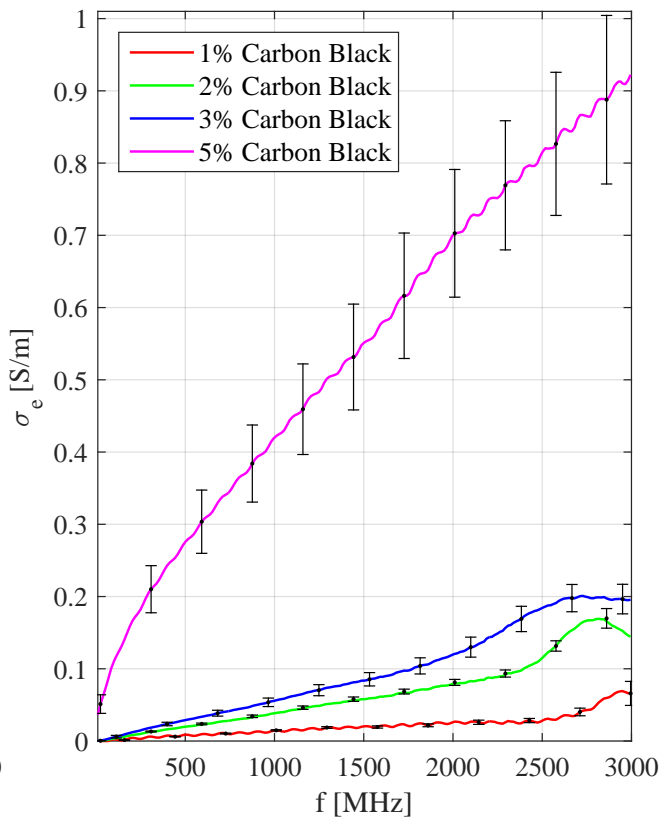
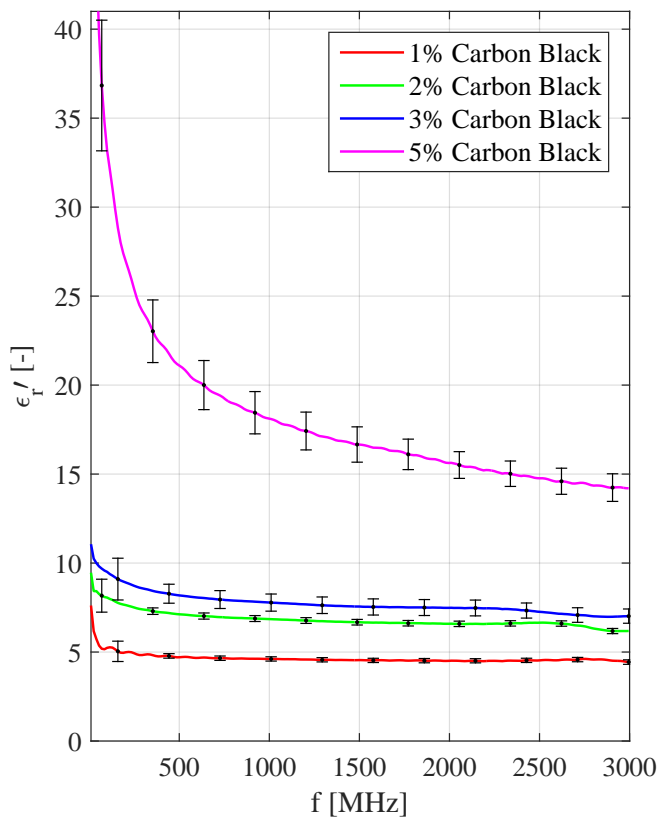


Obrázek 30: Vyrobené kompozitní vzorky. Význam zkratk v podkapitole 5.2.2.

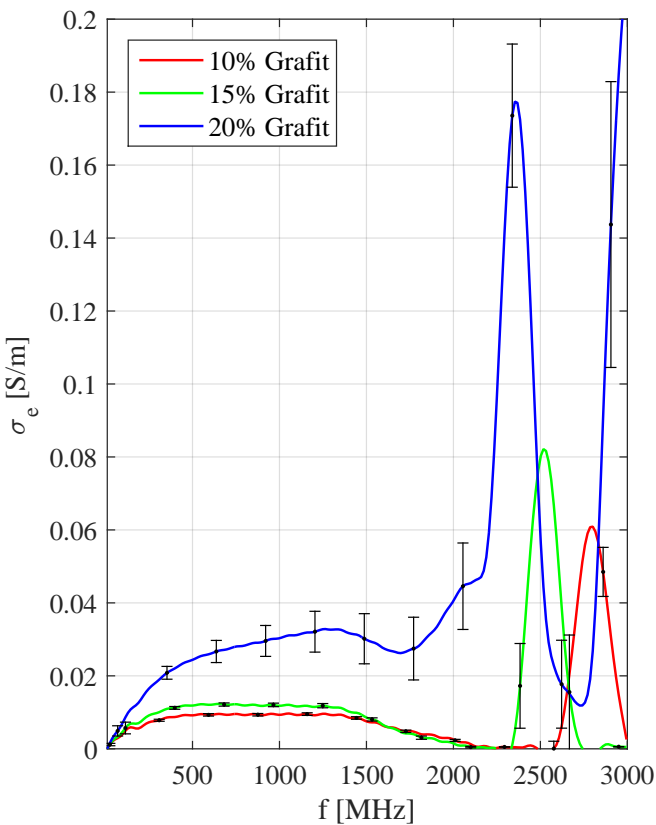
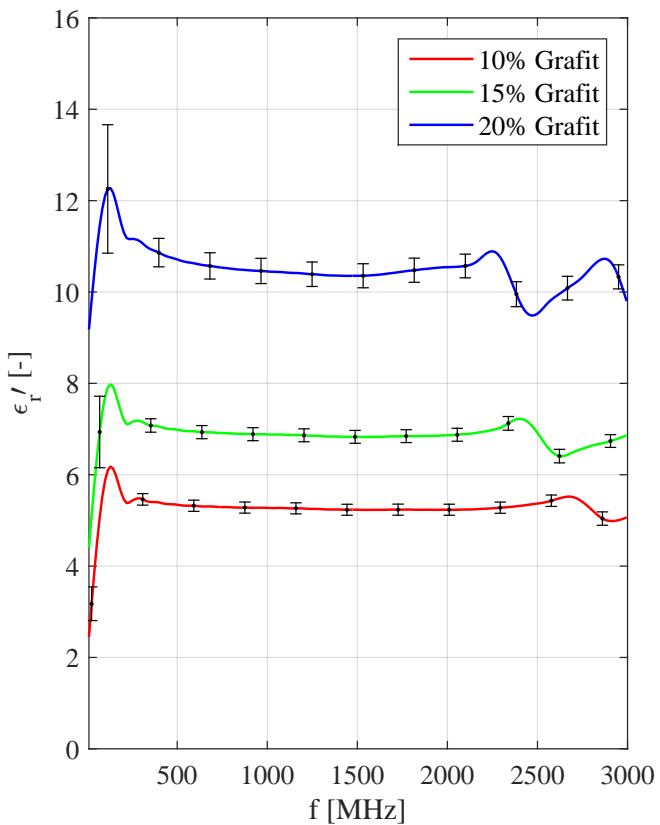


Obrázek 31: Naměřené dielektrické vlastnosti kompozitních vzorků prášku Tuhalesk

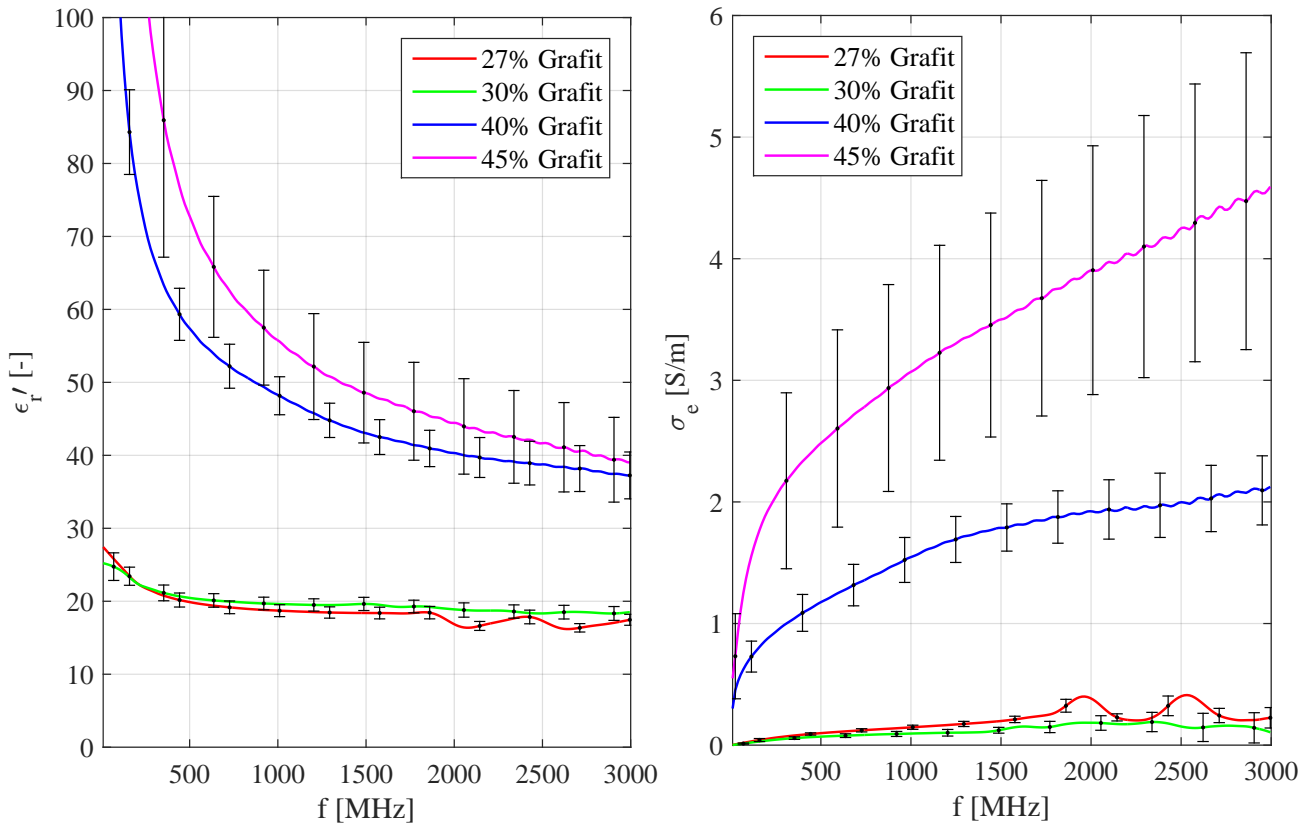




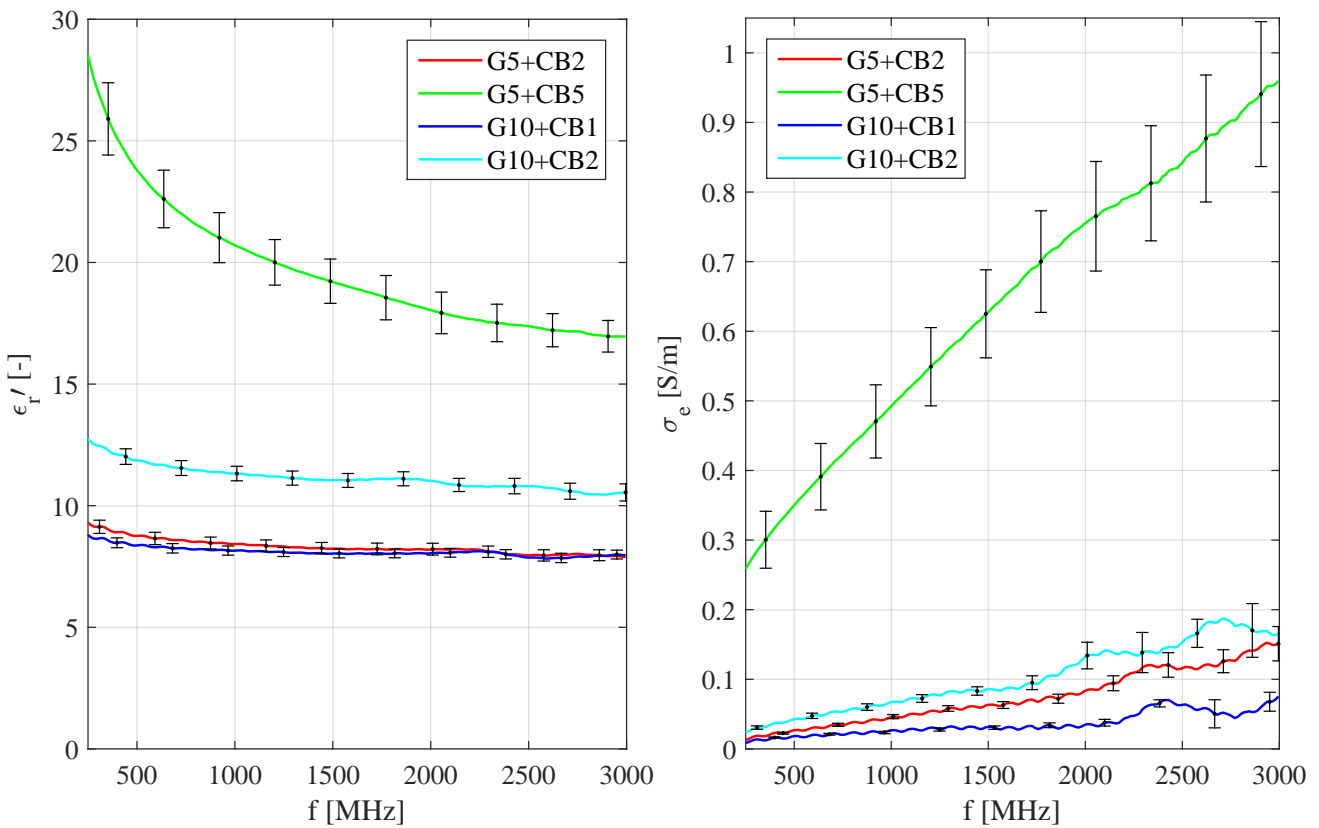
Obrázek 32: Naměřené dielektrické vlastnosti kompozitních vzorků prášku Carbon Black



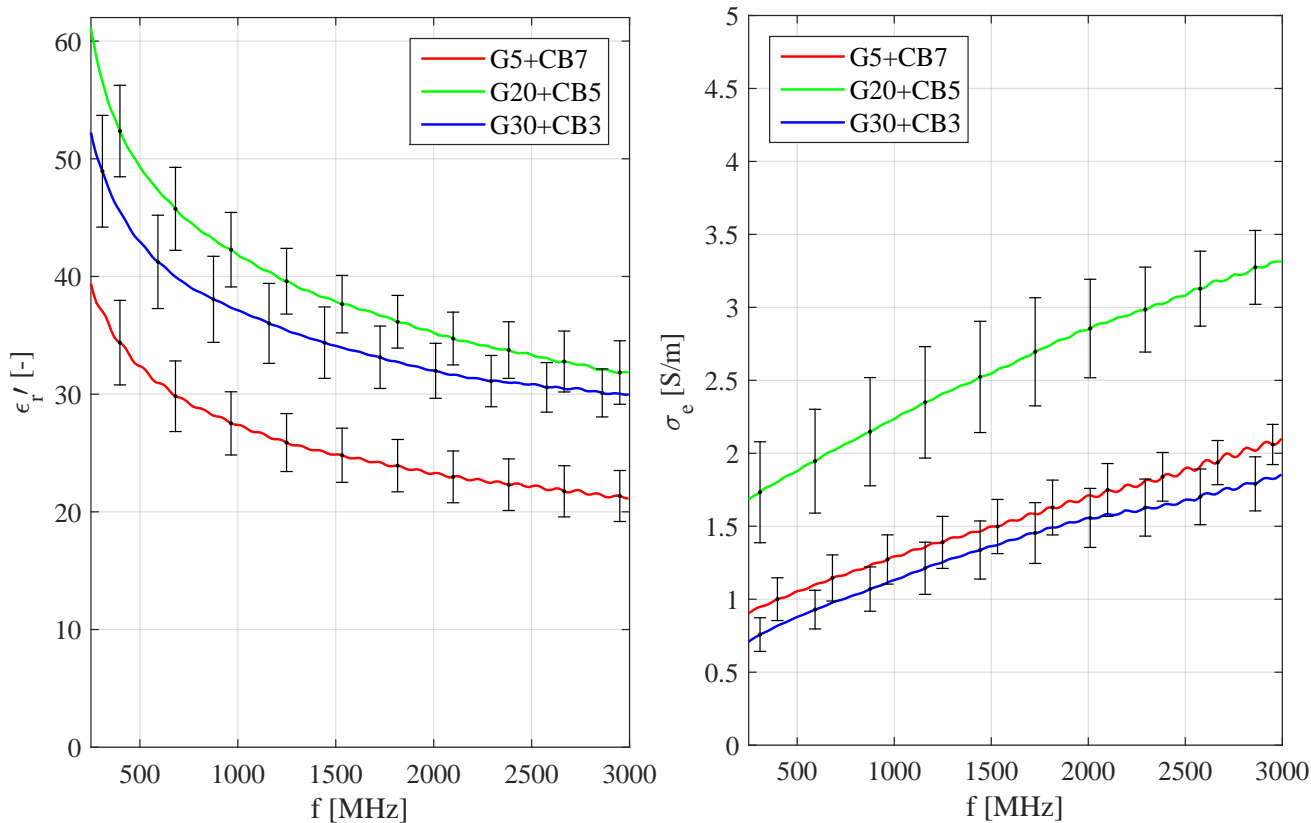
Obrázek 33: Naměřené dielektrické vlastnosti kompozitních vzorků prášku Grafit



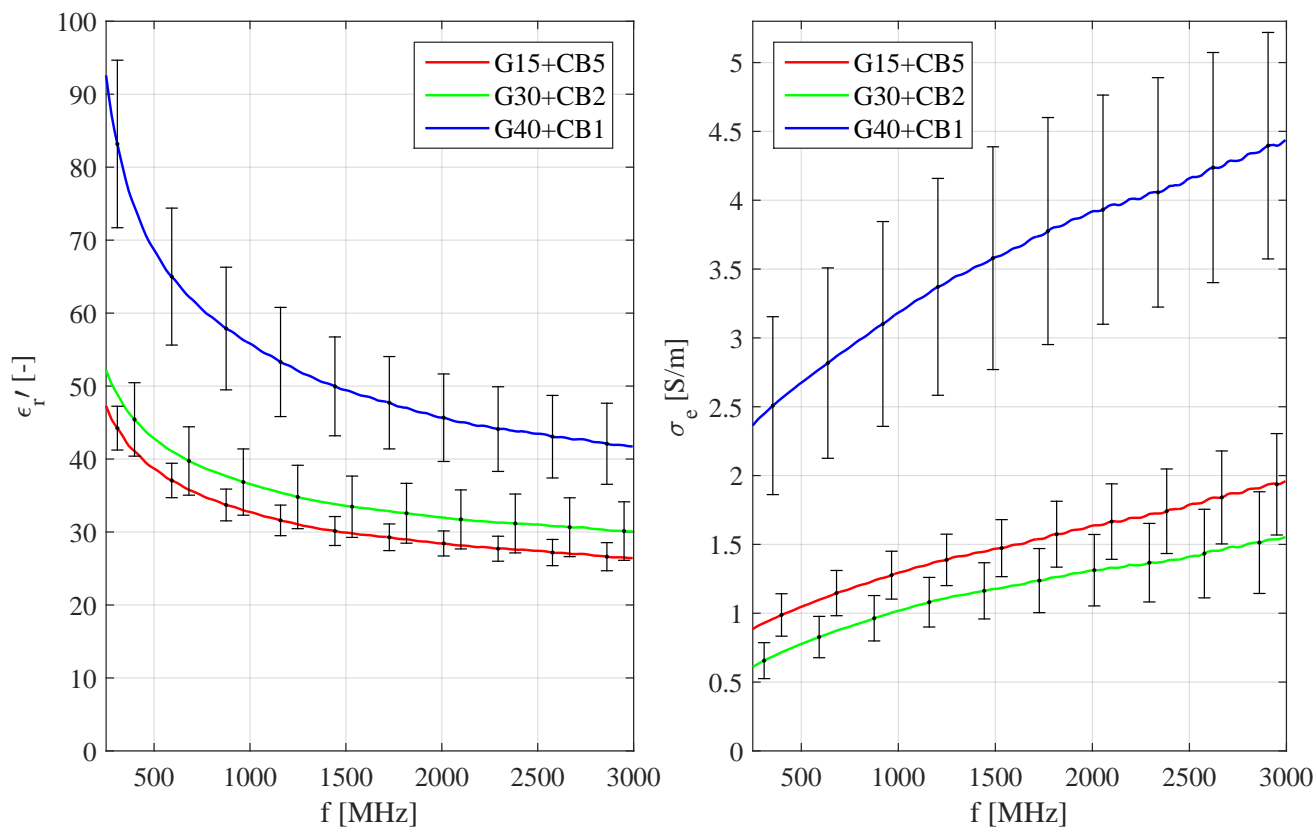
Obrázek 34: Naměřené dielektrické vlastnosti kompozitních vzorků prášku Grafit



Obrázek 35: Naměřené dielektrické vlastnosti vzorků kompozitů pro Grafit a Carbon Black



Obrázek 36: Naměřené dielektrické vlastnosti vzorků kompozitů pro Grafit a Carbon Black



Obrázek 37: Naměřené dielektrické vlastnosti vzorků kompozitů pro Grafit a Carbon Black

Z grafů pro prášek Tuhalesk na obrázku 31 lze vidět, že není vhodný pro výrobu fantomů. Velmi málo zvyšuje dielektrické vlastnosti a při výrobě se v kompozitu tvoří jeho hrudky, a proto byl z hledání shody s biologickými tkáněmi vyřazen.

Vyřazeny byly i vzorky s 10% a 15% zastoupením prášku Carbon Black a vzorek s 50% zastoupením Grafitu z důvodu velmi špatných dielektrických i mechanických vlastností. Tyto tři kompozity měly řádově zvýšenou vodivost a nebyly fyzicky soudržné.

Vzorky cb5, g10, g15, g27, g30, g5cb2, g5cb5, g10cb1 a g10cb2 byly odebrány z důvodu minimální podobnosti s biologickou tkání.

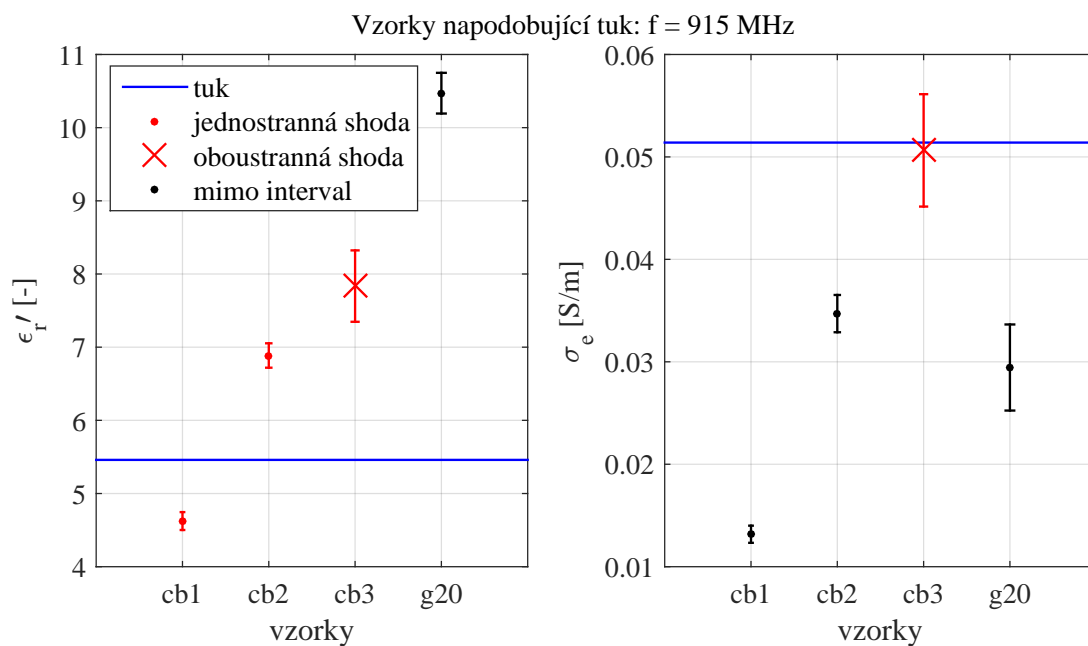
Zbylé vzorky částečně či úplně splňovaly definovanou 20% shodu s biologickými tkáněmi a byly s nimi podrobněji porovnány (dle metodiky v podkapitole 5.2.5). V tabulkách jsou modrou barvou (●) vyznačeny hodnoty vzorků, které pouze jednostranně (buď permitivitou, či vodivostí) splňovaly podmínky pro napodobení tkáně. Červená barva (●) vyjadřuje oboustrannou shodu (permitivita i vodivost), tedy že při dané frekvenci lze vybraný vzorek využít jako fantom pro zvolenou tkáň.

Pro fantomy, které se oboustranně shodovaly s dielektrickými parametry biologické tkáně, byly vytvořeny grafy, které ukazují míru podobnosti vzorků a tkáně.

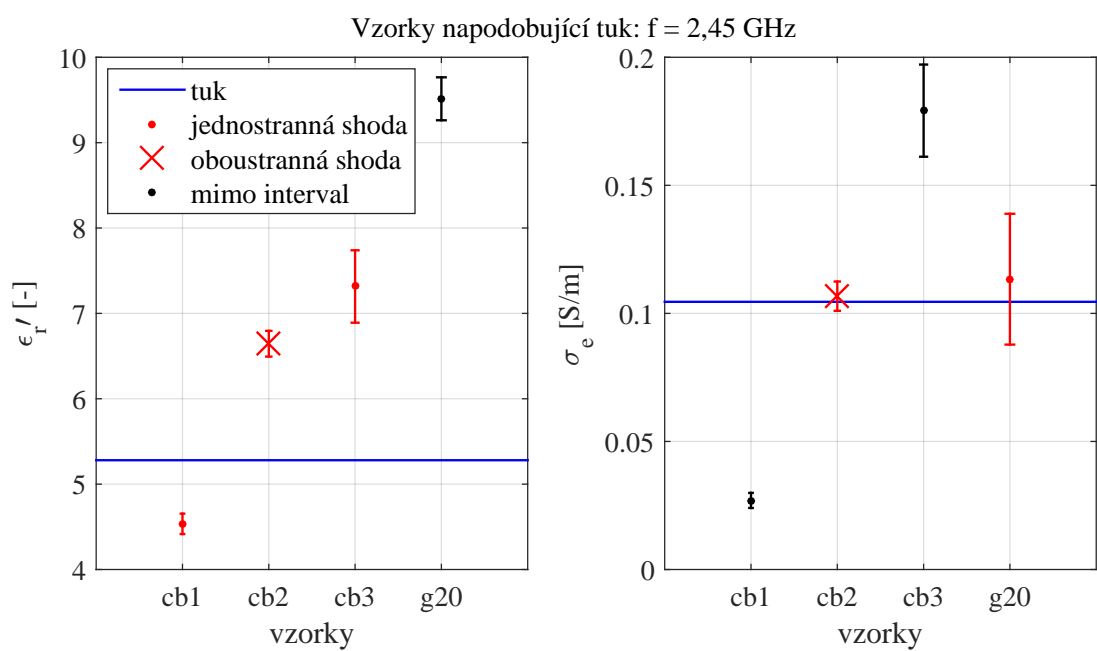
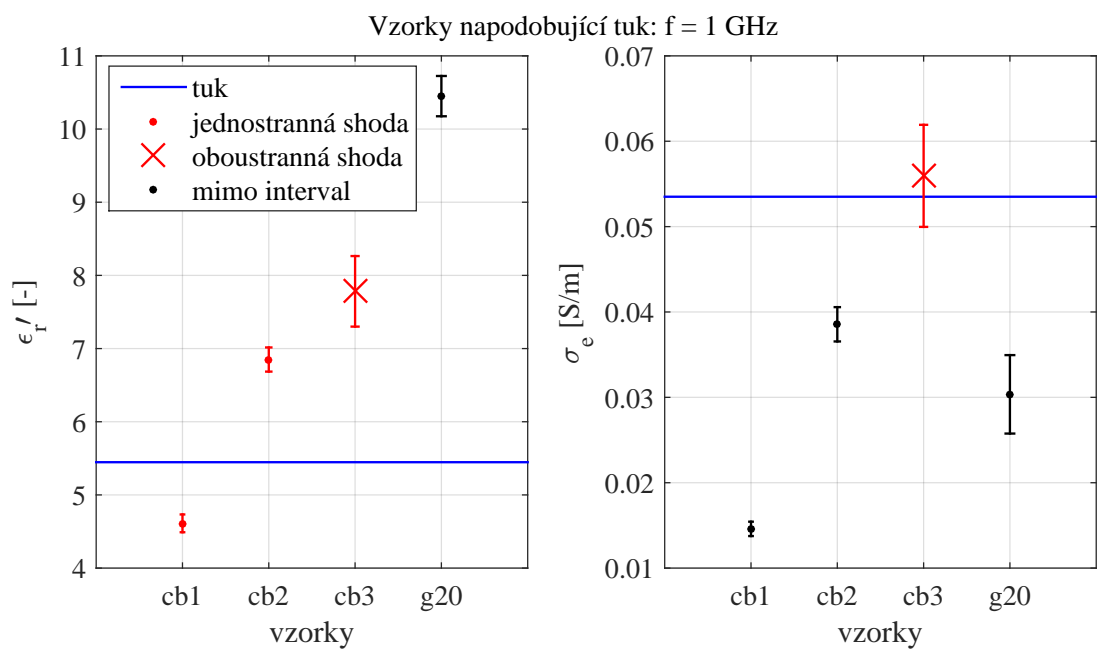
### 6.4.1 Fantom tuku

Tabulka 18: Porovnání dielektrických parametrů **tukové** tkáně a vybraných naměřených vzorků

frekvence		tuk	cb1	cb2	cb3	g20
90 MHz	$\epsilon'_r(-)$	<b>6,16</b>	5,20 ± 0,59	8,08 ± 0,91	9,54 ± 1,24	11,97 ± 1,38
	$\sigma_e(\text{S}\cdot\text{m}^{-1})$	<b>0,036</b>	0,002 ± 0,001	0,003 ± 0,001	0,005 ± 0,001	0,007 ± 0,002
434 MHz	$\epsilon'_r(-)$	<b>5,57</b>	4,79 ± 0,13	7,20 ± 0,18	8,29 ± 0,53	10,79 ± 0,31
	$\sigma_e(\text{S}\cdot\text{m}^{-1})$	<b>0,042</b>	0,006 ± 0,000	0,017 ± 0,001	0,025 ± 0,003	0,023 ± 0,002
915 MHz	$\epsilon'_r(-)$	<b>5,46</b>	4,62 ± 0,12	6,89 ± 0,17	7,83 ± 0,49	10,47 ± 0,28
	$\sigma_e(\text{S}\cdot\text{m}^{-1})$	<b>0,051</b>	0,013 ± 0,001	0,035 ± 0,002	0,051 ± 0,005	0,029 ± 0,004
1 GHz	$\epsilon'_r(-)$	<b>5,45</b>	4,61 ± 0,12	6,85 ± 0,17	7,78 ± 0,48	10,45 ± 0,28
	$\sigma_e(\text{S}\cdot\text{m}^{-1})$	<b>0,054</b>	0,015 ± 0,001	0,039 ± 0,002	0,056 ± 0,006	0,030 ± 0,005
2,45 GHz	$\epsilon'_r(-)$	<b>5,28</b>	4,53 ± 0,12	6,64 ± 0,15	7,32 ± 0,42	9,51 ± 0,25
	$\sigma_e(\text{S}\cdot\text{m}^{-1})$	<b>0,105</b>	0,027 ± 0,003	0,107 ± 0,006	0,179 ± 0,018	0,113 ± 0,026



Obrázek 38: Grafické porovnání dielektrických parametrů vzorků fantomů a tukové tkáně. Červeně jsou vyznačené hodnoty dielektrických parametrů vzorků, které splňují stanovenou toleranci pro podobnost s danou referenční tkání (modrá čára), viz kapitola 5.2.5. Platí pro všechny grafy tohoto typu.

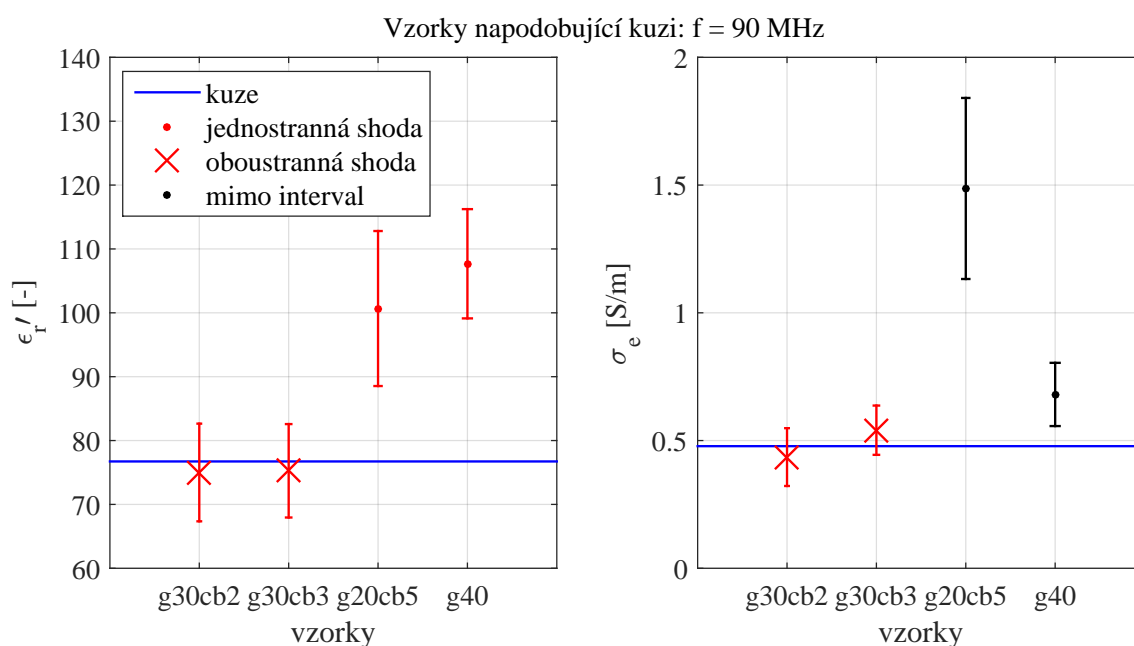


Obrázek 39: Grafické porovnání dielektrických parametrů vzorků fantomů a tukové tkáně

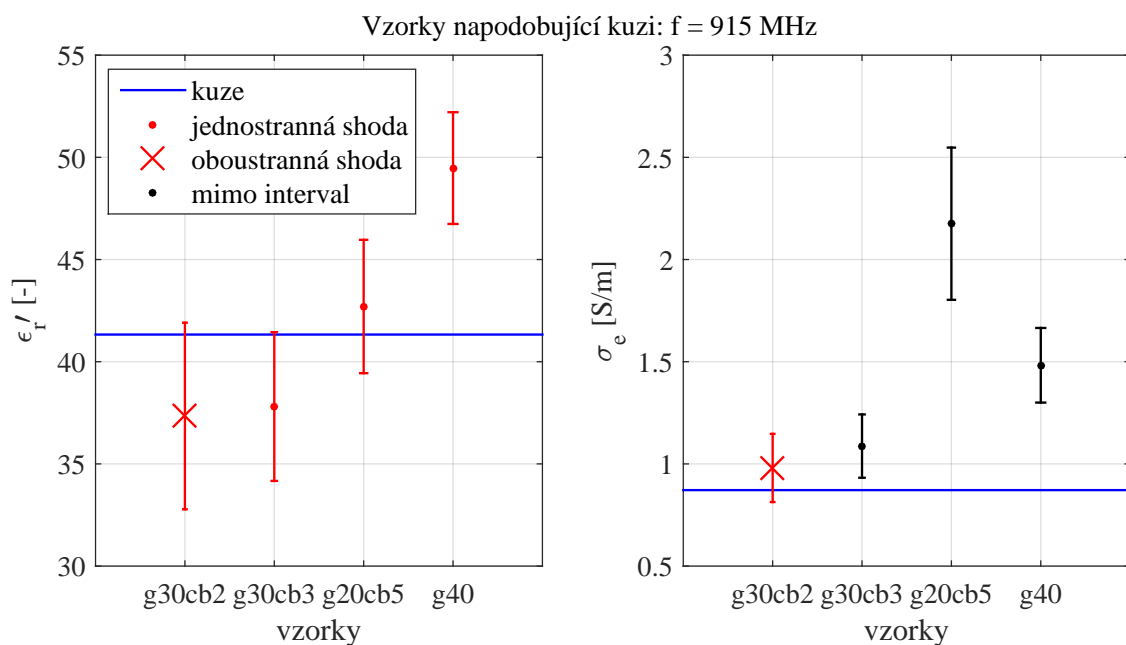
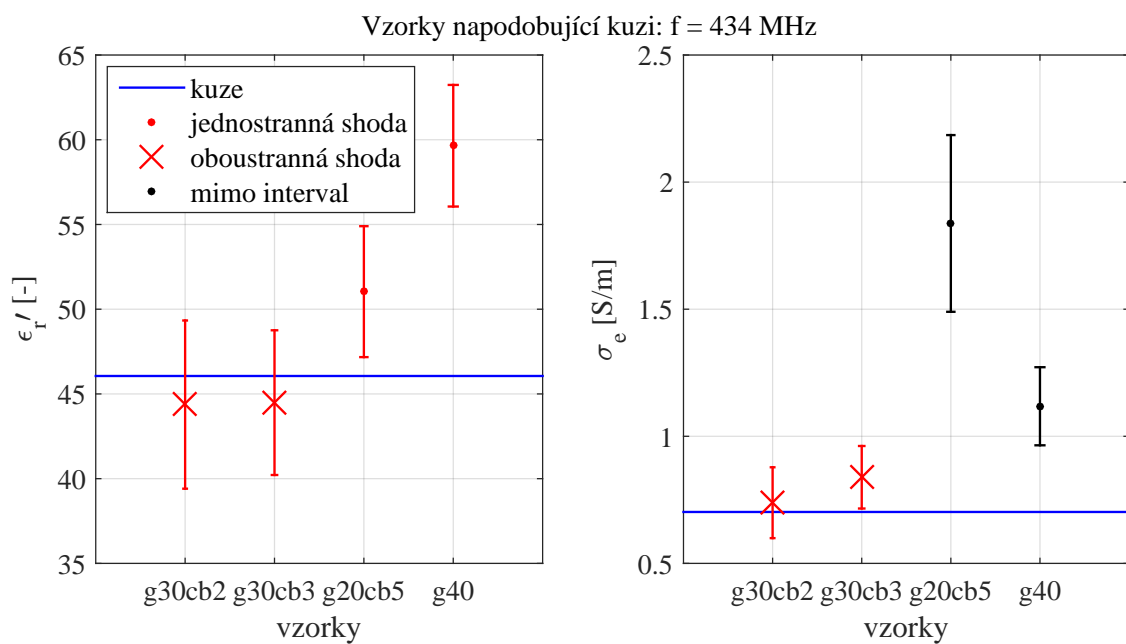
## 6.4.2 Fantom kůže

Tabulka 19: Porovnání dielektrických parametrů **kožní** tkáně a vybraných naměřených vzorků

frekvence		kůže	g30cb2	g30cb3	g20cb5	g40
90 MHz	$\epsilon'_r(-)$	<b>76,73</b>	75,00 ± 7,65	75,26 ± 7,31	100,67 ± 12,14	107,68 ± 8,55
	$\sigma_e(\text{S}\cdot\text{m}^{-1})$	<b>0,478</b>	0,435 ± 0,113	0,540 ± 0,096	1,487 ± 0,354	0,680 ± 0,124
434 MHz	$\epsilon'_r(-)$	<b>46,06</b>	44,37 ± 4,96	44,49 ± 4,27	51,04 ± 3,86	59,65 ± 3,59
	$\sigma_e(\text{S}\cdot\text{m}^{-1})$	<b>0,702</b>	0,739 ± 0,139	0,839 ± 0,123	1,837 ± 0,348	1,118 ± 0,154
915 MHz	$\epsilon'_r(-)$	<b>41,33</b>	37,34 ± 4,56	37,81 ± 3,64	42,70 ± 3,26	49,47 ± 2,73
	$\sigma_e(\text{S}\cdot\text{m}^{-1})$	<b>0,872</b>	0,980 ± 0,167	1,087 ± 0,155	2,175 ± 0,372	1,483 ± 0,183
1 GHz	$\epsilon'_r(-)$	<b>40,94</b>	36,55 ± 4,52	37,12 ± 3,57	41,80 ± 3,13	48,25 ± 2,61
	$\sigma_e(\text{S}\cdot\text{m}^{-1})$	<b>0,900</b>	1,018 ± 0,170	1,133 ± 0,163	2,237 ± 0,377	1,548 ± 0,186
2,45 GHz	$\epsilon'_r(-)$	<b>38,01</b>	31,08 ± 4,03	30,89 ± 2,14	33,49 ± 2,46	38,84 ± 3,01
	$\sigma_e(\text{S}\cdot\text{m}^{-1})$	<b>1,464</b>	1,391 ± 0,304	1,648 ± 0,192	3,070 ± 0,268	1,966 ± 0,265

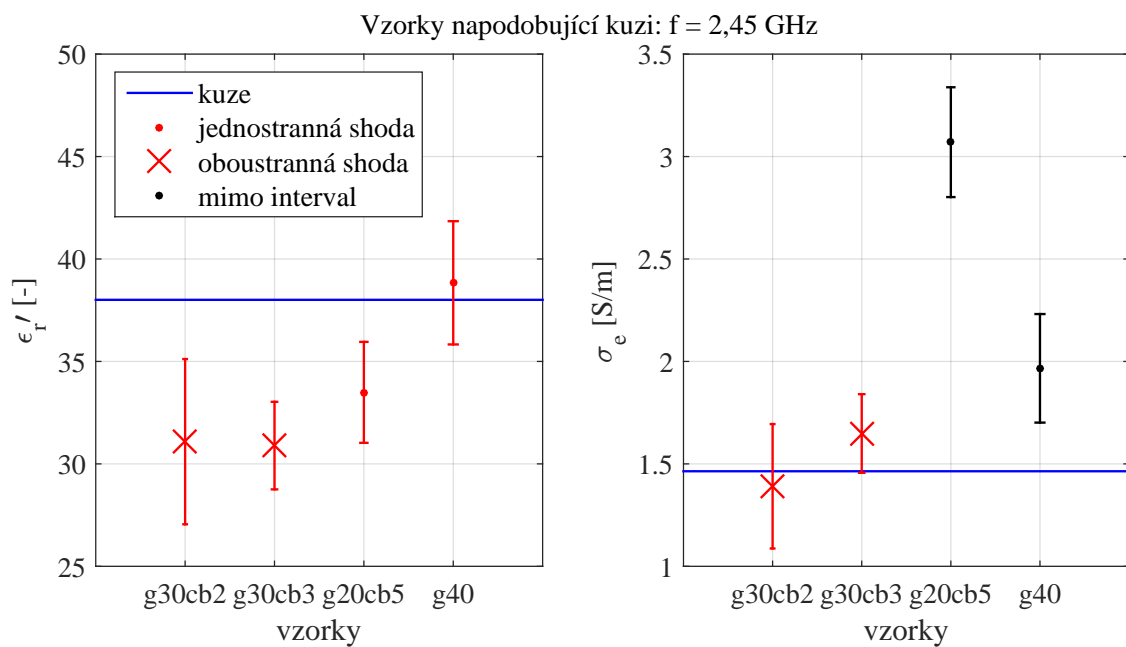
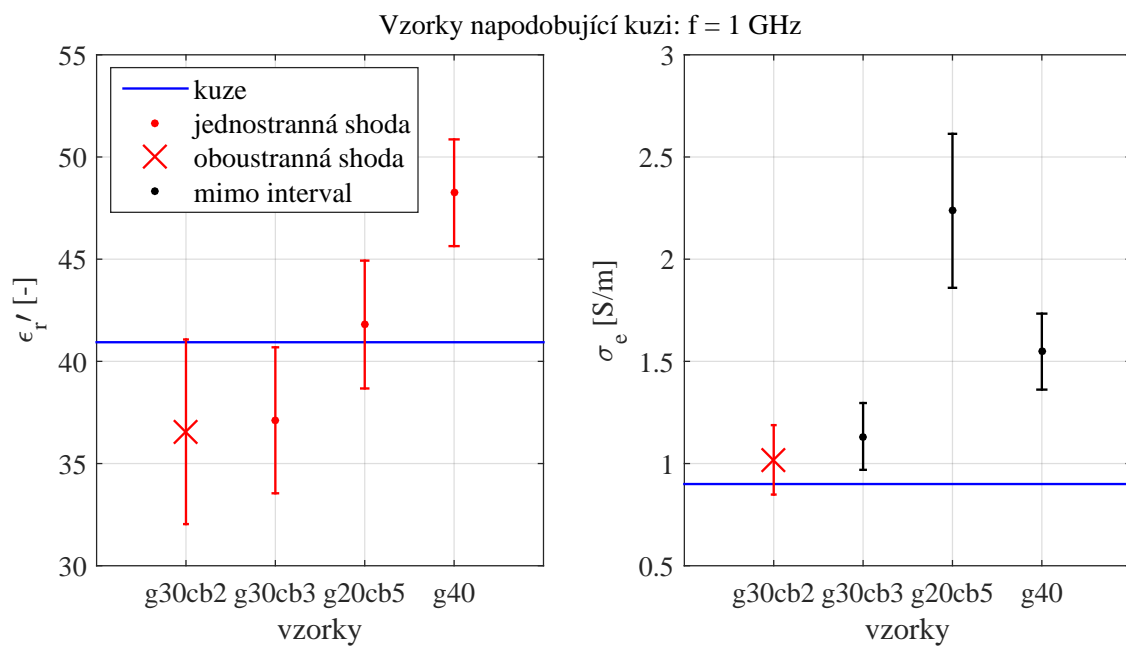


Obrázek 40: Grafické porovnání dielektrických parametrů vzorků fantomů a kožní tkáně



Obrázek 41: Grafické porovnání dielektrických parametrů vzorků fantomů a kožní tkáně



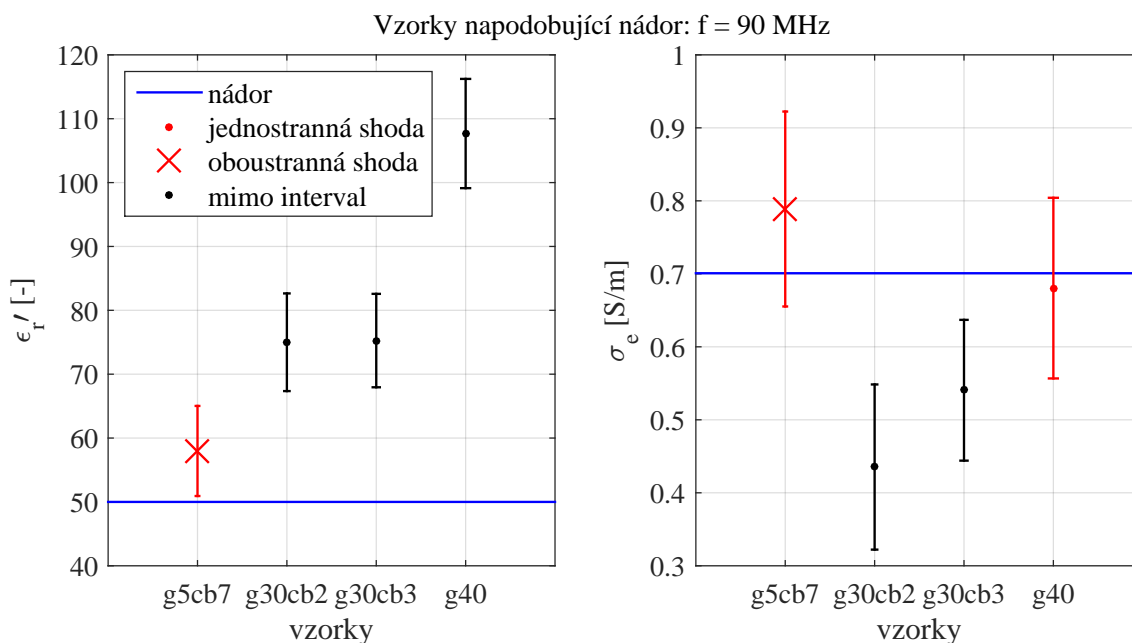


Obrázek 42: Grafické porovnání dielektrických parametrů vzorků fantomů a kožní tkáňe

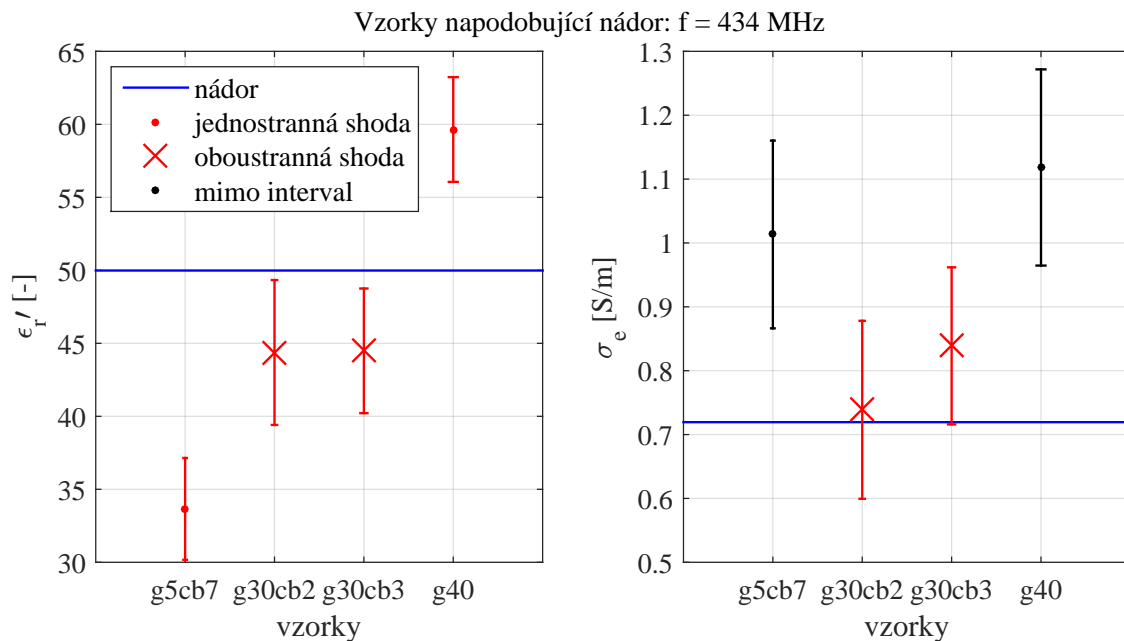
### 6.4.3 Fantom nádoru

Tabulka 20: Porovnání dielektrických parametrů **nádorové** tkáně a vybraných naměřených vzorků

frekvence		nádor	g5cb7	g30cb2	g30cb3	g40
90 MHz	$\epsilon'_r(-)$	50,00	<b>57,98 ± 7,05</b>	75,00 ± 7,65	75,26 ± 7,31	107,68 ± 8,55
	$\sigma_e(\text{S}\cdot\text{m}^{-1})$	0,701	<b>0,789 ± 0,134</b>	0,435 ± 0,113	0,540 ± 0,096	<b>0,680 ± 0,124</b>
434 MHz	$\epsilon'_r(-)$	49,99	<b>33,66 ± 3,49</b>	<b>44,37 ± 4,96</b>	<b>44,49 ± 4,27</b>	<b>59,65 ± 3,59</b>
	$\sigma_e(\text{S}\cdot\text{m}^{-1})$	0,719	1,013 ± 0,147	<b>0,739 ± 0,139</b>	<b>0,839 ± 0,123</b>	1,118 ± 0,154
915 MHz	$\epsilon'_r(-)$	49,94	28,05 ± 2,76	<b>37,34 ± 4,56</b>	<b>37,81 ± 3,64</b>	<b>49,47 ± 2,73</b>
	$\sigma_e(\text{S}\cdot\text{m}^{-1})$	0,786	1,250 ± 0,167	0,980 ± 0,167	1,087 ± 0,155	1,483 ± 0,183
1 GHz	$\epsilon'_r(-)$	49,93	27,38 ± 2,67	<b>36,55 ± 4,52</b>	<b>37,12 ± 3,57</b>	<b>48,25 ± 2,61</b>
	$\sigma_e(\text{S}\cdot\text{m}^{-1})$	0,803	1,294 ± 0,170	1,018 ± 0,170	1,133 ± 0,163	1,548 ± 0,186
2,45 GHz	$\epsilon'_r(-)$	49,56	22,29 ± 2,20	31,08 ± 4,03	30,89 ± 2,14	<b>38,84 ± 3,01</b>
	$\sigma_e(\text{S}\cdot\text{m}^{-1})$	1,312	1,842 ± 0,161	<b>1,391 ± 0,304</b>	1,648 ± 0,192	1,966 ± 0,265



Obrázek 43: Grafické porovnání dielektrických parametrů vzorků fantomů a nádorové tkáně

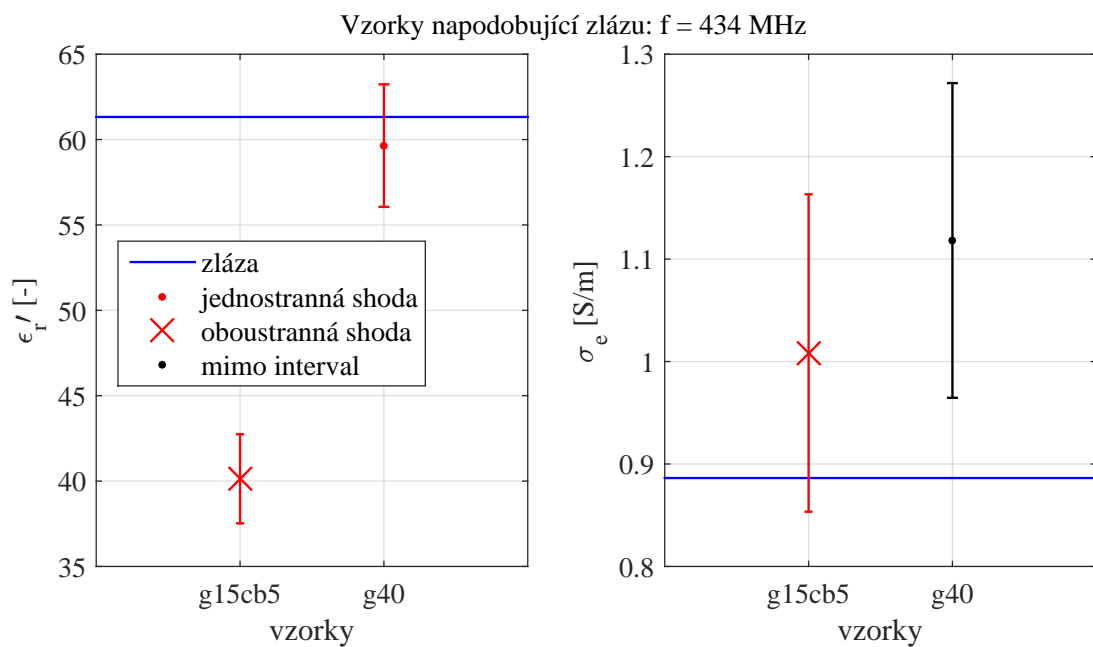
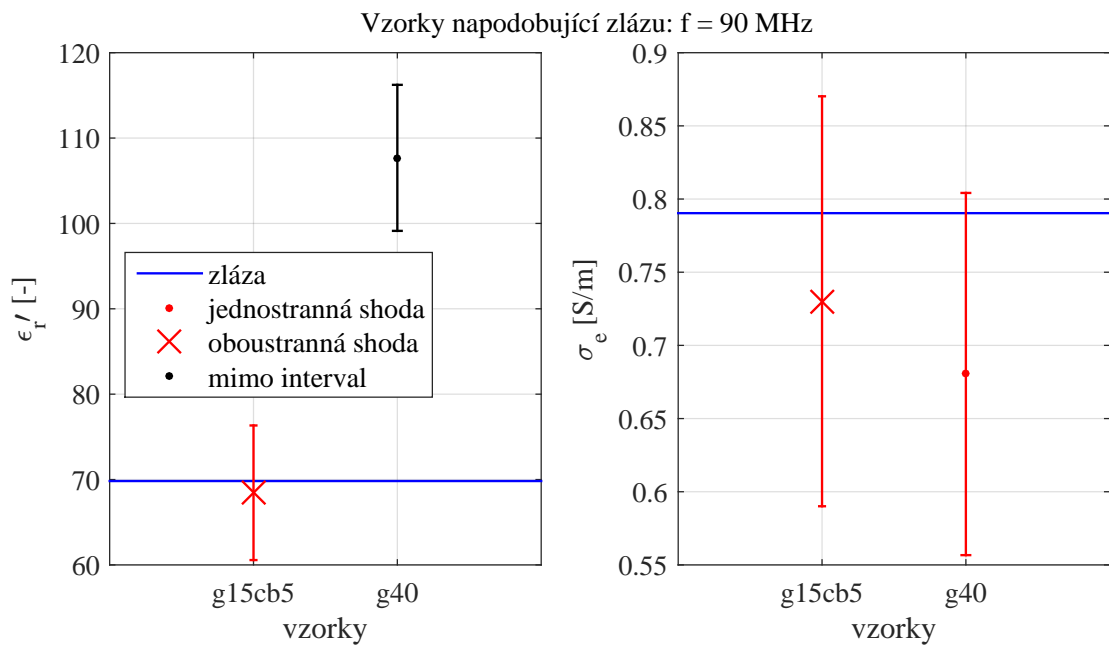


Obrázek 44: Grafické porovnání dielektrických parametrů vzorků fantomů a nádorové tkáně

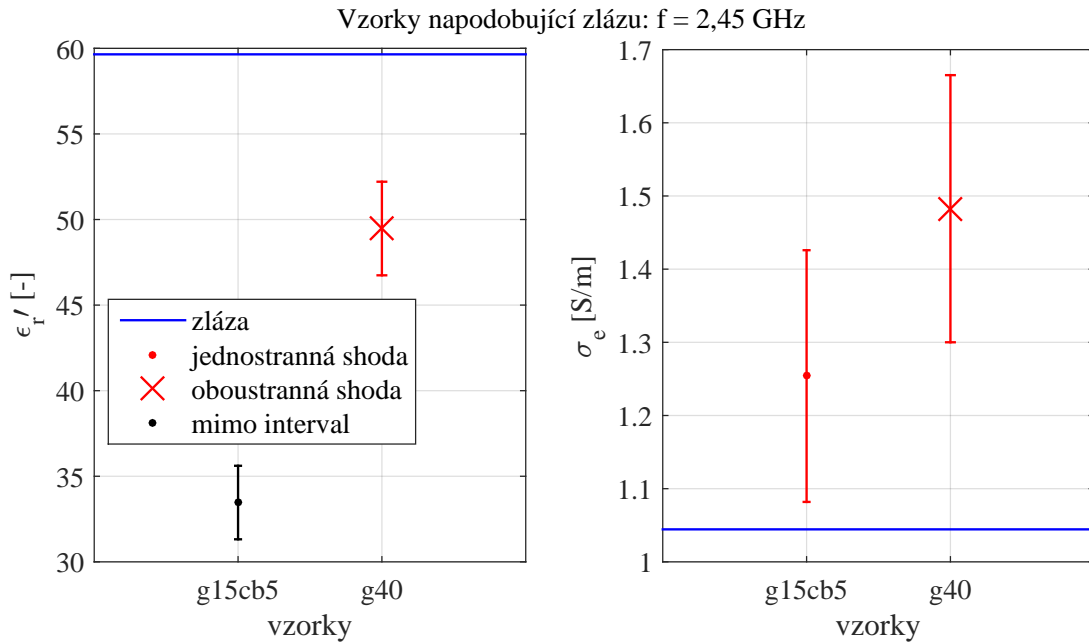
#### 6.4.4 Fantom žlázy

Tabulka 21: Porovnání dielektrických parametrů **žlázové** tkáně a vybraných naměřených vzorků

frekvence		žláza	g15cb5	g40
90 MHz	$\epsilon'_r(-)$	<b>69,82</b>	68,45 ± 7,88	107,68 ± 8,55
	$\sigma_e(\text{S}\cdot\text{m}^{-1})$	<b>0,79</b>	0,73 ± 0,14	0,680 ± 0,124
434 MHz	$\epsilon'_r(-)$	<b>61,33</b>	40,13 ± 2,61	59,65 ± 3,59
	$\sigma_e(\text{S}\cdot\text{m}^{-1})$	<b>0,886</b>	1,008 ± 0,155	1,118 ± 0,154
915 MHz	$\epsilon'_r(-)$	<b>59,65</b>	33,47 ± 2,15	49,47 ± 2,73
	$\sigma_e(\text{S}\cdot\text{m}^{-1})$	<b>1,044</b>	1,254 ± 0,172	1,483 ± 0,183
1 GHz	$\epsilon'_r(-)$	<b>59,47</b>	32,73 ± 2,12	48,25 ± 2,61
	$\sigma_e(\text{S}\cdot\text{m}^{-1})$	<b>1,079</b>	1,295 ± 0,175	1,548 ± 0,186
2,45 GHz	$\epsilon'_r(-)$	<b>57,20</b>	27,52 ± 1,74	38,84 ± 3,01
	$\sigma_e(\text{S}\cdot\text{m}^{-1})$	<b>1,968</b>	1,758 ± 0,315	1,966 ± 0,265



Obrázek 45: Grafické porovnání dielektrických parametrů vzorků fantomů a žlázové tkáně

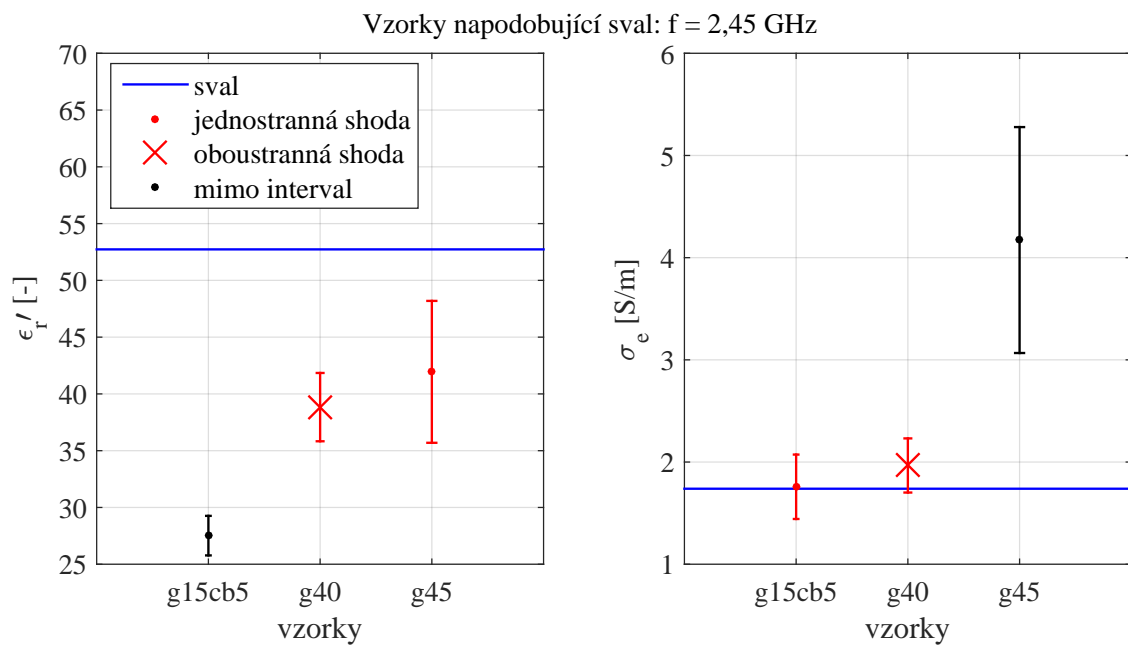
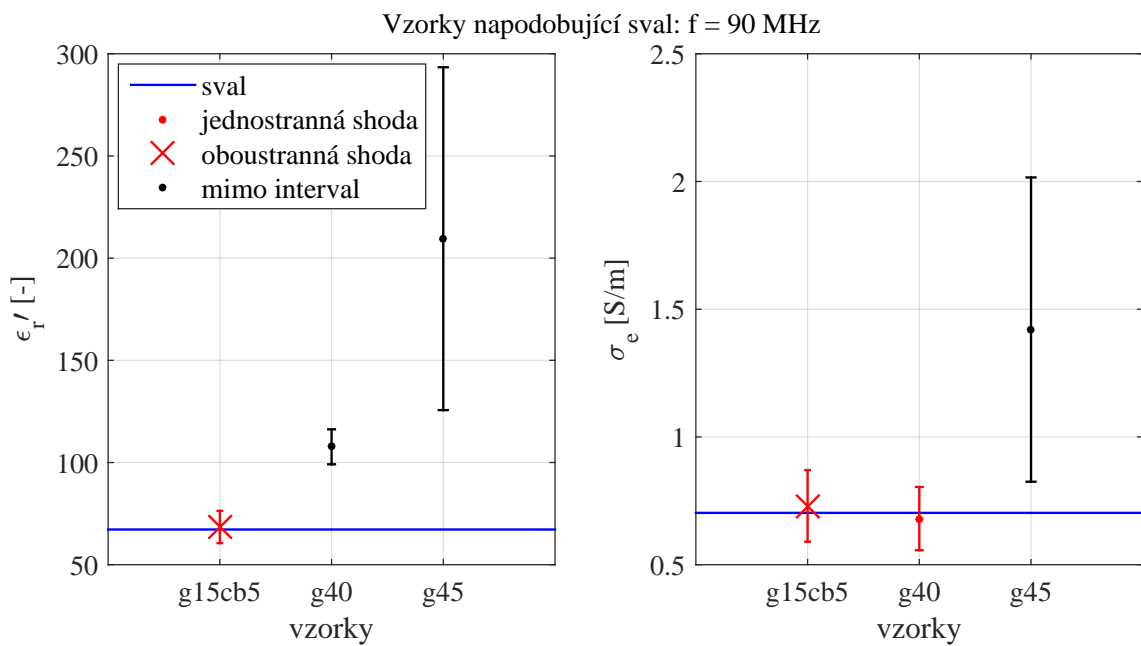


Obrázek 46: Grafické porovnání dielektrických parametrů vzorků fantomů a žlázové tkáně

#### 6.4.5 Fantom svalů

Tabulka 22: Porovnání dielektrických parametrů **svalové** tkáně a vybraných naměřených vzorků

frekvence		sval	g15cb5	g40	g45
90 MHz	$\epsilon'_r(-)$	<b>67,22</b>	68,45 ± 7,88	107,68 ± 8,55	209,51 ± 83,88
	$\sigma_e(\text{S}\cdot\text{m}^{-1})$	<b>0,703</b>	0,730 ± 0,140	0,680 ± 0,124	1,420 ± 0,596
434 MHz	$\epsilon'_r(-)$	<b>56,87</b>	40,13 ± 2,61	59,65 ± 3,59	77,53 ± 14,42
	$\sigma_e(\text{S}\cdot\text{m}^{-1})$	<b>0,805</b>	1,008 ± 0,155	1,118 ± 0,154	2,388 ± 0,772
915 MHz	$\epsilon'_r(-)$	<b>55,00</b>	33,47 ± 2,15	49,47 ± 2,73	57,67 ± 7,90
	$\sigma_e(\text{S}\cdot\text{m}^{-1})$	<b>0,948</b>	1,254 ± 0,172	1,483 ± 0,183	2,976 ± 0,855
1 GHz	$\epsilon'_r(-)$	<b>54,81</b>	32,73 ± 2,12	48,25 ± 2,61	55,72 ± 7,65
	$\sigma_e(\text{S}\cdot\text{m}^{-1})$	<b>0,978</b>	1,295 ± 0,175	1,548 ± 0,186	3,071 ± 0,865
2,45 GHz	$\epsilon'_r(-)$	<b>52,73</b>	27,52 ± 1,74	38,84 ± 3,01	41,94 ± 6,25
	$\sigma_e(\text{S}\cdot\text{m}^{-1})$	<b>1,739</b>	1,758 ± 0,315	1,966 ± 0,265	4,172 ± 1,105

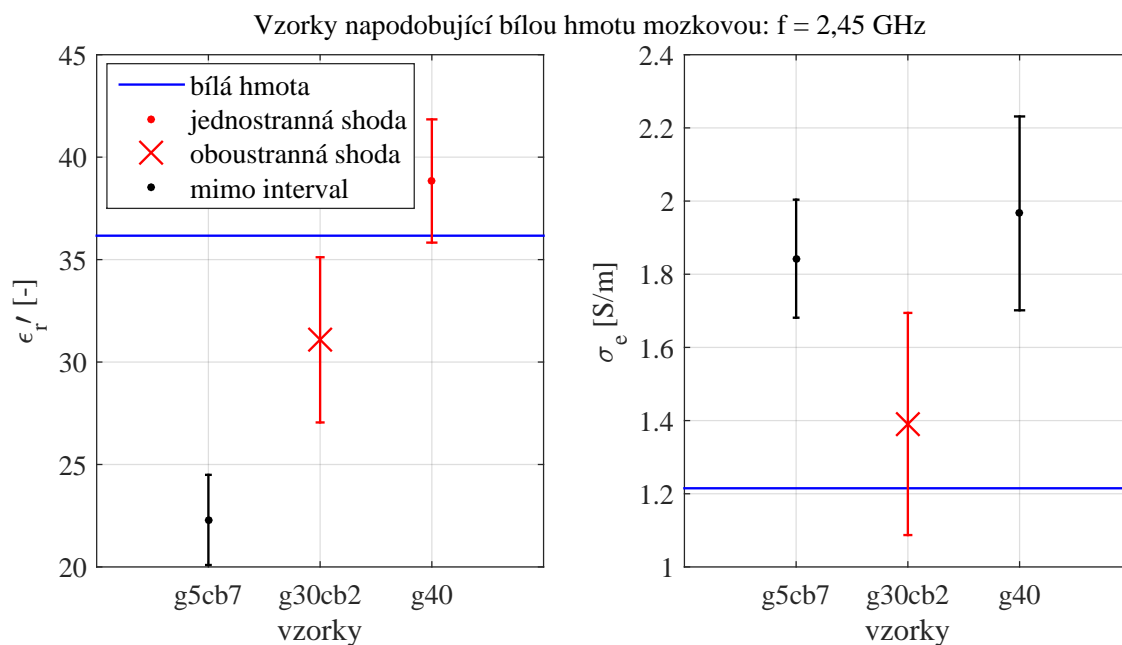


Obrázek 47: Grafické porovnání dielektrických parametrů vzorků fantomů a svalové tkáně

## 6.4.6 Fantom bílé hmoty mozkové

Tabulka 23: Porovnání dielektrických parametrů **bílé hmoty mozkové** (BHM) a vybraných naměřených vzorků

frekvence		BHM	g5cb7	g30cb2	g40
90 MHz	$\epsilon'_r(-)$	<b>58,98</b>	$57,98 \pm 7,05$	$75,00 \pm 7,65$	$107,68 \pm 8,55$
	$\sigma_e(\text{S}\cdot\text{m}^{-1})$	<b>0,316</b>	$0,789 \pm 0,134$	$0,435 \pm 0,113$	$0,680 \pm 0,124$
434 MHz	$\epsilon'_r(-)$	<b>41,66</b>	$33,66 \pm 3,49$	$44,37 \pm 4,96$	$59,65 \pm 3,59$
	$\sigma_e(\text{S}\cdot\text{m}^{-1})$	<b>0,455</b>	$1,013 \pm 0,147$	$0,739 \pm 0,139$	$1,118 \pm 0,154$
915 MHz	$\epsilon'_r(-)$	<b>38,84</b>	$28,05 \pm 2,76$	$37,34 \pm 4,56$	$49,47 \pm 2,73$
	$\sigma_e(\text{S}\cdot\text{m}^{-1})$	<b>0,595</b>	$1,250 \pm 0,167$	$0,980 \pm 0,167$	$1,483 \pm 0,183$
1 GHz	$\epsilon'_r(-)$	<b>38,58</b>	$27,38 \pm 2,67$	$36,55 \pm 4,52$	$48,25 \pm 2,61$
	$\sigma_e(\text{S}\cdot\text{m}^{-1})$	<b>0,622</b>	$1,294 \pm 0,170$	$1,018 \pm 0,170$	$1,548 \pm 0,186$
2,45 GHz	$\epsilon'_r(-)$	<b>36,17</b>	$22,29 \pm 2,20$	$31,08 \pm 4,03$	$38,84 \pm 3,01$
	$\sigma_e(\text{S}\cdot\text{m}^{-1})$	<b>1,215</b>	$1,842 \pm 0,161$	$1,391 \pm 0,304$	$1,966 \pm 0,265$

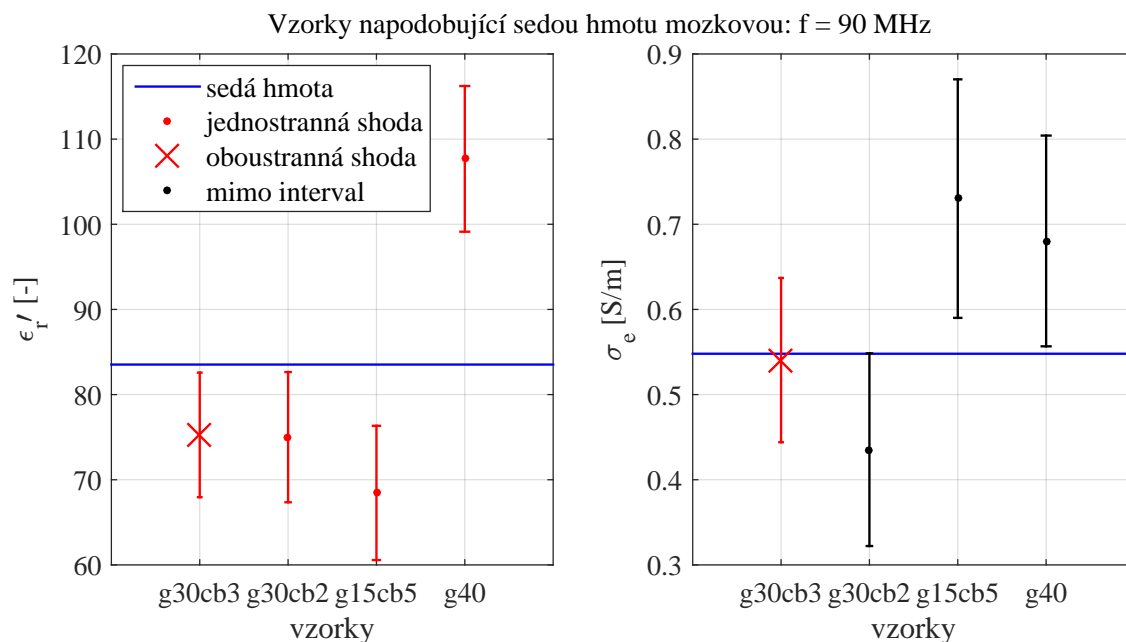


Obrázek 48: Grafické porovnání dielektrických parametrů vzorků fantomů a bílé hmoty mozkové

## 6.4.7 Fantom šedé hmoty mozkové

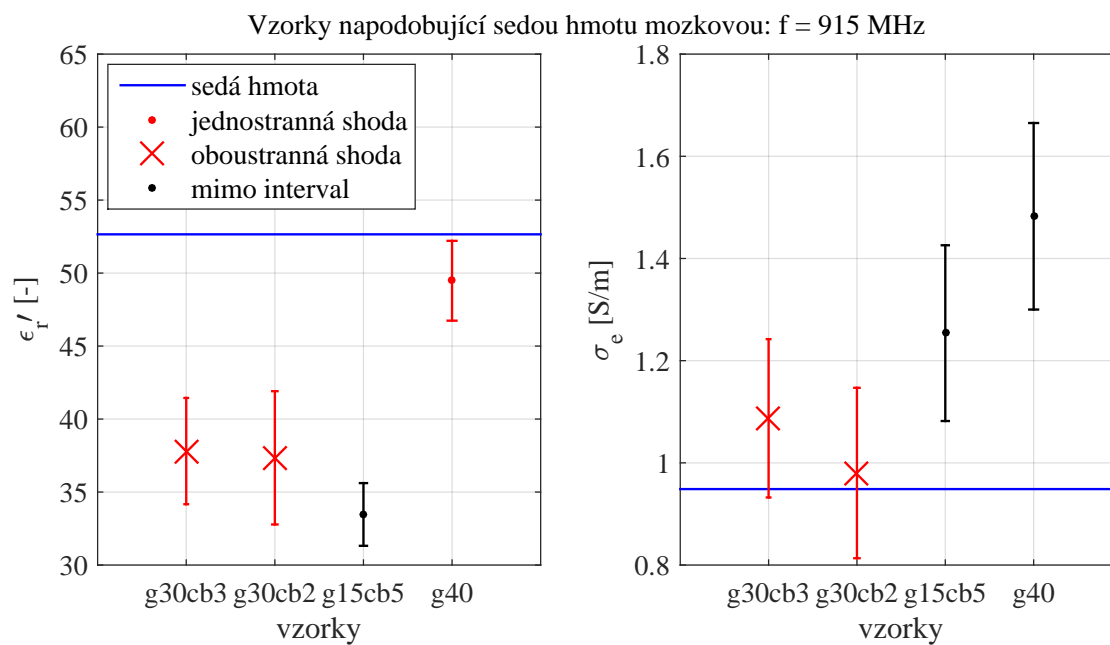
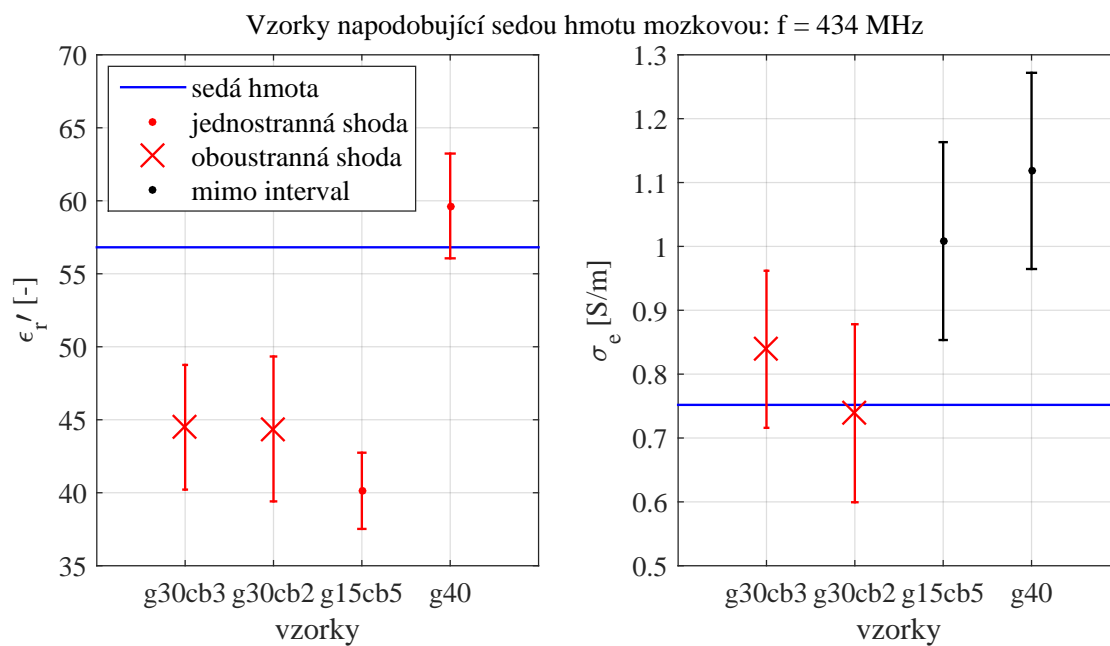
Tabulka 24: Porovnání dielektrických parametrů šedé hmoty mozkové (ŠHM) a vybraných naměřených vzorků

frekvence		ŠHM	g30cb3	g30cb2	g15cb5	g40
90 MHz	$\epsilon'_r(-)$	<b>83,53</b>	75,26 ± 7,31	75,00 ± 7,65	68,45 ± 7,88	107,68 ± 8,55
	$\sigma_e(\text{S}\cdot\text{m}^{-1})$	<b>0,548</b>	0,540 ± 0,096	0,435 ± 0,113	0,730 ± 0,140	0,680 ± 0,124
434 MHz	$\epsilon'_r(-)$	<b>56,81</b>	44,49 ± 4,27	44,37 ± 4,96	40,13 ± 2,61	59,65 ± 3,59
	$\sigma_e(\text{S}\cdot\text{m}^{-1})$	<b>0,752</b>	0,839 ± 0,123	0,739 ± 0,139	1,008 ± 0,155	1,118 ± 0,154
915 MHz	$\epsilon'_r(-)$	<b>52,65</b>	37,81 ± 3,64	37,34 ± 4,56	33,47 ± 2,15	49,47 ± 2,73
	$\sigma_e(\text{S}\cdot\text{m}^{-1})$	<b>0,949</b>	1,087 ± 0,155	0,980 ± 0,167	1,254 ± 0,172	1,483 ± 0,183
1 GHz	$\epsilon'_r(-)$	<b>52,28</b>	37,12 ± 3,57	36,55 ± 4,52	32,73 ± 2,12	48,25 ± 2,61
	$\sigma_e(\text{S}\cdot\text{m}^{-1})$	<b>0,985</b>	1,133 ± 0,163	1,018 ± 0,170	1,295 ± 0,175	1,548 ± 0,186
2,45 GHz	$\epsilon'_r(-)$	<b>48,91</b>	30,89 ± 2,14	31,08 ± 4,03	27,52 ± 1,74	38,84 ± 3,01
	$\sigma_e(\text{S}\cdot\text{m}^{-1})$	<b>1,808</b>	1,648 ± 0,192	1,391 ± 0,304	1,758 ± 0,315	1,966 ± 0,265

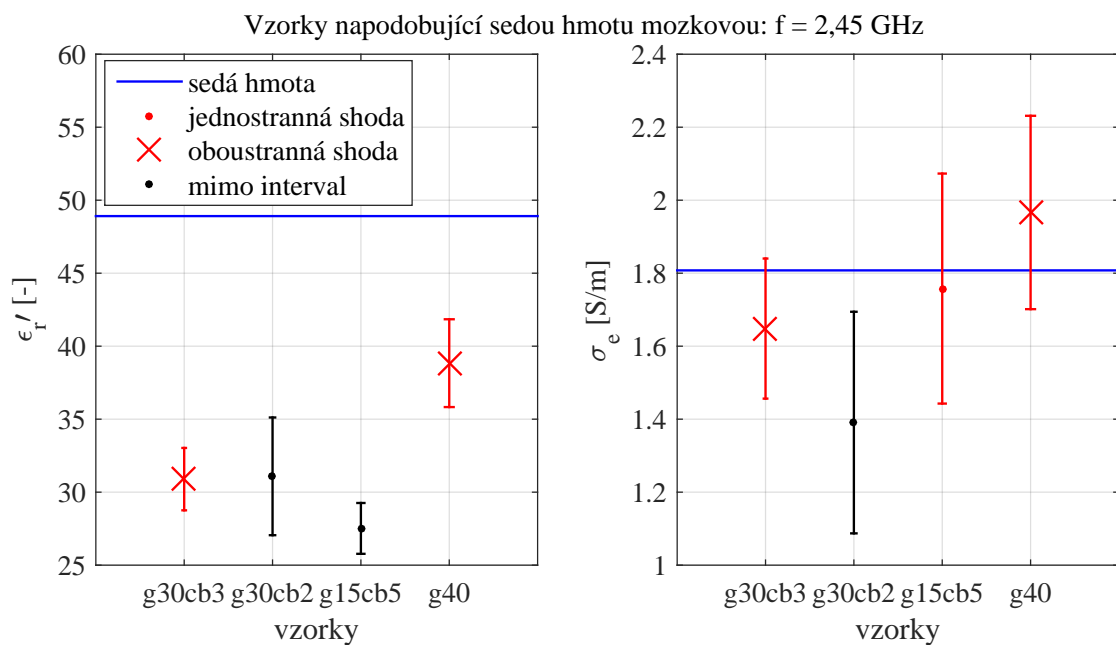
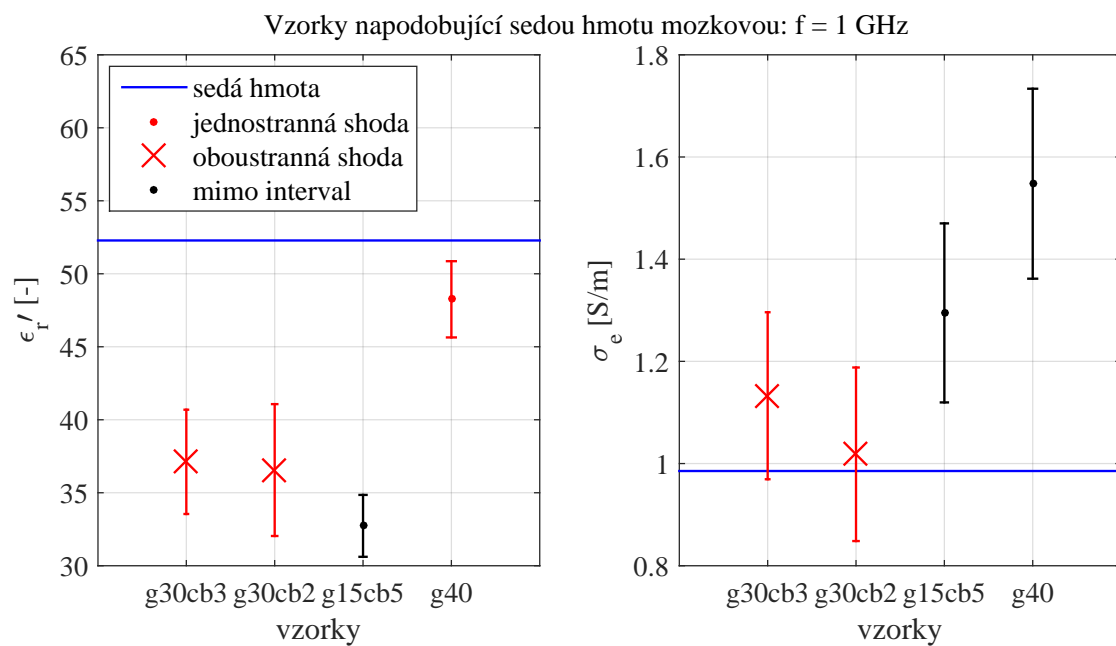


Obrázek 49: Grafické porovnání dielektrických parametrů vzorků fantomů a šedé hmoty mozkové





Obrázek 50: Grafické porovnání dielektrických parametrů vzorků fantomů a šedé hmoty mozkové

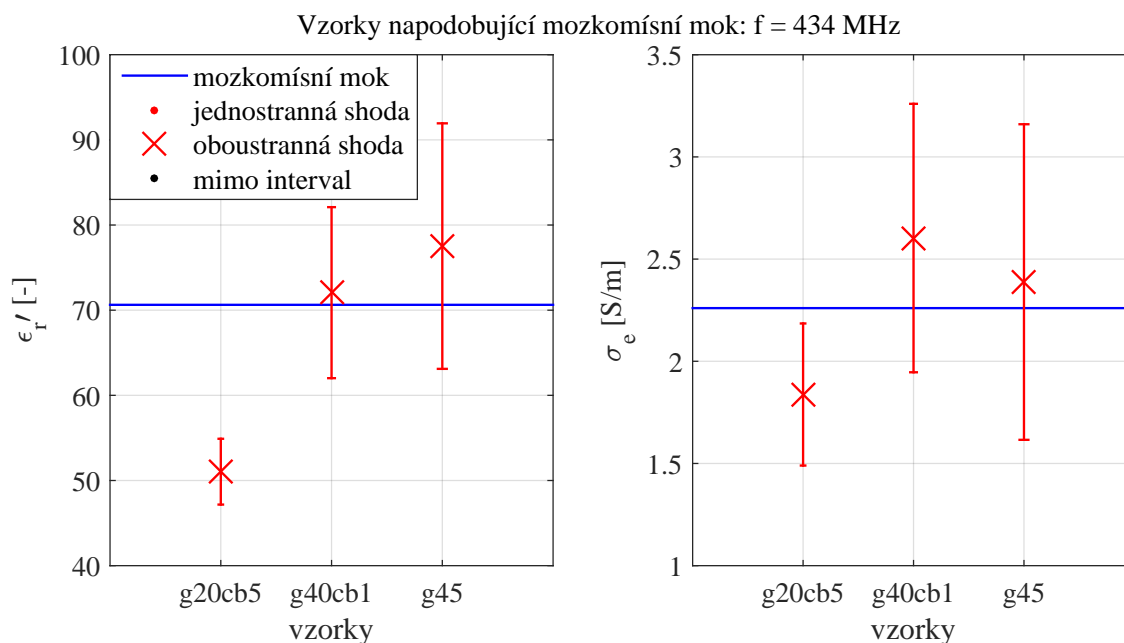


Obrázek 51: Grafické porovnání dielektrických parametrů vzorků fantomů a šedé hmoty mozkové

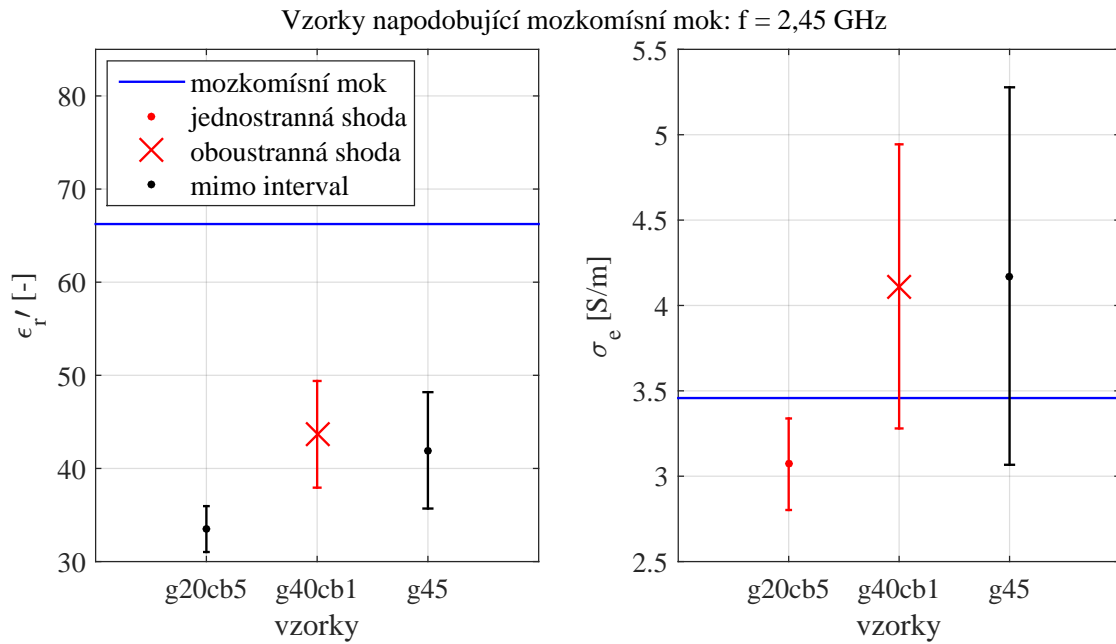
## 6.4.8 Fantom mozkomíšního moku

Tabulka 25: Porovnání dielektrických parametrů **mozkomíšního moku** (MM) a vybraných naměřených vzorků

frekvence		MM	g20cb5	g40cb1	g45
90 MHz	$\epsilon'_r(-)$	<b>91,01</b>	100,67 ± 12,14	197,58 ± 56,01	209,51 ± 83,88
	$\sigma_e(\text{S}\cdot\text{m}^{-1})$	<b>2,102</b>	1,487 ± 0,354	1,939 ± 0,618	1,420 ± 0,596
434 MHz	$\epsilon'_r(-)$	<b>70,63</b>	51,04 ± 3,86	72,06 ± 10,04	77,53 ± 14,42
	$\sigma_e(\text{S}\cdot\text{m}^{-1})$	<b>2,260</b>	1,837 ± 0,348	2,603 ± 0,657	2,388 ± 0,772
915 MHz	$\epsilon'_r(-)$	<b>68,61</b>	42,70 ± 3,26	57,34 ± 8,31	57,67 ± 7,90
	$\sigma_e(\text{S}\cdot\text{m}^{-1})$	<b>2,419</b>	2,175 ± 0,372	3,095 ± 0,743	2,976 ± 0,855
1 GHz	$\epsilon'_r(-)$	<b>68,44</b>	41,80 ± 3,13	55,80 ± 8,02	55,72 ± 7,65
	$\sigma_e(\text{S}\cdot\text{m}^{-1})$	<b>2,455</b>	2,237 ± 0,377	3,185 ± 0,758	3,071 ± 0,865
2,45 GHz	$\epsilon'_r(-)$	<b>66,24</b>	33,49 ± 2,46	43,67 ± 5,73	41,94 ± 6,25
	$\sigma_e(\text{S}\cdot\text{m}^{-1})$	<b>3,458</b>	3,070 ± 0,268	4,112 ± 0,832	4,172 ± 1,105



Obrázek 52: Grafické porovnání dielektrických parametrů vzorků fantomů a mozkomíšního moku

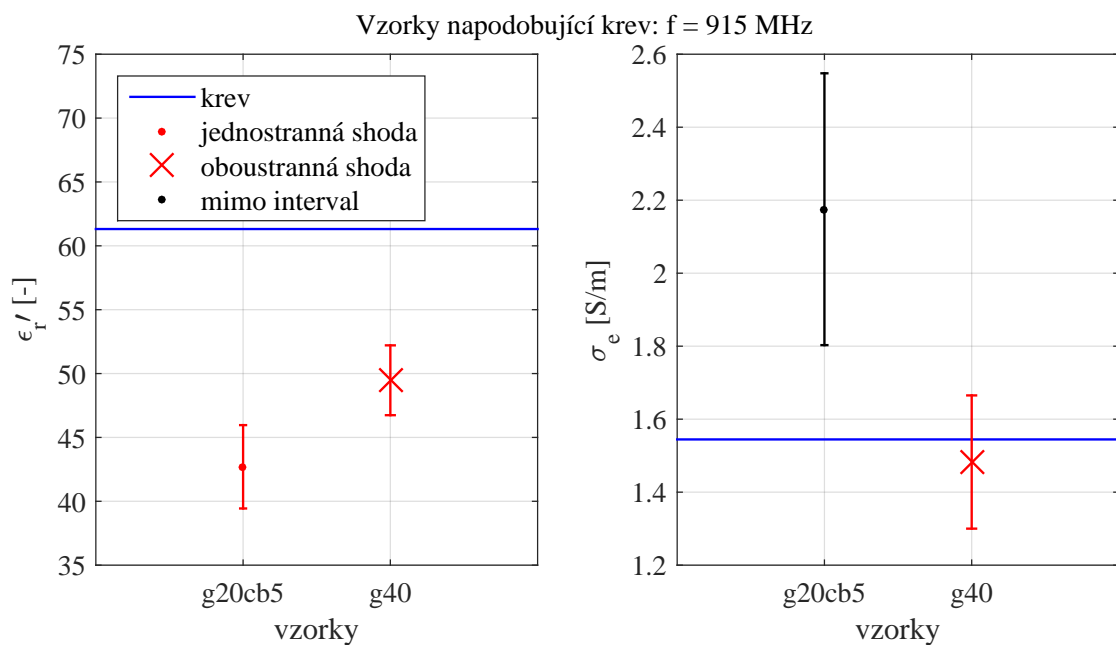
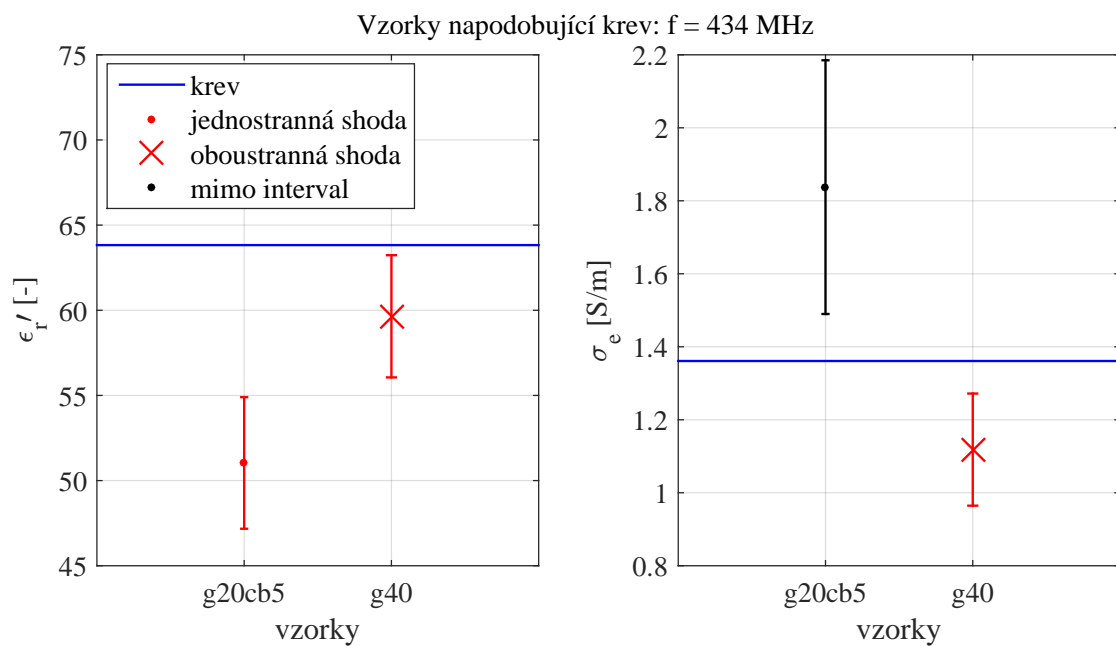


Obrázek 53: Grafické porovnání dielektrických parametrů vzorků fantomů a mozkomíšního moku

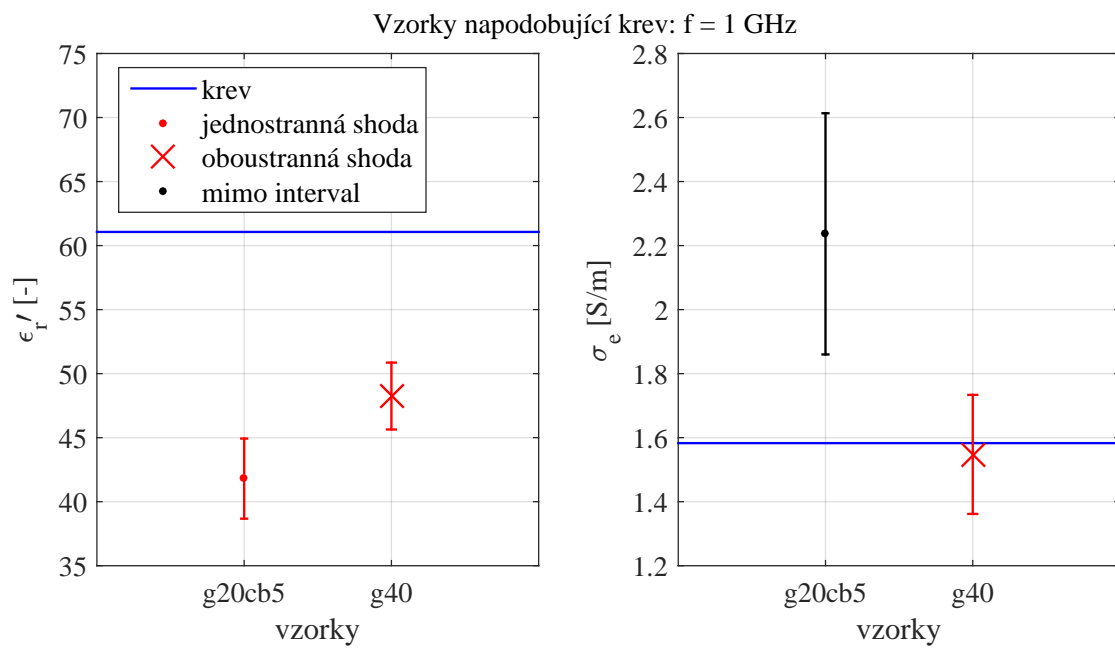
#### 6.4.9 Fantom krve

Tabulka 26: Porovnání dielektrických parametrů **krve** a vybraných naměřených vzorků

frekvence		krv	g20cb5	g40
90 MHz	$\epsilon'_r(-)$	<b>78,69</b>	100,67 ± 12,14	107,68 ± 8,55
	$\sigma_e(\text{S}\cdot\text{m}^{-1})$	<b>1,227</b>	1,487 ± 0,354	0,680 ± 0,124
434 MHz	$\epsilon'_r(-)$	<b>63,83</b>	51,04 ± 3,86	59,65 ± 3,59
	$\sigma_e(\text{S}\cdot\text{m}^{-1})$	<b>1,361</b>	1,837 ± 0,348	1,118 ± 0,154
915 MHz	$\epsilon'_r(-)$	<b>61,31</b>	42,70 ± 3,26	49,47 ± 2,73
	$\sigma_e(\text{S}\cdot\text{m}^{-1})$	<b>1,545</b>	2,175 ± 0,372	1,483 ± 0,183
1 GHz	$\epsilon'_r(-)$	<b>61,07</b>	41,80 ± 3,13	48,25 ± 2,61
	$\sigma_e(\text{S}\cdot\text{m}^{-1})$	<b>1,583</b>	2,237 ± 0,377	1,548 ± 0,186
2,45 GHz	$\epsilon'_r(-)$	<b>58,26</b>	33,49 ± 2,46	38,84 ± 3,01
	$\sigma_e(\text{S}\cdot\text{m}^{-1})$	<b>2,545</b>	3,070 ± 0,268	1,966 ± 0,265



Obrázek 54: Grafické porovnání dielektrických parametrů vzorků fantomů a krve



Obrázek 55: Grafické porovnání dielektrických parametrů vzorků fantomů a krve

### 6.4.10 Shrnutí použitelných vyrobených fantomů

Tabulka 27: Shrnutí seznamu kompozitních vzorků vhodných pro výrobu fantomů. ŠHM - šedá hmota mozková, MM - mozkomíšní mok, BHM - bílá hmota mozková

vzorky	obtížnost výroby	frekvence $f$ (MHz)				
		90	434	915	1000	2450
<b>cb2</b>	snadná	-	-	-	-	tuk
<b>cb3</b>	nesnadná	-	-	tuk	tuk	-
<b>g40</b>	snadná	-	krev	krev	krev	žláza
		-	-	-	-	sval
		-	-	-	-	ŠHM
<b>g45</b>	nesnadná	-	MM	-	-	-
<b>g5cb7</b>	nesnadná	nádor	-	-	-	-
<b>g15cb5</b>	nesnadná	žláza	žláza	-	-	-
		sval	-	-	-	-
<b>g20cb5</b>	nesnadná	-	MM	-	-	-
<b>g30cb2</b>	snadná	kůže	kůže	kůže	kůže	kůže
		-	nádor	-	-	BHM
		-	ŠHM	ŠHM	ŠHM	-
<b>g30cb3</b>	snadná	kůže	kůže	-	kůže	kůže
		ŠHM	ŠHM	ŠHM	ŠHM	ŠHM
		-	nádor	-	-	-
<b>g40cb1</b>	snadná	-	MM	-	-	MM

## 6.5 Srovnání numerického modelu a vzorků grafitu

Tabulka 28: Porovnání dielektrických parametrů numerického modelu a naměřených vzorků grafitového prášku na frekvenci 1 GHz

hmot. poměr grafitu		Numerický model	Reálný vzorek	Diference (%)
10 %	$\varepsilon_r'(-)$	$3,60 \pm 0,03$	$5,27 \pm 0,12$	46
	$\sigma_e(\text{S}\cdot\text{m}^{-1})$	$0,012 \pm 0,000$	$0,009 \pm 0,000$	22
20 %	$\varepsilon_r'(-)$	$4,39 \pm 0,06$	$10,45 \pm 0,28$	138
	$\sigma_e(\text{S}\cdot\text{m}^{-1})$	$0,015 \pm 0,000$	$0,030 \pm 0,005$	107
30 %	$\varepsilon_r'(-)$	$5,41 \pm 0,08$	$19,63 \pm 0,865$	262
	$\sigma_e(\text{S}\cdot\text{m}^{-1})$	$0,018 \pm 0,000$	$0,095 \pm 0,021$	427
40 %	$\varepsilon_r'(-)$	$6,95 \pm 0,08$	$48,25 \pm 2,61$	594
	$\sigma_e(\text{S}\cdot\text{m}^{-1})$	$0,023 \pm 0,000$	$1,548 \pm 0,186$	6559
50 %	$\varepsilon_r'(-)$	$9,20 \pm 0,17$	$221,69 \pm 131,69$	2309
	$\sigma_e(\text{S}\cdot\text{m}^{-1})$	$0,031 \pm 0,001$	$39,61 \pm 9,61$	128356



## 7 Diskuze

Z předchozích dílčích diskuzí lze dojít k závěru, že daný numerický model nelze využít pro navrhování potřebného množství vodivých prášků pro kompozitní fantomy. Numerický model není schopen vypočítat efektivní dielektrické parametry pro výpočetní síť *Extremely fine* a při simulaci s jednodušší sítí je do výpočtu zanesena nepřesnost.

Celý skript byl několikrát překontrolován, žádné chyby ani špatné nastavení *Solveru* se však nenašly. Byly vyzkoušeny možné postupy (podkapitola 6.3.1), jak ověřit funkčnost modelu a najít případné nedostatky či chyby. Žádná ze změn však nezvýšila efektivnost ani správnost výpočtu. Z těchto důvodů nemělo smysl podrobněji porovnávat naměřené dielektrické parametry reálných vzorků s výsledky simulací, poněvadž se hodnoty znatelně lišily (tabulka 28).

Je také možné, že program COMSOL<sup>®</sup> Multiphysics nemá dostatečné výpočetní schopnosti, aby v této situaci při velikosti výpočetní sítě *Extra fine* počítal s Maxwell-Wagnerovým efektem. V příštích novějších verzích tohoto výpočetního prostředí by mohl model začít vykazovat lepší výsledky.

Vytvořený model zahrnuje dvě složky - silikonovou buňku a grafitové inkluze. Třetí složku, například karbonový prášek, lze do modelu zahrnout regulací, v tomto případě dostatečným zvýšením vodivosti silikonové buňky. Z důvodu nefunkčnosti dvousložkového modelu však nebylo možné vyzkoušet a ověřit funkčnost modelu o třech složkách.

Numerický model je funkční, pokud se hodnoty vodivostí složek kompozitu zásadně neliší, což bylo v rámci této práce také ověřeno na základě studií [10, 20], které pro výpočet efektivních dielektrických parametrů kompozitů či emulzí využívaly stejnou metodiku a ověřovaly funkčnost simulací porovnáním s reálnými vzorky. Lze ho využít tedy pro jiné účely. Novou vyvíjející se metodou v léčebných mikrovlnných aplikacích je neinvazivní měření hladiny glykémie mikrovlnným senzorem. Tento numerický model by mohl velmi dobře sloužit pro výpočet efektivních dielektrických parametrů pro různou koncentraci glukózy v krvi a tím napomoci vývoji této metody.

Podařilo se vyrobit a vybrat vzorky, které dostatečně přesně napodobují dielektrické parametry biologických tkání v určených frekvencích (tabulka 27).

Výroba kompozitních fantomů zahrnovala mnohé nesnadné úkoly. Manipulace s vo-

divými prášky musela být precizní a prováděna v ochranných pomůckách z důvodů po-  
dezření na karcinogenitu při inhalaci. Vyrobené vzorky vykazovaly při vyšších koncent-  
racích prášků (zejména pak Carbon Black) zvýšenou viskozitu a nebylo snadné se zbavit  
vzduchových bublin. Některé vzorky dokonce obsahovaly dutiny, byly však vyřazeny při  
základním porovnání s biologickými tkáněmi, protože nevykazovaly podobnost. Vzorky  
cb2 a cb3 byly natolik vazké, že i přes vakuování nebylo možné vzduchové bubliny zcela  
odstranit.

Vakuování se potvrdilo jako nezbytný krok pro vytvoření homogenních směsí kompo-  
zitů. Dielektrické vlastnosti byly u vakuovaného vzorku významně zvýšené oproti vzorku  
vyrobeného bez vakuování. Při srovnání s [35], který vakuování neprováděl, byly výsled-  
né hodnoty permitivity a vodivosti při mém postupu výroby znatelně vyšší. U [35] byla  
hodnota 40% Grafitu naměřena na frekvenci 1 GHz  $\epsilon_r \cong 17$  a  $\sigma_e \cong 0,1 \text{ S} \cdot \text{m}^{-1}$ , v této  
práci, kde byl každý vzorek vakuován, byly hodnoty stejného vzorku naměřeny na stejné  
frekvenci  $\epsilon_r = 48,25 \pm 2,61$  a  $\sigma_e = 1,548 \pm 0,186 \text{ S} \cdot \text{m}^{-1}$ . Dalším nezbytným prostředkem  
pro vytvoření homogenní směsi kompozitu byl hnětací robot. V [35] byly vzorky míchány  
ručně tyčinkou, lze tedy předpokládat, že vodivé prášky nebyly ideálně v silikonu roz-  
míchány a také z tohoto důvodu mohly být dielektrické vlastnosti ve studii o tolik nižší  
v porovnání s touto prací.

Při měření dielektrických vlastností fantomů měla koaxiální sonda DAK-12 problém  
objektivně změřit vzorky s velmi nízkou vodivostí (obrázek 31 a 33). Do průběhů per-  
mitivity i vodivosti byla zanesena ve vyšších frekvencích nepřesnost, což lze brát jako  
nedostatečnou přesnost sondy. V manuálu měřicího systému [16] však hraniční hodnoty  
dielektrických parametrů nejsou uvedeny.

Pro objektivní interpretaci naměřených dielektrických parametrů vzorků byly vy-  
počteny rozšířené nejistoty typu C. U vzorků s vysokými dielektrickými parametry byly  
tyto nejistoty vysoké a projevovala se zde zejména nejistota A, tedy směrodatná odchylka  
výběrového průměru. Vzorek g45, který byl vybrán pro napodobení dielektrických para-  
metrů mozkomíšního moku, měl při nízkých frekvencích tuto nejistotu velmi výraznou  
( $\pm 40 \%$ ), lze ho tedy z části brát jako nedostatečně validní pro použití fantomu.

Při porovnávání byla zvolena 20% tolerance shody dielektrických vlastností fanto-  
mu a biologické tkáně. Fantom splňující tuto toleranci by měl být stále dobrým mode-  
lem napodobujícím danou tkáň zejména z důvodu, že v této fázi preklinického testování

mikrovlenných metod nemusí být fantomy 100% odpovídající svým biologickým tkáním. S postupem času a vylepšujícími se metodami však budou růst také požadavky na co nejpresnější vlastnosti fantomů.

Největším problémem při výrobě fantomu bylo dosažení potřebně vysoké permitivity za stavu nízké vodivosti. Při použití prášků Grafit či Carbon Black a případně jejich kombinací nebylo možné dosáhnout přesnějších hodnot permitivit bez odchýlení se od relativně přesných hodnot vodivosti. Pro vykompenzování toho problému by bylo potřeba použít další složku ve formě prášku o vysoké permitivitě, například  $\text{BaTiO}_3$ . Dalšími kombinacemi těchto tří prášků by bylo jednodušší vyrobit fantomy s vyšší přesností než bylo doposud.

Suché kompozitní fantomy mají velkou perspektivu při budoucích preklinických testování mikrovlenné techniky. Lze je využít při mikrovlenném zobrazování či mikrovlenné hypertermii, dále také mohou sloužit pro testování mikrovlenného systému pro diagnostiku cévní mozkové příhody, který se v současnosti vyvíjí na Fakultě biomedicínského inženýrství. Jejich největší výhodou je stálost dielektrických vlastností a mechanická pevnost. Stačí si tedy po vyrobení fantomu ověřit dielektrické vlastnosti a poté může fantom sloužit dlouhou dobu jako přesný referenční model dané tkáně bez další nutnosti ověřování či měření.

## 8 Závěr

V rámci práce byla vytvořena řada numerických modelů, které postupně vedly ke konečnému modelu kompozitního materiálu, který konkrétně napodoboval silikonovou buňku s kulovými vodivými grafitovými inkluzemi. V modelu se podařilo splnit cíl generování náhodného geometrického rozmístění inkluzí v buňce v potřebných hmotnostních poměrech. Numerický model však nelze využít k predikci hmotnostních zastoupení vodivých prášků v kompozitu. Numerická simulace vypočítala nereálné výsledné hodnoty dielektrických parametrů, což bylo zřejmě dáno nedostatečně jemnou sítí konečných prvků v modelu. V práci bylo zjištěno, že simulace funguje pro kompozity či emulze, u kterých se rozdíl vodivosti materiálu výrazně neliší.

Úspěšně se podařilo vytvořit vzorky suchých kompozitních fantomů. Z 29 vyrobených vzorků jich 10 v rámci stanovené tolerance napodobovalo dielektrické parametry tuku, nádoru, kůže, žlázy, svalů, krve, mozkomíšního moku, bílé a šedé hmoty mozkové na frekvencích 90, 434, 915, 1000 a 2450 MHz, což popisuje shrnující tabulka 27. Na rozdíl od běžně používaných vodních fantomů jsou suché fantomy časově i teplotně stálé a mechanicky odolnější a v mnoha ohledech i přesnější. Tyto fantomy mohou být využity k testování vyvíjejících se lékařských mikrovlnných metod, jako je mikrovlnná hypertermie, mikrovlnné zobrazování nebo systém pro diagnostiku cévní mozkové příhody.

## Reference

- [1] BALANIS, Constantine A. *Advanced engineering electromagnetics*. 2nd ed. Hoboken, N.J.: John Wiley & Sons, c2012. ISBN 9780470589489.
- [2] VRBA, Jan. *Lékařské aplikace mikrovlnné techniky*. 1. vyd. Praha: Vydavatelství ČVUT, 2003. ISBN 80-01-02705-8.
- [3] BEGLEY, Shelley. Electromagnetic Properties of Materials: Characterization at Microwave Frequencies and Beyond. *Cama Group, Agilent Technologies* [online]. 2006 [vid. 2016-duben-03]. Dostupné z: <http://www.cama-group.net/index.php/webinars/2014-08-01-05-35-05>.
- [4] GIAN FRANCO BARONZIO. *Hyperthermia in cancer treatment a primer*. Online-Ausg. Georgetown, Tex: Landes Bioscience, Eurekah.com, 2008. ISBN 9780387334417.
- [5] OPPL, Ladislav. *Měření komplexní permitivity biologické tkáně* [online]. Praha, 2010 [vid. 2016-duben-05]. Diplomová práce. 1. lékařská fakulta UK. Dostupné z: <https://is.cuni.cz/webapps/zzp/detail/88763/> .
- [6] PASTORINO, Matteo. *Microwave imaging*. Hoboken, N.J: John Wiley, 2010. ISBN 9780470602492.
- [7] CHEN, Linfeng. *Microwave electronics: measurement and materials characterisation*. Chichester: John Wiley, 2004. ISBN 0470844922.
- [8] SIHVOLA, Ari. *Electromagnetic mixing formulas and applications*. London: Institution of Electrical Engineers, 1999. IEE electromagnetic waves series, 47. ISBN 0-85296-772-1.
- [9] GREEN, Nicolas a Hossein NILI. Dielectrophoresis. In: Professor Bharat BHUSHAN, ed. *Encyclopedia of Nanotechnology* [online]. B.m.: Springer Netherlands, 2012 [vid. 2016-duben-27], s. 534–543. ISBN 978-90-481-9750-7. Dostupné z: [http://link.springer.com/referenceworkentry/10.1007/978-90-481-9751-4\\_131](http://link.springer.com/referenceworkentry/10.1007/978-90-481-9751-4_131).

- [10] VRBA, Jan. *Study on the separation of water and oil emulsions induced by high-power EM field exposure in the ISM frequency bands*. Aachen: Shaker, 2013. Berichte aus der Elektrotechnik. ISBN 978-3-8440-2151-6.
- [11] ALABASTER, Clive M. *The Microwave properties of tissue and other lossy dielectrics* [online]. 2004 [vid. 2016-březen-24]. Dostupné z: <https://dspace.lib.cranfield.ac.uk/bitstream/1826/251/2/AlabasterPhD.pdf>.
- [12] GABRIEL, S., R. W. LAU a C. GABRIEL. The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues. *Physics in Medicine and Biology* [online]. 1996, roč. 41, č. 11, s. 2271. ISSN 0031-9155. Dostupné z: [doi:10.1088/0031-9155/41/11/003](https://doi.org/10.1088/0031-9155/41/11/003).
- [13] LAZEBNIK, Mariya, Dijana POPOVIC, Leah MCCARTNEY, Cynthia B WATKINS. A large-scale study of the ultrawideband microwave dielectric properties of normal, benign and malignant breast tissues obtained from cancer surgeries. *Physics in Medicine and Biology* [online]. 2007, roč. 52, č. 20, s. 6093–6115. ISSN 0031-9155, 1361-6560. Dostupné z: [doi:10.1088/0031-9155/52/20/002](https://doi.org/10.1088/0031-9155/52/20/002).
- [14] Dielectric Properties of Body Tissues: in the frequency range 10 Hz - 100 GHz. *Institute for Applied Physics* [online]. Italy: IFAC-CNR, 2015 [cit. 2016-05-08]. Dostupné z: <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/>.
- [15] LI, Xu a S. C. HAGNESS. A confocal microwave imaging algorithm for breast cancer detection. *IEEE Microwave and Wireless Components Letters* [online]. 2001, roč. 11, č. 3, s. 130–132. ISSN 1531-1309. Dostupné z: [doi:10.1109/7260.915627](https://doi.org/10.1109/7260.915627).
- [16] SPEAG, SCHMID & PARTNER ENGINEERING AG. DAK 10 MHz to 3 GHz. *Fast & Precise Dielectric Measurements* [online]. 2016 2010 [vid. 2016-květen-08]. Dostupné z: <http://www.speag.com/products/dak/dak-dielectric-probe-systems/dak-10-mhz-3-ghz/>.
- [17] SAVVAS, Dimitris, George STEFANOPOULOS, Manolis PAPADRAKAKIS a George DEODATIS. Homogenization of random heterogeneous media with inclusions of arbitrary shape modeled by XFEM. *Computational Mechanics* [online]. 2014, 54(5), 1221-1235 [cit. 2016-05-08]. DOI: 10.1007/s00466-014-1053-x. ISSN 0178-7675. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00466-014-1053-x>.

- [18] DOYLE, Timothy E., Adam T. TEW, Rahul JAIN a David A. ROBINSON. Effects of aggregation on the permittivity of random media containing monodisperse spheres. *Journal of Applied Physics* [online]. 2009, roč. 106, č. 11, s. 114104–114116. ISSN 00218979. Dostupné z: doi:10.1063/1.3264722.
- [19] KOLEDINTSEVA, M. Y., S. K. PATIL, R. W. SCHWARTZ, W. HUEBNER. Prediction of Effective Permittivity of Diphasic Dielectrics as a Function of Frequency. *IEEE Transactions on Dielectrics and Electrical Insulation* [online]. 2009, roč. 16, č. 3, s. 793–808. ISSN 1070-9878. Dostupné z: doi:10.1109/TDEI.2009.5128520.
- [20] MYROSHNYCHENKO, Viktor a Christian BROSSEAU. Effective complex permittivity of two-phase random composite media: A test of the two exponent phenomenological percolation equation. *Journal of Applied Physics* [online]. 2008, roč. 103, č. 8, s. 084112. ISSN 0021-8979, 1089-7550. Dostupné z: doi:10.1063/1.2907769.
- [21] KARKKAINEN, K. K., A. H. SIHVOLA a K. I. NIKOSKINEN. Effective permittivity of mixtures: numerical validation by the FDTD method. *IEEE Transactions on Geoscience and Remote Sensing* [online]. 2000, roč. 38, č. 3, s. 1303–1308. ISSN 0196-2892. Dostupné z: doi:10.1109/36.843023
- [22] KRAKOVSKÝ, Ivan a Viktor MYROSHNYCHENKO. Modeling dielectric properties of composites by finite-element method. *Journal of Applied Physics*. 2002, roč. 92, č. 11, s. 6743. ISSN 00218979.
- [23] SARENI, B., L. KRÄHENBÜHL, A. BEROUAL a C. BROSSEAU. Complex effective permittivity of a lossy composite material. *Journal of Applied Physics* [online]. 1996, roč. 80, č. 8, s. 4560–4565. ISSN 0021-8979, 1089-7550. Dostupné z: doi:10.1063/1.363438.
- [24] MIMOSO, Ricardo M. C. a J. M. PEREIRA. Computational Method for Calculating the Effective Permittivity of Complex Mixtures. *Journal of Microwave Power and Electromagnetic Energy*. 2015, roč. 49, č. 2, s. 85–99. ISSN 1049-001.
- [25] MEKALA, Rakesh. Modeling and Simulation of High Permittivity Core-Shell Ferroelectric Polymers for Energy Storage Solutions [online]. Faculty of the Department of Electrical and Computer Engineering, 2013 [vid. 2016-květen-08]. MSc. Thesis.

University of Houston; Houston, TX, USA. Dostupné z: <https://uh-ir.tdl.org/uh-ir/bitstream/handle/10657/1197/MEKALA-THESIS-2013.pdf?sequence=1> .

- [26] WANG, Zepu, J. KEITH NELSON, Henrik HILLBORG, Su ZHAO a Linda S. SCHADLER. Dielectric constant and breakdown strength of polymer composites with high aspect ratio fillers studied by finite element models. *Composites Science and Technology* [online]. 2013, roč. 76, s. 29–36. ISSN 0266-3538. Dostupné z: doi:10.1016/j.compscitech.2012.12.014.
- [27] LAZEBNIK, Mariya, Ernest L MADSEN, Gary R FRANK a Susan C HAGNESS. Tissue-mimicking phantom materials for narrowband and ultrawideband microwave applications. *Physics in Medicine and Biology* [online]. 2005, roč. 50, č. 18, s. 4245–4258. ISSN 0031-9155, 1361-6560. Dostupné z: doi:10.1088/0031-9155/50/18/001.
- [28] PORTER, E., J. FAKHOURY, R. OPRISOR, M. COATES a M. POPOVIĆ. Improved tissue phantoms for experimental validation of microwave breast cancer detection. In: *2010 Proceedings of the Fourth European Conference on Antennas and Propagation (EuCAP)*. 2010, s. 1–5.
- [29] HAHN, Camerin, Sima NOGHANIAN, Camerin HAHN a Sima NOGHANIAN. Heterogeneous Breast Phantom Development for Microwave Imaging Using Regression Models. *International Journal of Biomedical Imaging, International Journal of Biomedical Imaging* [online]. 2012, roč. 2012, 2012, s. e803607. ISSN 1687-4188, 1687-4188. Dostupné z: doi:10.1155/2012/803607, 10.1155/2012/803607.
- [30] GUY, A. W. Analyses of Electromagnetic Fields Induced in Biological Tissues by Thermographic Studies on Equivalent Phantom Models. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques* [online]. 1971, roč. 19, č. 2, s. 205–214. ISSN 0018-9480. Dostupné z: doi:10.1109/TMTT.1968.1127484.
- [31] ORTEGA-PALACIOS, R., L. LEIJA, A. VERA a M. F. J. CEPEDA. Measurement of breast - tumor phantom dielectric properties for microwave breast cancer treatment evaluation. In: *2010 7th International Conference on Electrical Engineering Computing Science and Automatic Control (CCE): 2010 7th International Conference on Electrical Engineering Computing Science and Automatic Control (CCE)* [online]. 2010, s. 216–219. Dostupné z: doi:10.1109/ICEEE.2010.5608579.



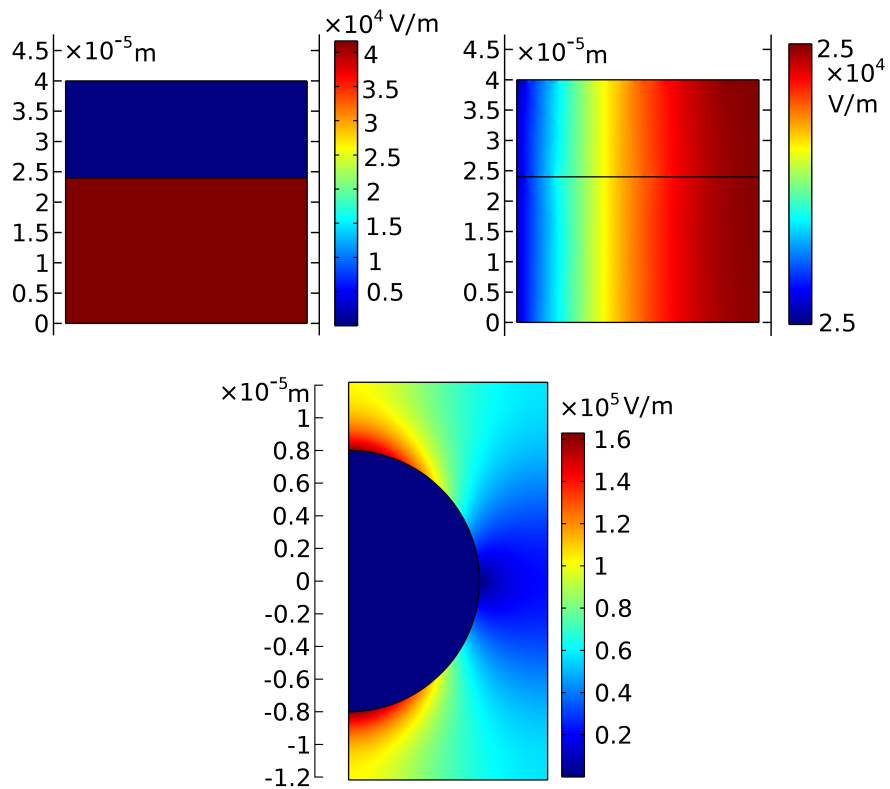
- [32] IEEE STANDARDS. IEEE Recommended Practice for Determining the Peak Spatial-Average Specific Absorption Rate (SAR) in the Human Head from Wireless Communications Devices: Measurement Techniques. *IEEE Std 1528-2013 (Revision of IEEE Std 1528-2003)* [online]. 2013, s. 1–246. Dostupné z: doi:10.1109/IEEESTD.2013.6589093.
- [33] KOBAYASHI, T., T. NOJIMA, K. YAMADA a S. UEBAYASHI. Dry phantom composed of ceramics and its application to SAR estimation. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques* [online]. 1993, roč. 41, č. 1, s. 136–140. ISSN 0018-9480. Dostupné z: doi:10.1109/22.210240.
- [34] TAMURA, H., Y. ISHIKAWA, T. KOBAYASHI a T. NOJIMA. A dry phantom material composed of ceramic and graphite powder. *IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility* [online]. 1997, roč. 39, č. 2, s. 132–137. ISSN 0018-9375. Dostupné z: doi:10.1109/15.584935.
- [35] GARRETT, J. a E. FEAR. A New Breast Phantom With a Durable Skin Layer for Microwave Breast Imaging. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation* [online]. 2015, roč. 63, č. 4, s. 1693–1700. ISSN 0018-926X. Dostupné z: doi:10.1109/TAP.2015.2393854.
- [36] SPURNÝ, Pavel. *Návrh, výroba a testování fantomů pro mikrovlnné zobrazování* [online]. Praha, 2014 [cit. 2016-05-08]. Bakalářská práce. České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství.
- [37] GABRIEL, C. Tissue equivalent material for hand phantoms. *Physics in Medicine and Biology* [online]. 2007, roč. 52, č. 14, s. 4205–4210. ISSN 0031-9155, 1361-6560. Dostupné z: doi:10.1088/0031-9155/52/14/012.
- [38] HELBIG, M., K. DAHLKE, I. HILGER, M. KMEC a J. SACHS. UWB microwave imaging of heterogeneous breast phantoms. *Biomedical Engineering / Biomedizinische Technik* [online]. 2012, roč. 57, č. SI-1 Track-B, s. 486–489. Dostupné z: doi:10.1515/bmt-2012-4237.
- [39] PORTER, E., A. SANTORELLI, A. BOURDON, D. COULIBALY, M. COATES a M. POPOVI. Time-domain microwave breast cancer detection: Experiments with

- comprehensive glandular phantoms. In: *Microwave Conference Proceedings (APMC), 2011 Asia-Pacific: Microwave Conference Proceedings (APMC), 2011 Asia-Pacific*. 2011, s. 203–206.
- [40] MASHAL, Alireza, Fuqiang GAO a Susan C. HAGNESS. Heterogeneous anthropomorphic phantoms with realistic dielectric properties for microwave breast imaging experiments. *Microwave and Optical Technology Letters* [online]. 2011, roč. 53, č. 8, s. 1896–1902. ISSN 1098-2760. Dostupné z: doi:10.1002/mop.26128.
- [41] KLEMM, M., I. J. CRADDOCK, J. A. LEENDERTZ, A. PREECE a R. BENJAMIN. Radar-Based Breast Cancer Detection Using a Hemispherical Antenna Array; Experimental Results. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation* [online]. 2009, roč. 57, č. 6, s. 1692–1704. ISSN 0018-926X. Dostupné z: doi:10.1109/TAP.2009.2019856.
- [42] CROTEAU, J., J. SILL, T. WILLIAMS a E. FEAR. Phantoms for testing radar-based microwave breast imaging. In: *13th International Symposium on Antenna Technology and Applied Electromagnetics and the Canadian Radio Science Meeting, 2009. ANTEM/URSI 2009* [online]. 2009, s. 1–4. Dostupné z: doi:10.1109/ANTEMURSI.2009.4805059.
- [43] WINTERS, D. W., J. D. SHEA, E. L. MADSEN, G. R. FRANK, B. D. Van VEEN a S. C. HAGNESS. Estimating the Breast Surface Using UWB Microwave Monostatic Backscatter Measurements. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 2008, roč. 55, č. 1, s. 247–256. ISSN 0018-9294. Dostupné z: doi:10.1109/TBME.2007.901028.
- [44] BURFEINDT, M. J., T. J. COLGAN, R. O. MAYS, J. D. SHEA, N. BEHDAD, B. D. Van VEEN a S. C. HAGNESS. MRI-Derived 3-D-Printed Breast Phantom for Microwave Breast Imaging Validation. *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters* [online]. 2012, roč. 11, s. 1610–1613. ISSN 1536-1225. Dostupné z: doi:10.1109/LAWP.2012.2236293.
- [45] EPSTEIN, N. R., A. H. GOLNABI, P. M. MEANEY a K. D. PAULSEN. Microwave dielectric contrast imaging in a magnetic resonant environment and the effect of using magnetic resonant spatial information in image reconstruction. In: *2011 Annual*

- International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC* [online]. 2011, s. 5738–5741. Dostupné z: doi:10.1109/IEMBS.2011.6091420.
- [46] GOLNABI, A. H., P. M. MEANEY, N. R. EPSTEIN a K. D. PAULSEN. Microwave imaging for breast cancer detection: Advances in three #x2014; Dimensional image reconstruction. In: *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC* [online]. 2011, s. 5730–5733. Dostupné z: doi:10.1109/IEMBS.2011.6091418.
- [47] SALVADOR, S. M. a G. VECCHI. Experimental Tests of Microwave Breast Cancer Detection on Phantoms. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation* [online]. 2009, roč. 57, č. 6, s. 1705–1712. ISSN 0018-926X. Dostupné z: doi:10.1109/TAP.2009.2019901.
- [48] COMSOL<sup>®</sup> Multiphysics 5.1: *AC/DC Module: Introduction, User’s Guide & Application Library Manual*; COMSOL LiveLink<sup>™</sup> for MATLAB<sup>®</sup>. 2015
- [49] CHANG, J. T., M. W. FANNING, P. M. MEANEY a K. D. PAULSEN. A conductive plastic for simulating biological tissue at microwave frequencies. *IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility* [online]. 2000, roč. 42, č. 1, s. 76–81. ISSN 0018-9375. Dostupné z: doi:10.1109/15.831707.
- [50] GARRETT, J. a E. FEAR. Stable and Flexible Materials to Mimic the Dielectric Properties of Human Soft Tissues. *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters* [online]. 2014, roč. 13, s. 599–602. ISSN 1536-1225. Dostupné z: doi:10.1109/LAWP.2014.2312925
- [51] N9923A FieldFox Handheld RF Vector Network Analyzer, 4 GHz and 6 GHz | *Keysight (Agilent)* [online]. [vid. 2016-květen-08]. Dostupné z: <http://www.keysight.com/en/pdx-x201782-pn-N9923A/fieldfox-handheld-rf-vector-network-analyzer-4-ghz-and-6-ghz?cc=CZ&lc=eng>

# A Přílohy

## A.1 2D simulace



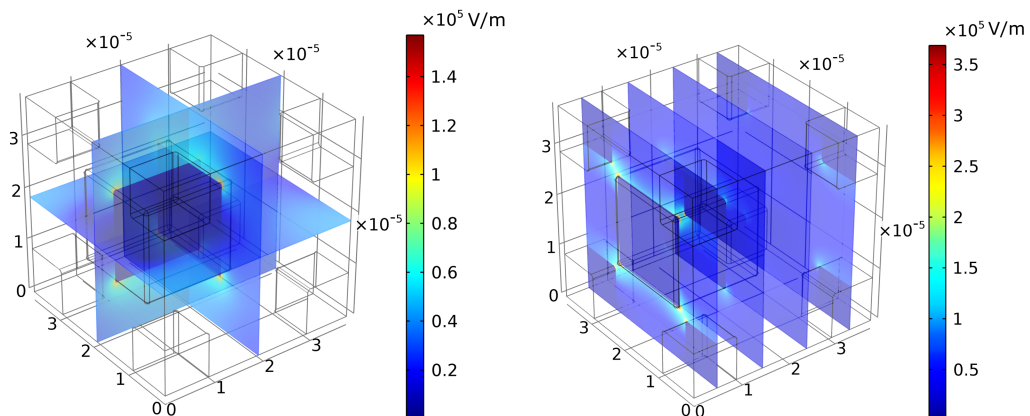
Obrázek 56: Rozložení intenzity elektrického pole pro 2D modely s 30% zastoupením grafitu: vrstvený model s horizontálním umístěním elektrod (vlevo nahoře), vrstvený model s vertikálním umístěním elektrod (vpravo nahoře) a válec s kulovou inkluzí uprostřed (dole).

## A.2 3D kompozitní buňka s kulovými inkluzemi

Tabulka 29: Výsledné hodnoty efektivních dielektrických parametrů pro modely buněk kompozitů s kulovými inkluzemi na frekvenci 1 GHz. Výpočetní síť nastavena na *Extra fine*

Pozice	Hm. zastoupení	Relat. efekt.	Ekv. efekt.
kulové	grafitu	permitivita	vodivost
inkluzie	(%)	$\epsilon'_{r,\text{eff}}$ (-)	$\sigma_{e,\text{eff}}$ ( $\text{S} \cdot \text{m}^{-1}$ )
střed	10	3,552	0,118
	20	15,938	10 814,299
	30	5,127	0,171
	40	6,296	0,210
	50	7,957	0,265
posun	10	3,557	0,119
	20	15,948	10 814,299
	30	5,210	0,174
	40	6,492	0,216
	50	8,371	0,279

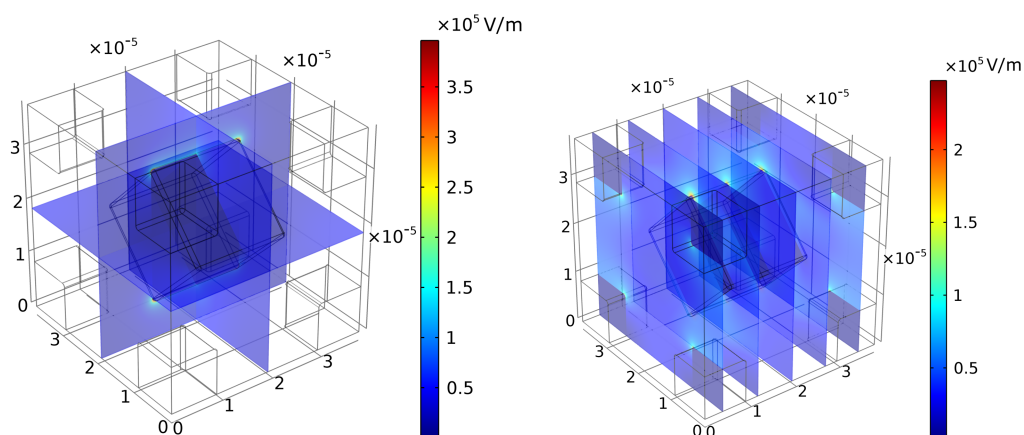
## A.3 3D kompozitní buňky s krychlovými inkluzemi



Obrázek 57: Rozložení intenzity elektrického pole v modelu 3D kompozitní buňky s posunutými krychlovými inkluzemi - 30% hmotnostní poměr grafitu

Tabulka 30: Výsledné hodnoty efektivních dielektrických parametrů pro modely buněk kompozitů s krychlovými inkluzemi pro 10% hmotnostní zastoupení grafitu na frekvenci 1 GHz

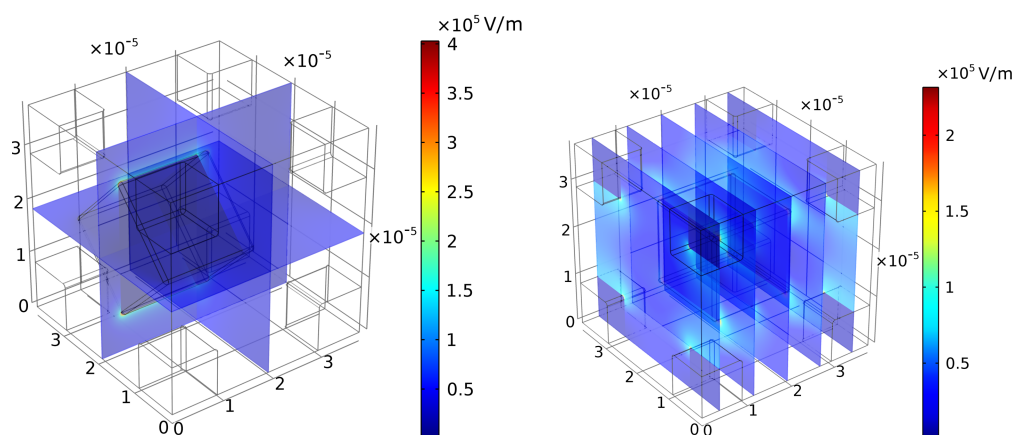
Pozice krychlové inkluzie	Úhel rotace $\varphi = 45^\circ$	Poloměr zaoblení hran	Relat. efekt. permitivita $\epsilon'_{r,eff} (-)$	Ekv. efekt. vodivost $\sigma_{e,eff} (S \cdot m^{-1})$
střed	-	$\frac{h}{10}$	3,626	0,121
	-	$\frac{h}{20}$	3,661	0,122
	-	$\frac{h}{30}$	3,670	0,122
	-	-	3,686	0,123
	✓	$\frac{h}{10}$	3,624	0,121
	✓	$\frac{h}{20}$	3,657	0,122
	✓	$\frac{h}{30}$	3,667	0,122
	✓	-	3,682	0,123
posun	-	$\frac{h}{10}$	3,633	0,121
	-	$\frac{h}{20}$	3,668	0,122
	-	$\frac{h}{30}$	3,677	0,123
	-	-	3,694	0,123
	✓	$\frac{h}{10}$	3,629	0,121
	✓	$\frac{h}{20}$	3,663	0,122
	✓	$\frac{h}{30}$	3,672	0,122
	✓	-	3,688	0,123



Obrázek 58: Rozložení intenzity elektrického pole v modelu 3D kompozitní buňky s rotovanými krychlovými inkluzemi - 30% hmotnostní poměr grafitu

Tabulka 31: Výsledné hodnoty efektivních dielektrických parametrů pro modely buněk kompozitů s krychlovými inkluzemi pro 20% hmotnostní zastoupení grafitu na frekvenci 1 GHz

Pozice krychlové inkluzie	Úhel rotace $\varphi = 45^\circ$	Poloměr zaoblení hran	Relat. efekt. permitivita $\epsilon'_{r,\text{eff}} (-)$	Ekv. efekt. vodivost $\sigma_{e,\text{eff}} (\text{S} \cdot \text{m}^{-1})$
střed	-	$\frac{h}{10}$	4,438	0,148
	-	$\frac{h}{20}$	4,528	0,151
	-	$\frac{h}{30}$	4,554	0,152
	-	-	4,595	0,153
	✓	$\frac{h}{10}$	4,419	0,147
	✓	$\frac{h}{20}$	4,503	0,150
	✓	$\frac{h}{30}$	4,527	0,151
	✓	-	4,564	0,152
posun	-	$\frac{h}{10}$	4,479	0,149
	-	$\frac{h}{20}$	4,575	0,152
	-	$\frac{h}{30}$	4,602	0,153
	-	-	4,646	0,155
	✓	$\frac{h}{10}$	4,447	0,148
	✓	$\frac{h}{20}$	4,533	0,151
	✓	$\frac{h}{30}$	4,558	0,152
	✓	-	4,596	0,153



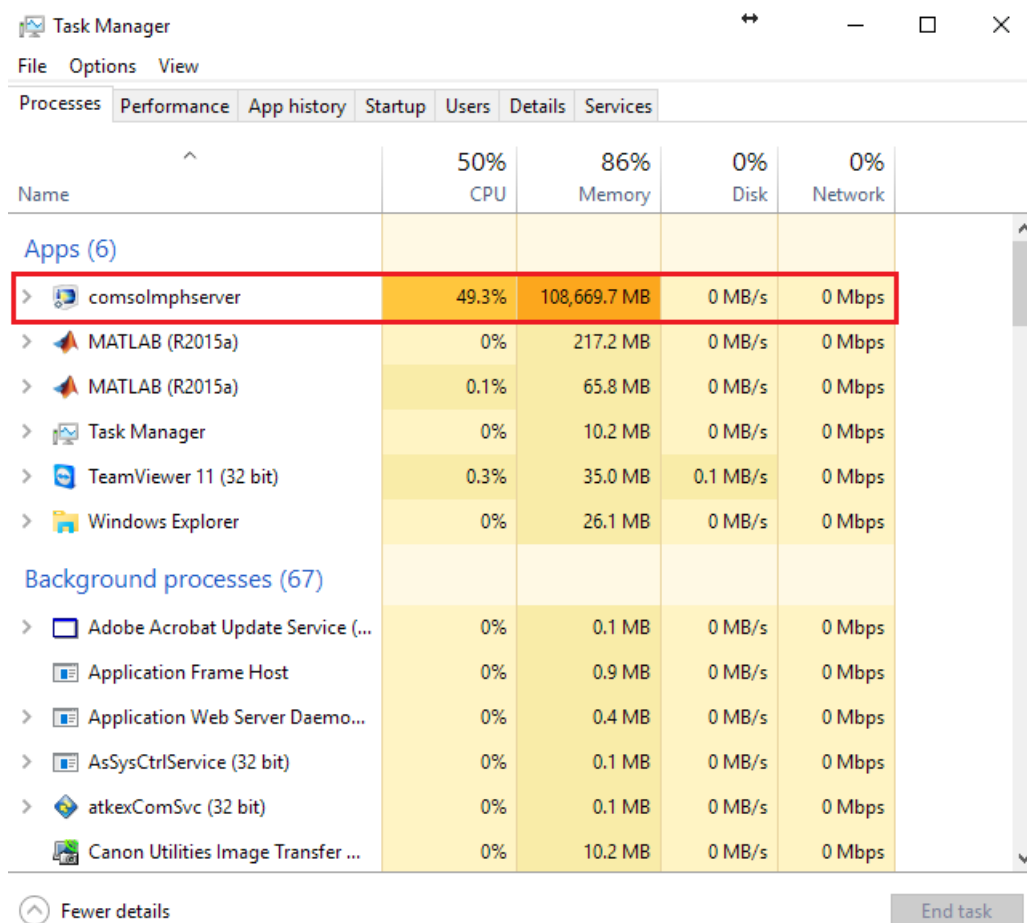
Obrázek 59: Rozložení intenzity elektrického pole v modelu 3D kompozitní buňky s krychlovými inkluzemi - 30% hmotnostní poměr grafitu. Inkluze posunuta a rotována o  $45^\circ$  (vpravo), inkluze uprostřed (vlevo).

Tabulka 32: Výsledné hodnoty efektivních dielektrických parametrů pro modely buněk kompozitů s krychlovými inkluzemi pro 40% hmotnostní zastoupení grafitu na frekvenci 1 GHz

Pozice	Úhel	Poloměr	Relat. efekt.	Ekv. efekt.
krychlové	rotace	zaoblení	permitivita	vodivost
inkluzе	$\varphi = 45^\circ$	hran	$\varepsilon'_{r,\text{eff}} (-)$	$\sigma_{e,\text{eff}} (\text{S} \cdot \text{m}^{-1})$
střed	-	$\frac{h}{10}$	7,391	0,246
	-	$\frac{h}{20}$	8,101	0,270
	-	$\frac{h}{30}$	8,508	0,284
	-	-	7,484	277,723
	✓	$\frac{h}{10}$	6,989	0,233
	✓	$\frac{h}{20}$	7,320	0,244
	✓	$\frac{h}{30}$	7,417	0,247
	✓	-	7,570	0,252
posun	-	$\frac{h}{10}$	8,024	0,267
	-	$\frac{h}{20}$	9,900	0,330
	-	$\frac{h}{30}$	7,149	533,826
	-	-	6,942	631,187
	✓	$\frac{h}{10}$	7,131	0,238
	✓	$\frac{h}{20}$	7,465	0,249
	✓	$\frac{h}{30}$	7,562	0,252
	✓	-	7,713	0,257



## A.4 3D model buňky s náhodnou geometrií



The screenshot shows the Windows Task Manager Performance tab. The overall system usage is 50% CPU and 86% Memory. The 'Apps (6)' section is expanded, and the process 'comsolmphserver' is highlighted with a red box, indicating it is using 49.3% of the CPU and 108,669.7 MB of memory. Other processes include MATLAB (R2015a), Task Manager, TeamViewer 11 (32 bit), and Windows Explorer. The 'Background processes (67)' section is also visible, listing services like Adobe Acrobat Update Service, Application Frame Host, Application Web Server Daemon, AsSysCtrlService (32 bit), atkexComSvc (32 bit), and Canon Utilities Image Transfer Service.

Name	CPU	Memory	Disk	Network
<b>Apps (6)</b>				
> comsolmphserver	49.3%	108,669.7 MB	0 MB/s	0 Mbps
> MATLAB (R2015a)	0%	217.2 MB	0 MB/s	0 Mbps
> MATLAB (R2015a)	0.1%	65.8 MB	0 MB/s	0 Mbps
> Task Manager	0%	10.2 MB	0 MB/s	0 Mbps
> TeamViewer 11 (32 bit)	0.3%	35.0 MB	0.1 MB/s	0 Mbps
> Windows Explorer	0%	26.1 MB	0 MB/s	0 Mbps
<b>Background processes (67)</b>				
> Adobe Acrobat Update Service (...)	0%	0.1 MB	0 MB/s	0 Mbps
Application Frame Host	0%	0.9 MB	0 MB/s	0 Mbps
> Application Web Server Daemo...	0%	0.4 MB	0 MB/s	0 Mbps
> AsSysCtrlService (32 bit)	0%	0.1 MB	0 MB/s	0 Mbps
> atkexComSvc (32 bit)	0%	0.1 MB	0 MB/s	0 Mbps
> Canon Utilities Image Transfer ...	0%	10.2 MB	0 MB/s	0 Mbps

Obrázek 60: Zatížení operační paměti počítače při výpočtu modelu v programu Comsol livelink Matlab při nastavení výpočetní sítě na hodnotu *Extremely fine*

```

Java exception occurred:
Exception:
    com.comsol.util.exceptions.FlException: The following feature has encountered a problem
    (rethrown as com.comsol.util.exceptions.FlException)
    (rethrown as com.comsol.util.exceptions.FlException)
Messages:
    The following feature has encountered a problem

    The following feature has encountered a problem

    The following feature has encountered a problem:

    Failed to find a solution.

    Out of memory during LU factorization.

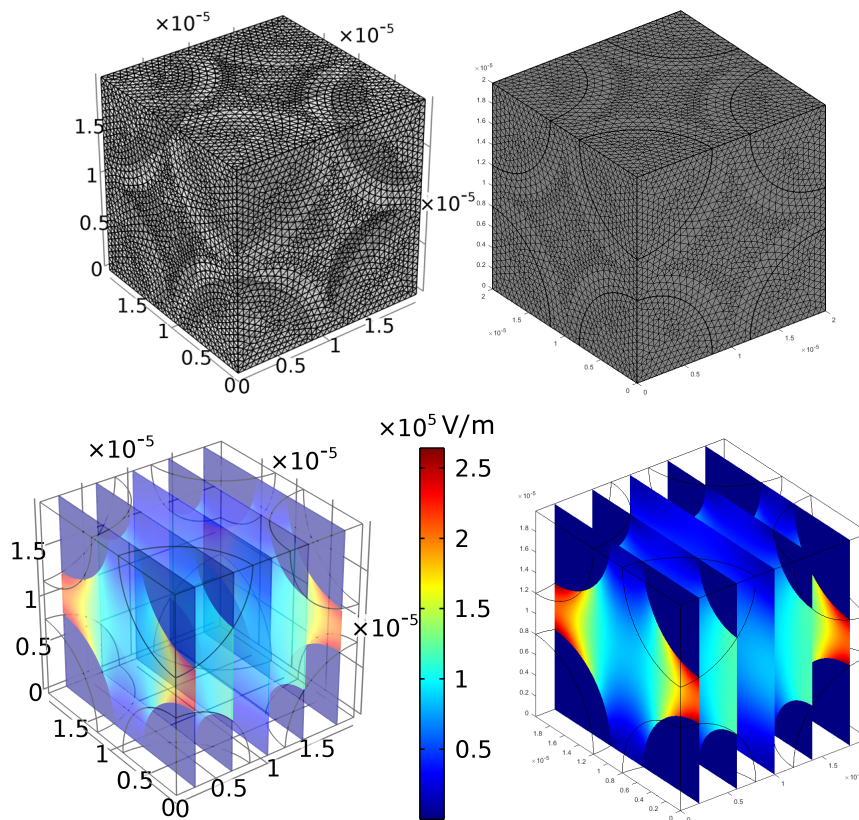
    Returned solution is not converged.
    - Feature: Stationary Solver 1 (sol1/sl)

Stack trace:

    at com.comsol.clientapi.engine.c.handleException(Unknown Source)
    at com.comsol.client.interfaces.f$d.f(Unknown Source)
    at com.comsol.client.interfaces.f.a(Unknown Source)
    at com.comsol.client.interfaces.f.runAndWait(Unknown Source)
    at com.comsol.clientapi.engine.APIEngine.runMethod(Unknown Source)
    at com.comsol.clientapi.engine.APIEngine.runMethod(Unknown Source)
    at com.comsol.clientapi.impl.SolverSequenceClient.runAll(Unknown Source)
    at com.comsol.clientapi.engine.c.handleException(Unknown Source)
    at com.comsol.client.interfaces.f.a(Unknown Source)
    at com.comsol.client.interfaces.f.processCommandAnswer(Unknown Source)
    at com.comsol.solver.SolverOperation.addError(Unknown Source)
    at com.comsol.solver.SolverOperation.execute(Unknown Source)
    at com.comsol.model.method.SolverSequenceMethod.doRun(Unknown Source)
    at com.comsol.model.internal.impl.SolverSequenceImpl.a(Unknown Source)
    at com.comsol.model.internal.impl.SolverSequenceImpl.k(Unknown Source)
    at com.comsol.model.internal.impl.SolverSequenceImpl$23.a(Unknown Source)
    at com.comsol.model.internal.impl.SolverSequenceImpl$23.execute(Unknown Source)
    at com.comsol.model.clientserver.ClientManager$1.call(Unknown Source)
    at java.util.concurrent.FutureTask.run(Unknown Source)
    at java.util.concurrent.ThreadPoolExecutor.runWorker(Unknown Source)
    at java.util.concurrent.ThreadPoolExecutor$Worker.run(Unknown Source)
    at java.lang.Thread.run(Unknown Source)

```

Obrázek 61: Chybová hláška programu Comsol livelink Matlab při nastavení výpočetní sítě na hodnotu *Extremely fine*



Obrázek 62: Porovnání výpočetní sítě (nahore) a rozložení intenzity elektrického pole (dole) stejného modelu v programu COMSOL Multiphysics (vlevo) a MATLAB (vpravo)

## B Přílohy na CD

- Abstrakt\_CZ.pdf
- Abstrakt\_EN.pdf
- Diplomova\_prace.pdf
- Klicova\_slova.pdf
- Zadani.pdf
- Data měření a skripty pro jejich vyhodnocení
- 3D model s náhodnou geometrií