

Návod na laboratorní úlohu

Příprava fantomů pro mikrovlnné zobrazování

Název studijního předmětu: Microwave Medical Imaging: from Basics to Application Biosenzory

Vedoucí cvičení/experimentu: Ing. Tomáš Pokorný

Připravil: Ing. Tomáš Pokorný, Doc. Dr.-Ing. Jan Vrba, M.Sc.

V celém dokumentu platí, že pokud není uvedena u obrázku reference, jedná se o autorské dílo.

Úvod:

Interakce hmoty s časově harmonickým elektrickým polem lze popsat pomocí makroskopických dielektrických parametrů, kterými jsou permitivita a vodivost. Dielektrické parametry látek lze vyložit na základě popisu mechanismů umožňujících vznik momentů atomů, molekul a elementárních buněk působením vnějšího elektrického pole.

- **Absolutní permitivita** $\vec{\epsilon}$ [$F \cdot m^{-1}$] vyjadřuje míru odporu při vytváření elektrického pole v určitém médiu. Absolutní permitivita je složena z permitivity vakua $\epsilon_0 = 8,85 \cdot 10^{-12} F \cdot m^{-1}$ a z relativní permitivity ϵ_r .

Relativní permitivita ϵ_r [–] je permitivita dielektrika určitého materiálu reprezentovaná poměrem absolutní permitivity k permitivitě vakua. Vyjadřuje, kolikrát dané prostředí zeslabuje elektrické pole oproti vakuu a jedná se o bezrozměrnou veličinu.

- **Komplexní permitivita** ϵ_k [–] je umělá veličina sloužící pro matematický popis šíření vlny. Komplexní permitivita má reálnou a imaginární část:

$$\epsilon_k = \epsilon' - j \cdot \epsilon'' = \epsilon - j \cdot \frac{\sigma}{\omega}$$

- **Měrná elektrická vodivost** σ [$S \cdot m^{-1}$] popisuje ztráty v biologických tkáních. Vodivost získáme z imaginární složky komplexní permitivity, která představuje ztrátový činitel vztahem:

$$\sigma = 2\pi f \epsilon_0 \epsilon'' + \sigma_s ,$$

kde σ ($S \cdot m^{-1}$) je měrná vodivost, f (Hz) je frekvence elektromagnetického pole, ϵ_0 ($F \cdot m^{-1}$) je permitivita vakua, ϵ'' imaginární složka komplexní permitivity a σ_s je statická elektrická vodivost.

Znalost dielektrických parametrů je důležitá například pro návrh zařízení v programu COMSOL Multiphysics nebo Sim4life, kde modelujeme určité metody (mikrovlnnou termoterapii, mikrovlnnou tomografii), nebo např. k výrobě fantomů pro testování fyzických

systemů. Dielektrické parametry jsou závislé na teplotě a kmitočtu EM vlny. Závislost relativní permitivity a elektrické vodivosti může být matematicky popsána pomocí modelů. Jedním takovým modelem je Cole-Cole model, který vychází z Debyeova modelu. Cole-Cole model umožňuje přesný popis vlastností biologických tkání ve velkém frekvenčním rozsahu. Konstanty tohoto modelu byly experimentálně určeny a liší se podle typu tkáně. Rozsáhlou databázi dielektrických parametrů různých látek najdete na: <http://www.itis.ethz.ch/services/anatomical-models>

Rovnice popisující Cole-Coleův model je:

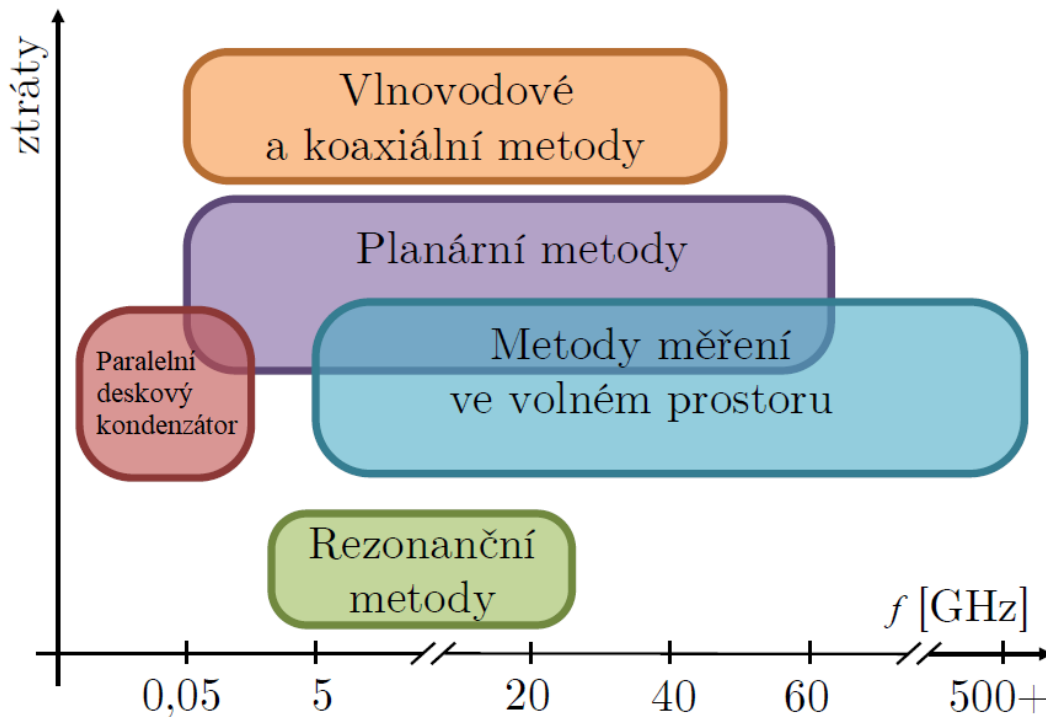
$$\varepsilon_r(\omega) = \varepsilon_\infty + \sum_{i=1}^M \frac{\Delta\varepsilon_i}{1+(j\omega\tau_i)^{1-\alpha_i}} + \frac{\sigma}{j\omega\varepsilon_0},$$

kde M je řád Cole-Coleova modelu, ε_∞ je permitivita při vysoké frekvenci, τ_i je doba působení vlny, $\Delta\varepsilon_i$ je amplituda, σ je vodivost a α je experimentálně určený koeficient míry rozšíření disperze.

Metody měření dielektrických vlastností látek

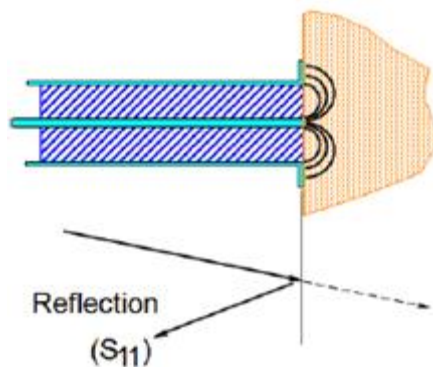
K měření dielektrických vlastností látek se používá mnoho metod. Nejrozšířenější metodou je odrazová metoda, která využívá otevřený konec koaxiálního vedení (coaxial probe). Další metodou je využití paralelního deskového kondenzátoru (parallel plate). Také je možnost využít rezonančních obvodů a dutinových rezonátorů (resonant cavity) nebo postup využívající odraz nebo přenos úseků vedení (transmissionline, free space). U těchto metod jsou dielektrické vlastnosti většinou měřeny nepřímou, získávají se tedy z jiné naměřené veličiny pomocí matematických modelů. Frekvenční rozsah metod pro měření dielektrických vlastností zobrazuje obrázek níže. Metody se od sebe liší nejen rozsahem frekvencí, ve kterém lze dielektrické vlastnosti měřit, ale hlavně svým principem, který souvisí s kvalitou měření materiálů o různých vlastnostech.

Převzal a upravil z <https://www.keysight.com/us/en/assets/7018-01284/application-notes/5989-2589.pdf> 89.



Stručný princip odrazové metody

Pomocí koaxiální sondy a vektorového analyzátoru měříme závislost S_{11} (komplexního činitele odrazu) otevřeného konce koaxiálního vedení na dielektrických vlastnostech materiálu, který je k tomuto konci přiložen.



Admitance, kterou představuje biologická tkáň/kalibrační standard přiložený ke konci koaxiální sondy lze vyjádřit obecně vzorcem

$$\underline{Y} = \sqrt{\underline{\varepsilon}^5} G_0 + j\omega \underline{\varepsilon} C_0,$$

kde G_0 a C_0 jsou pro danou frekvenci reálné konstanty sondy a $\underline{\varepsilon}$ je komplexní permitivita

$$\underline{\varepsilon} = \varepsilon_0 \varepsilon_r - j \frac{\sigma_e}{\varepsilon_0 \omega}$$

Vztah mezi admitancí \underline{Y} a koeficientem odrazu \underline{S}_{11} je

$$\underline{Y} = \underline{Y}_0 \frac{(1 - \underline{S}_{11})}{(1 + \underline{S}_{11})},$$

kde Y_0 je charakteristické admitanci koaxiálního vedení tvořícího měřicí sondu $Y_0 = 1/50 \Omega = 0.02 \text{ S/m}$.

Kalibrace spočívá v nalezení hodnot G_0 a C_0 řešením rovnice 2 pro koeficient odrazu $S_{11,C}$ sondy přiložené ke kalibračnímu standardu (kapalině o známé komplexní permitivitě $\underline{\epsilon}_C$ - zde k deionizované vodě) a jeho komplexní permitivitu (dolní index C znamená kalibrace)

$$\underline{Y}_C = \sqrt{\epsilon_C^5} G_0 + j\omega \epsilon_C C_0.$$

Rovnici lze rozdělením na reálnou a imaginární část převést na lineární systém dvou rovnic o dvou neznámých

$$\Re \{ \underline{Y}_C \} = \Re \left\{ \sqrt{\epsilon_C^5} \right\} G_0 + \Re \{ j\omega \epsilon_C \} C_0$$

$$\Im \{ \underline{Y}_C \} = \Im \left\{ \sqrt{\epsilon_C^5} \right\} G_0 + \Im \{ j\omega \epsilon_C \} C_0,$$

který lze řešit například pomocí Kramerova pravidla

$$G_0 = \frac{\begin{vmatrix} \Re \{ \underline{Y}_C \} & \Re \{ j\omega \epsilon_C \} \\ \Im \{ \underline{Y}_C \} & \Im \{ j\omega \epsilon_C \} \end{vmatrix}}{\begin{vmatrix} \Re \left\{ \sqrt{\epsilon_C^5} \right\} & \Re \{ j\omega \epsilon_C \} \\ \Im \left\{ \sqrt{\epsilon_C^5} \right\} & \Im \{ j\omega \epsilon_C \} \end{vmatrix}}, \quad C_0 = \frac{\begin{vmatrix} \Re \left\{ \sqrt{\epsilon_C^5} \right\} & \Re \{ \underline{Y}_C \} \\ \Im \left\{ \sqrt{\epsilon_C^5} \right\} & \Im \{ \underline{Y}_C \} \end{vmatrix}}{\begin{vmatrix} \Re \left\{ \sqrt{\epsilon_C^5} \right\} & \Re \{ j\omega \epsilon_C \} \\ \Im \left\{ \sqrt{\epsilon_C^5} \right\} & \Im \{ j\omega \epsilon_C \} \end{vmatrix}}.$$

Konverze koeficientu odrazu na dielektrické parametry měřené biologické tkáně

Po provedení kalibrace (nalezení hodnot G_0 a C_0) můžeme převést obdobným způsobem koeficient odrazu sondy přiložené k měřené biologické tkáni $S_{11,T}$ na admitanci Y_T a určit komplexní permitivitu měřené biologické tkáně $\underline{\epsilon}_T$ řešením rovnice

$$0 = \sqrt{\epsilon_T^5} G_0 + j\omega \epsilon_T C_0 - \underline{Y}_T.$$

(dolní index T znamená tkáň). To lze provést pomocí optimalizačních algoritmů, hledajících argument funkce pro globální minimum.



Cíl

Vytvoření tekutého fantomu lidské hlavy a provedení měření dielektrických parametrů. Zpracování výsledků v programu MATLAB - vypočítání nejistot měření, vytvoření grafů.

Úkoly

1. Proved'te kalibraci DAK, připravte si 0,1 M vodný roztok NaCl
2. Na základě procenta zastoupení tkání v lidské hlavě vypočítejte průměrnou permitivitu a vodivost lidské hlavy
3. Na frekvenci 1 GHz změřte dielektrické parametry jednotlivých látek potřebných k výrobě tekutého fantomu
4. Na základě dielektrických parametrů látek odhadněte potřebné množství jednotlivých složek pro výrobu 250 ml tekutého homogenního fantomu a fantom realizujte.
5. Ověřte dielektrické parametry vyrobeného fantomu. V případě potřeby upravte poměr jednotlivých složek.
6. Pomocí DAK proved'te 10 měření dielektrických parametrů vytvořeného fantomu
7. V prostředí MATLAB vypočítejte průměrné dielektrické vlastnosti fantomu, určete nejistoty měření. Vytvořte grafy průběhu dielektrických parametrů od 0,5 do 3 GHz.
8. Výsledky porovnejte s teoretickými hodnotami, zhodno'te výhody a nevýhody tekutých fantomů

Použité zařízení a přístroje:

- Vektorový analyzátor obvodů, FSH8.28, Rohde&Schwarz, SRN
- DAK 12, Dielectric Assesment Kit, SPEAG, Švýcarsko
- Mathworks MATLAB
- Látky potřebné k výrobě fantomů - isopropanol, NaCl, destilovaná voda.



Příprava fantomů:

1) Kalibrace DAK

Před každým měřením je potřeba provést kalibraci, která se provádí po kompletním sestavení celé měřicí aparatury pomocí software na počítači. V software se spustí kalibrace, která obsahuje 3 kroky. V prvním kroku se sonda nechá ve volném prostoru a v software se stiskne tlačítko O (OPEN). Ve druhém kroku se provede zkratování vnějšího a vnitřního vodiče koaxiální sondy za pomoci vodivého plíšku přiloženého na sondu. V software se pak stiskne tlačítko S (SHORT). Posledním krokem je ponoření sondy do připraveného roztoku 0,1 M chloridu sodného. Celý konec sondy musí ponořen do roztoku a pod sondou se nesmí nacházet žádná vzduchová bublina. Až poté se v software stiskne tlačítko L (LOAD). Po provedení kalibrace už nesmí docházet k žádnému pohybu sondy a koaxiálního kabelu, jinak je nutné provést kalibraci znovu.

2) Průměrná permitivitu a vodivost lidské hlavy

Lidská hlava obsahuje kůži, kost, mozkomíšní mok, šedou hmotu mozkovou, bílou hmotu mozkovou a další tkáně, které mají rozdílné dielektrické vlastnosti. Vytvořením homogenního fantomu se dopustíme výrazného zjednodušení. V odborných člancích jsou nejčastěji vyráběné homogenní fantomy o dielektrických vlastnostech na 1 GHz: $\epsilon_r = 40$, $\sigma = 1 \text{ S} \cdot \text{m}^{-1}$.

3) Dielektrické vlastnosti jednotlivých látek na frekvenci 1 GHz

Destilovaná voda	$\epsilon_r =$
	$\sigma =$
Alkohol	$\epsilon_r =$
	$\sigma =$

4) Výroba fantomu

Přídavkem NaCl do destilované vody ovlivňujeme vodivost vzorku, ale permitivita se téměř nezmění. Při výrobě tekutého fantomu je vhodné nejlépe smíchat alkohol s destilovanou vodou pro dosažení přibližné permitivity a až poté postupně přidávat NaCl a sledovat změnu vodivosti. Po každém přídavku NaCl je nutné roztok důkladně promíchat. Na závěr se přídavkem destilované vody, nebo alkoholu dají velice přesně doladit dielektrické vlastnosti vzorku.

5) Měření dielektrických vlastností fantomu vytvořeného fantomu

Výsledky měření vyexportujte jako soubor typu XLSX. V souboru je na každém listu jedno měření, které bude načteno do MATLABu.

6) Vyhodnocení výsledků v MATLABu

Seznamte se se skriptem NejistotyVzorky.mat. Pomocí připraveného skriptu načtěte změřené hodnoty do MATLABu a vypočítejte nejistoty a relativní chybu měření.

	$\varepsilon_r =$	\pm	$\delta_{\varepsilon_r} =$
Homogenní fantom lidské hlavy	$\sigma =$	\pm	$\delta_{\sigma} =$

7) Výhody a nevýhody tekutých fantomů

- [1] C. A. Balanis, Advanced Engineering Electromagnetics, Solution Manual. Wiley, 1989.
[2] <https://www.keysight.com/us/en/assets/7018-01284/application-notes/5989-2589.pdf>

Příloha – funkce v MATLABu pro zobrazení grafů dielektrických vlastností a výpočet nejistot měření

```
function []= NejistotyVzorky(nazev)
%
% Vstup:
% - název - název souboru v uvozovkách
%
% Výstup:
% - do Command Window se vypíše tabulka dielektrických vlastností s nejistot měření pro
% frekvenci 1 GHz
% - vykreslí graf dielektrických vlastností s nejistot měřená pro všechny frekvence
%
% >>aaaNejistotyVzorky('FantomHlavy.xlsx')
%
fontname = 'times';
format long
fontsize_main = 12;
fontsize_legend = 12;
linewidth=1;
linewidth_error=0.5;
markersize=5;
width = 30; % Initialize a variable for width [cm]
height = 12; % Initialize a variable for height [cm]
pozice=67; % pozice hodnot pro 1 GHz

%% Základní parametry pro nejistoty
kr = 2; % koeficient dle DAK
m = 2:19:200; % krok, po kterém se budou vypisovat hodnoty nejistot
n = 5:19:200; % krok, po kterém se budou vypisovat hodnoty nejistot
o = 8:19:200; % krok, po kterém se budou vypisovat hodnoty nejistot
p = 11:19:200; % krok, po kterém se budou vypisovat hodnoty nejistot

UnB_epsr5 = (2.1/kr)/100; %Nerozšířená nejistota od permitivity 35 do 100 pro frekvence 20-200
MHz
UnB_epsr6 = (1.7/kr)/100; %Nerozšířená nejistota od permitivity 35 do 100 pro frekvence 200-
3000 MHz
UnB_sigma5 = (2.4/kr)/100; %Nerozšířená nejistota od vodivosti 1 do 10 pro frekvence 20-200
MHz
UnB_sigma6 = (2.7/kr)/100; %Nerozšířená nejistota od vodivosti 1 do 10 pro frekvence 200-3000
MHz
%% U1
% vzorky s permitivitou od 1 do 15 a vodivostí pod 0.1 S/m

% 10-20 MHz = 24,3 % ... Nepoužíváme, protože při 201 hodnotách to je pouze jedna
% 20-200 MHz = 11,2 %
% 200-3000 MHz = 2,0 %

for q = [30]
[NUM1,TXT,RAW]=xlsread(sprintf(nazev,q), 'Buffer 1');
[NUM2,TXT,RAW]=xlsread(sprintf(nazev,q), 'Buffer 2');
[NUM3,TXT,RAW]=xlsread(sprintf(nazev,q), 'Buffer 3');
[NUM4,TXT,RAW]=xlsread(sprintf(nazev,q), 'Buffer 4');
[NUM5,TXT,RAW]=xlsread(sprintf(nazev,q), 'Buffer 5');
[NUM6,TXT,RAW]=xlsread(sprintf(nazev,q), 'Buffer 6');
[NUM7,TXT,RAW]=xlsread(sprintf(nazev,q), 'Buffer 7');
[NUM8,TXT,RAW]=xlsread(sprintf(nazev,q), 'Buffer 8');
[NUM9,TXT,RAW]=xlsread(sprintf(nazev,q), 'Buffer 9');
[NUM10,TXT,RAW]=xlsread(sprintf(nazev,q), 'Buffer 10');

eval(sprintf('epsr%d(:,1) = NUM1(:,1);',q)); % Frekvence
eval(sprintf('sigma%d(:,1) = NUM1(:,1);',q)); % Frekvence

for i = 1:10
eval(sprintf('epsr%d(:,%d)=NUM%d(:,2);',q,i+1,i));
eval(sprintf('sigma%d(:,%d)=NUM%d(:,4);',q,i+1,i));
end

for k = 1:200

% PERMITIVITA
eval(sprintf('epsr%d(k,12) = mean(epsr%d(k,2:11));',q,q)); % Průměr
```




```
eval(sprintf('epsr%d(k,13) = std(epsr%d(k,2:11));',q,q)); % Směrodatná odchylka
if eval(sprintf('epsr%d(k,1) < 200',q))
    eval(sprintf('epsr%d(k,14) = (UnB_epsr5)*epsr%d(k,12);',q,q)); % Výpočet uB pro 20-200
MHz
elseif eval(sprintf('epsr%d(k,1) >= 200',q))
    eval(sprintf('epsr%d(k,14) = (UnB_epsr6)*epsr%d(k,12);',q,q)); % Výpočet uB pro 200-
3000 MHz
end
eval(sprintf('epsr%d(k,15) = sqrt((epsr%d(k,13))^2+(epsr%d(k,14))^2)*kr;',q,q,q)); %
Rozšířená nejistota typu uC

% VODIVOST
eval(sprintf('sigma%d(k,12) = mean(sigma%d(k,2:11));',q,q)); %Průměr
eval(sprintf('sigma%d(k,13) = std(sigma%d(k,2:11));',q,q)); % Směrodatná odchylka
if eval(sprintf('sigma%d(k,1) < 200',q))
    eval(sprintf('sigma%d(k,14) = (UnB_sigma5)*sigma%d(k,12);',q,q)); % Výpočet uB pro 20-
200 MHz
elseif eval(sprintf('sigma%d(k,1) >= 200',q))
    eval(sprintf('sigma%d(k,14) = (UnB_sigma6)*sigma%d(k,12);',q,q)); % Výpočet uB pro 200-
3000 MHz
end
eval(sprintf('sigma%d(k,15) = sqrt((sigma%d(k,13))^2+(sigma%d(k,14))^2)*kr;',q,q,q)); %
Rozšířená nejistota typu uC
end
end

% save(nazev,'epsr30','sigma30','o'); %ulození

%% VYPSÁNÍ GRAFŮ 1

figure
subplot(211)
plot(epsr30(:,1).',epsr30(:,12),'b','LineWidth',linewidth)
xlabel('f (MHz)','FontName',fontname,'FontSize',fontsize_main);
ylabel('\epsilon_r (-)','FontSize',fontsize_main);
xlim([10 3000]);
hold on
errorbar(epsr30(o,1).',epsr30(o,12),epsr30(o,15),'k.','LineWidth',linewidth_error);

set(gcf, 'PaperUnits', 'centimeters')
set(gca, 'FontSize',fontsize_main,'FontName',fontname)
hold off;
papersize = get(gcf, 'PaperSize');
left = (papersize(1)- width)/2;
bottom = (papersize(2)- height)/2;
myfiguresize = [left, bottom, width, height];
set(gcf, 'PaperPosition', myfiguresize, 'Color', 'w');

subplot(212)
plot(sigma30(:,1).',sigma30(:,12),'r','LineWidth',linewidth)
xlabel('f (MHz)','FontName',fontname,'FontSize',fontsize_main);
ylabel('\sigma (S/m)','FontSize',fontsize_main);
xlim([10 3000]);
hold on
errorbar(sigma30(o,1).',sigma30(o,12),sigma30(o,15),'k.','LineWidth',linewidth_error);

set(gcf, 'PaperUnits', 'centimeters')
set(gca, 'FontSize',fontsize_main,'FontName',fontname)
hold off;
papersize = get(gcf, 'PaperSize');
left = (papersize(1)- width)/2;
bottom = (papersize(2)- height)/2;
myfiguresize = [left, bottom, width, height];
set(gcf, 'PaperPosition', myfiguresize, 'Color', 'w');

%% Tabulka hodnot pro frekvenci 1 GHz

Parametr = {'Frekvence';'Prumer';'Nejistota A';'Nejistota B';'Nejistota C'};
Permitivity = [epsr30(pozice,1); epsr30(pozice,12); epsr30(pozice,13); epsr30(pozice,14);
epsr30(pozice,15)];
Conductivity = [sigma30(pozice,1); sigma30(pozice,12); sigma30(pozice,13); sigma30(pozice,14);
sigma30(8,15)];

DielParamVzorek1GHz = table(Parametr,Permitivity, Conductivity)

end
```

Pokud není uvedena reference, jedná se o autorské dílo.

