



EVROPSKÁ UNIE
Evropské strukturální a investiční fondy
Operační program Výzkum, vývoj a vzdělávání



Protokol z předmětu:
Perspektivní diagnostické metody založené na
měření dielektrických parametrů biologických
tkání

ADPTB

Měření dielektrických vlastností biologických tkání
pomocí koaxiální sondy

Vypracoval: Ing. Jan Rédr

Ve spolupráci s: Ing. Jaroslav Marek

Datum: 1.2.2022

Úvod

Měření dielektrických parametrů biologických tkání poskytuje důležité informace pro návrh a vývoj nových optimalizací stávajících aplikací elektromagnetického (EM) vlnění v medicíně, jako například mikrovlnná hypertermie, mikrovlnné zobrazování a další. Měřením dielektrických parametrů biologických tkání se zabývá například IT'IS Foundation, která poskytuje databázi tkání [1] s jejich dielektrickými parametry.

Zadání

- a) Vyhledejte a zaznamenejte dielektrické parametry tří různých biologických tkání v online databázi IT'IS [1]. Volte svalovou tkáň, tukovou tkáň a tkáň vlastního výběru pro frekvence 434 MHz, 1 GHz a 2,45 GHz,
- b) Vypočtěte dielektrické parametry pro destilovanou vodu pomocí Matlab skriptu,
- c) Výpočetní část v COMSOL Multiphysics:
 - Vytvořte numerický model koaxiální sondy, biologické tkáně a vzduchu v prostředí COMSOL Multiphysics,
 - Simulujte EM pole a koeficient odrazu aplikátoru pro sondu přiloženou k vodě a poté k odlišným biologickým tkáním.
- d) Výpočetní část v MATLAB:
 - Kalibrace,
 - Nalezení koeficientů G_0 a C_0 ,
 - Určení dielektrických parametrů biologických tkání z vypočítaného koeficientu odrazu.
- e) Změřte dielektrické parametry různých fantomů pomocí systému DAK.

Použité přístroje a zařízení

- COMSOL Multiphysics,
- Matlab,
- SW Dielectric Assessment Kit a sonda DAK12, SPEAG, Švýcarsko,
- Vektorový analyzátor obvodů, FieldFox N9923A, Keysight Technologies, USA,
- Digitální teploměr,
- NaCl,
- Destilovaná voda,
- Laboratorní váhy,
- Fantomy tkání.

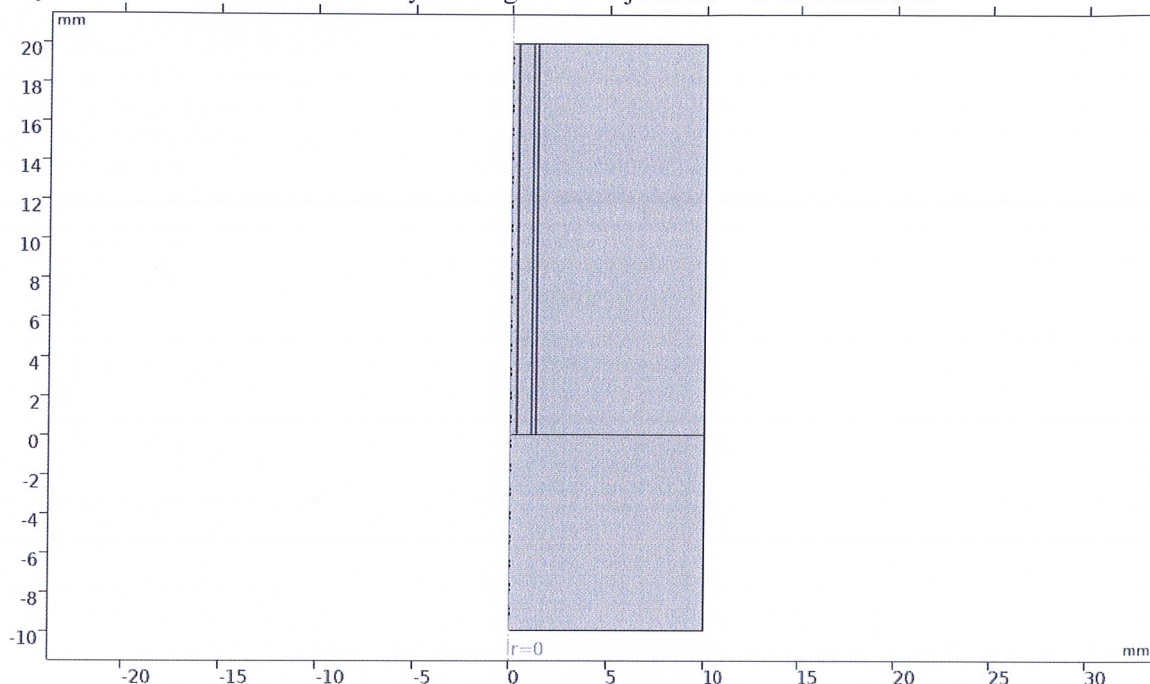
Postup

Bylo postupováno dle návodu k úloze [2].

Metody

Výpočetní část v COMSOL Multiphysics

V programu COMSOL Multiphysics byla namodelována koaxiální sonda, která byla přiložena na sledovanou biologickou tkáň, okolí bylo vyplněno vzduchem. Pro návrh modelu byla využita možnost 2D axisymetrického modelování, což výrazně zjednodušuje práci s modelem a zkracuje výpočetní čas potřebný k dokončení dané simulace. Výsledná geometrie je zobrazena na obrázku 1.



Obrázek 1 Axisymetrický model koaxiální sondy vyzářující do biologické tkáně.

Doména biologické tkáně je v modelu (na obrázku 1) reprezentována spodním čtvercem, pro tuto doménu byly nastavovány vždy odlišné dielektrické parametry v závislosti na tom, která námi uvažovaná tkáň byla simulována. Ostatní nastavení materiálových konstant a výpočetních oblastí bylo provedeno dle návodu k úloze [2].

Nastavení materiálových konstant

U numerických simulací je důležité nastavit materiálové konstanty, v našem případě se jedná o dielektrické parametry relativní permitivita ϵ_r (-) a měrné vodivosti σ ($S \cdot m^{-1}$), relativní permeabilita μ_r byla brána jako jednotková. Byly provedeny 3 simulace v programu COMSOL, každá pro jinou biologickou tkáň/vodu. První byla simulována voda, a následně tuková a svalová tkáň. Simulace byly prováděny pro frekvenci 1 GHz a hodnoty materiálových konstant byly brány z databáze IT'IS [1].

Tabulka 1 Materiálové dielektrické parametry. Převzato z [1].

Materiál	Relativní permitivita ϵ_r (-)	Měrná vodivost σ ($S \cdot m^{-1}$)
Voda	79,92	0,2498
Svalová tkáň	54,8	0,978
Tuková tkáň	11,3	0,116

Ostatní nutná nastavení, jako například definice okrajových podmínek, nastavení fyziky a diskretizační mřížky bylo provedeno podle dostupného návodu k úloze [2].

Výpočetní část v MATLAB

Kalibrace

Nejprve bylo nutné MATLAB skript pro výpočet dielektrických parametrů nakalibrovat pomocí kalibračního roztoku o známých dielektrických parametrech. Admitance biologické tkáně/kalibračního roztoku lze vyjádřit dle vzorce 1. [2]

$$\underline{Y} = \sqrt{\underline{\varepsilon}^5} G_0 + j\omega \underline{\varepsilon} C_0, \quad (1)$$

kde G_0 a C_0 jsou reálné konstanty sondy pro danou frekvenci, j je imaginární jednotka, ω je úhlová frekvence a $\underline{\varepsilon}$ je komplexní permitivita, která je dána vztahem 2.

$$\underline{\varepsilon} = \varepsilon_0 \varepsilon_r - j \frac{\delta_e}{\varepsilon_0 \omega}, \quad (2)$$

kde ε_0 je permitivita vakua, ε_r je relativní permitivita a δ_e je ekvivalentní vodivost.

Pro vztah mezi admitancí \underline{Y} a koeficientem odrazu S_{11} platí vztah 3.

$$\underline{Y} = \underline{Y}_0 \frac{(1-S_{11})}{(1+S_{11})}, \quad (3)$$

kde \underline{Y}_0 je charakteristická admitance koaxiálního vedení tvořící sondu, v tomto případě se $\underline{Y}_0 = 0,02 \text{ S} \cdot \text{m}^{-1}$.

Kalibrace poté spočívá v nalezení hodnot G_0 a C_0 řešením rovnice 3 pro koeficient odrazu $S_{11,c}$ sondy přiložené ke kalibračnímu standardu o známé komplexní permitivitě $\underline{\varepsilon}_c$, v tomto případě se jedná o destilovanou vodu. Potom tedy rovnice 2 má tvar dle vztahu 4.

$$\underline{Y} = \sqrt{\underline{\varepsilon}_c^5} G_0 + j\omega \underline{\varepsilon}_c C_0 \quad (4)$$

Vztah 4 lze rozdělením na reálnou a imaginární část rozložit na lineární soustavu dvou rovnic o dvou neznámých G_0 a C_0 tento problém lze poté řešit pomocí Kramerova pravidla.

Konverze koeficientu odrazu na dielektrické parametry měřené biologické tkáně

Po provedení kalibrace, tedy 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 $\underline{\varepsilon}_T$ řešením rovnice 5, což je jen upravená rovnice 1 (převedení levé strany rovnice na pravou).

$$0 = \sqrt{\underline{\varepsilon}_T^5 G_0 + j\omega \underline{\varepsilon}_T C_0} - Y_T \quad (5)$$

Řešení této rovnice lze nalézt pomocí optimalizačních algoritmů hledajících argument funkce pro globální minimum.

Celé řešení bylo implementováno v programu Matlab a výsledky jsou prezentovány v sekci výsledků.

Experimentální měření pomocí systému DAK

Experimentální část byla zaměřená na měření dielektrických parametrů pomocí komerčně dostupného systému DAK. Dle návodu byl připraven kalibrační standard jako 0,1 M roztok NaCl, na kterém byla provedena kalibrace celého systému. Byl přejet již hotový tekutý fantom mozku, jehož dielektrické parametry přesně neodpovídaly hodnotám mozkové tkáně pro 1 GHz. Přidáváním isopropanolu a destilované vody byly hodnoty dielektrických parametrů upravovány na požadované hodnoty.

Výsledky

IT'IS databáze

Z webové databáze IT'IS [1] byly vybrány dielektrické parametry tkání pro frekvence 434 MHz, 1 a 2,45 GHz. Vybranými tkáněmi byly svalová tkáň, tuková tkáň a mozkomíšni mok. Nalezené údaje jsou zaneseny do tabulek 2 - 4.

Tabulka 2 Dielektrické vlastnosti vybraných tkání na frekvenci 434 MHz. Převzato z [1].

Frekvence 434 MHz	Relativní permitivita ϵ_r (-)	Měrná vodivost σ ($S \cdot m^{-1}$)
Svalová tkáň	56,9	0,805
Tuková tkáň	11,6	0,0822
Mozkomíšni mok	70,6	2,26

Tabulka 3 Dielektrické vlastnosti vybraných tkání na frekvenci 1 GHz. Převzato z [1].

Frekvence 1 GHz	Relativní permitivita ϵ_r (-)	Měrná vodivost σ ($S \cdot m^{-1}$)
Svalová tkáň	54,8	0,978
Tuková tkáň	11,3	0,116
Mozkomíšni mok	68,4	2,46

Tabulka 4 Dielektrické vlastnosti vybraných tkání na frekvenci 2,45 GHz. Převzato z [1].

Frekvence 2,45 GHz	Relativní permitivita ϵ_r (-)	Měrná vodivost σ ($S \cdot m^{-1}$)
Svalová tkáň	52,7	1,74
Tuková tkáň	10,8	0,268
Mozkomíšni mok	66,2	3,46

Simulované S_{11} parametry z COMSOL Multiphysics

Byly provedeny jednotlivé simulace na frekvenci 1 GHz pro 3 různá vyzařovací média – destilovaná voda, svalová a tuková tkáň. V tabulce 5 jsou uvedeny komplexní koeficienty odrazu (S_{11} parametry) pro každý typ vyzařovacího média na dané frekvenci.

Tabulka 5 Simulované koeficienty odrazu (S_{11}) pro frekvenci 1 GHz.

Frekvence 1 GHz	S_{11} parametr
Destilovaná voda	-0.25310-0.93024i
Tuková tkáň	0.25221-0.94892i
Svalová tkáň	-0.070832-0.86873i

Rekonstruované hodnoty dielektrických parametrů

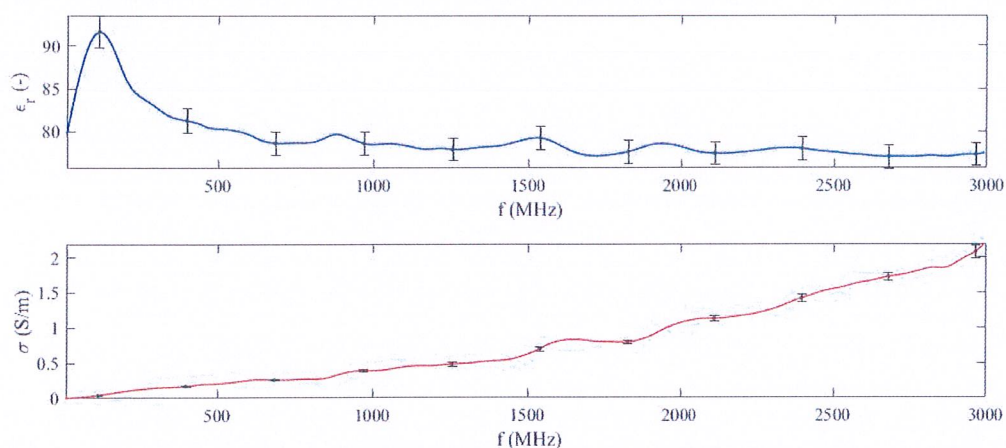
Pomocí nasimulovaných koeficientů odrazu z programu COMSOL Multiphysics byly rekonstruovány dielektrické parametry pro tukovou a svalovou tkáň. V tabulce 6 jsou uvedeny rekonstruované hodnoty dielektrických parametrů v kontrastu s databázovými hodnotami z databáze IT'IS [1].

Tabulka 6 Rekonstruované a referenční hodnoty dielektrických parametrů. Referenční hodnoty přežaty z [1].

	Svalová tkáň		Tuková tkáň	
	Rekonstruováno	IT'IS [1]	Rekonstruováno	IT'IS [1]
Relativní permitivita ϵ_r (-)	55,59	54,8	14,75	11,3
Měrná vodivost σ ($S \cdot m^{-1}$)	1,56	0,978	0,17	0,116

Experimentální měření pomocí systému DAK

Po kalibraci systému byly, jako první, proměřeny dielektrické vlastnosti destilované vody. Výsledky jsou na obrázku 2 a průměrné naměřené hodnoty i s chybou typu c jsou v tabulce 7.

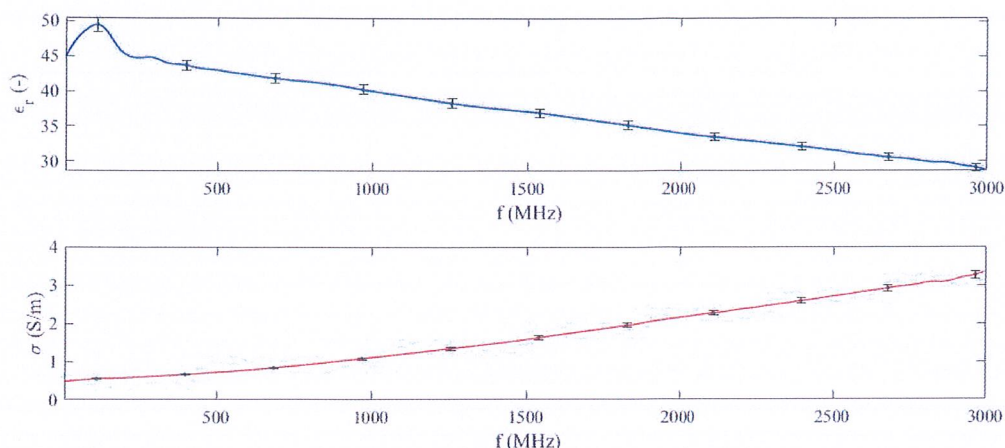


Obrázek 2 Naměřené dielektrické parametry pro frekvenční rozsah 50–3000 MHz pro destilovanou vodu.

Tabulka 7 Průměrné hodnoty a nejistota typu c měření pro frekvenci 1 GHz.

	Destilovaná voda	
	Relativní permitivita ϵ_r (-)	Měrná vodivost σ ($S \cdot m^{-1}$)
Průměrná hodnota	78,46	0,39
Chyba typu c	1,36	0,001

Hodnoty měření pro první mozkový fantom jsou uvedeny na obrázku 3 a v tabulce 8.

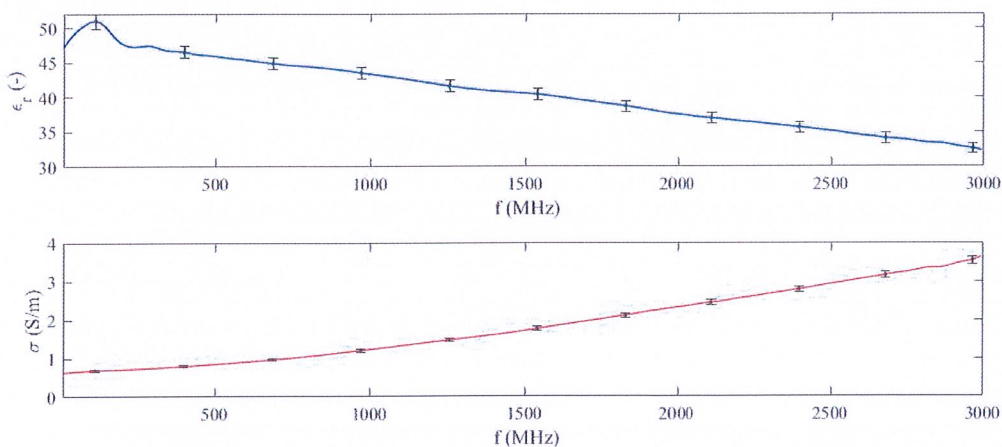


Obrázek 3 Naměřené dielektrické parametry pro frekvenční rozsah 50–3000 MHz pro první fantom mozku.

Tabulka 8 Průměrné hodnoty a nejistota typu c měření pro frekvenci 1 GHz.

	Fantom mozku 1	Frekvence = 1 GHz
	Relativní permitivita $\epsilon_r (-)$	Měrná vodivost $\sigma (S \cdot m^{-1})$
Průměrná hodnota	43,33	1,23
Chyba typu c	0,83	0,02

Hodnoty měření pro první mozkový fantom jsou uvedeny na obrázku 4 a v tabulce 9.



Obrázek 4 Naměřené dielektrické parametry pro frekvenční rozsah 50–3000 MHz pro druhý fantom mozku.

Tabulka 9 Průměrné hodnoty a nejistota typu c měření pro frekvenci 1 GHz.

	Fantom mozku 1	Frekvence = 1 GHz
	Relativní permitivita $\epsilon_r (-)$	Měrná vodivost $\sigma (S \cdot m^{-1})$
Průměrná hodnota	43,33	1,23
Chyba typu c	0,83	0,02

Diskuze

V úvodu výsledků této laboratorní úlohy jsou uvedeny dielektrické parametry vybraných tkání pro 3 různé frekvence (434 MHz, 1 GHz a 2,45 GHz), které byly vybrány z databáze IT'IS. Z daných hodnot je patrné, že dielektrické parametry jsou frekvenčně závislé veličiny.

Dále bylo provedeno jak teoretické, tak i praktické měření dielektrických parametrů pomocí koaxiální sondy. Teoretické měření bylo provedeno simulováním daných problémů v programu COMSOL Multiphysics a následným převedením nasimulovaných dat (koeficienty odrazu S_{11}) do programu Matlab, ve kterém probíhal výpočet parametrů z nasimulovaných dat. Praktická měření byla prováděna laboratorně za použití komerčně dostupného systému DAK.

V první části úlohy byl vytvořen model koaxiálního vedení, který vyzařoval do vyzařovacího média (destilovaná voda, svalová a tuková tkáň), jednotlivým tkáním byly přiřazeny dielektrické parametry dle databáze IT'IS [1]. Z každé simulace byly extrahovány komplexní koeficienty odrazu S_{11} , které byly následně zaneseny do Matlab skriptu pro výpočet dielektrických parametrů svalové a tukové tkáně (simulace s destilovanou vodou sloužila pouze ke kalibraci a vytvoření reference).

Rekonstrukce dielektrických parametrů jsou uvedeny v tabulce 6. Rekonstrukce relativní permitivity pro svalovou tkáň je relativně odchýlena od IT'IS standardu o zhruba 1,4 %, rekonstrukce měrné vodivosti o 59,5 %. Rekonstrukce relativní permitivity tukové tkáně je relativně odchýlen od IT'IS standardu o 30,5 % a rekonstrukce měrné vodivosti o 46 %. Vzniklé odchylky mohly být způsobeny zjednodušeným výpočetním modelem v programu COMSOL i Matlab, protože nebyla v úvahu brána teplota simulované tkáně na rozdíl od databáze IT'IS a kalibrace proběhla pro destilovanou vodu, tudíž odchylky při rekonstrukci tukové tkáně mohly být způsobeny špatně zvoleným kalibračním médiem, protože destilovaná voda a tuková tkáň mají velmi odlišné dielektrické parametry.

Dále byly proměřeny vzorky komerčně dostupným systémem DAK. Výsledky jsou uvedeny na obrázcích 2, 3 a 4 a v tabulkách 7, 8 a 9. V průběhu měření byly pozorovány artefakty, které byly způsobeny ohýbáním koaxiálního kabelu a zahříváním samotné sondy.

Závěr

V této laboratorní práci byly teoreticky i experimentálně změřeny dielektrické parametry některých biologických tkání. Z výsledků vyplývá, že použitý teoretický model vykazuje značné relativní chyby, ale rekonstrukce relativní permitivity na frekvenci 1 GHz byla maximálně relativně odchýlena o 30 %. Následné experimentální měření probíhalo na dvou tekutých fantomech lidského mozku ve frekvenčním pásmu od 50 do 3000 MHz. Při experimentálním měření byl sledován vliv zahřívání sondy na měření a vliv zvyšování koncentrace soli a isopropanolu na dielektrických vlastnostech měřených fantomů.

Reference

- [1] Hasgall PA, Di Gennaro F, Baumgartner C, Neufeld E, Lloyd B, Gosselin MC, Payne D, Klingeböck A, Kuster N, "IT'IS Database for thermal and electromagnetic parameters of biological tissues," Version 4.0, May 15, 2018, DOI: 10.13099/VIP21000-04-0. itis.swiss/database.
- [2] VRBA, Jan. Měření dielektrických vlastností biologických tkání pomocí koaxiální sondy [online]. Kladno, 2019 [cit. 2022-02-17]. Dostupné z: https://predmety.fbmi.cvut.cz/sites/default/files/predmet/3959/cviceni/F7DIPDM_20200813_132643_866d52bca646380c005a0de6dbc73156.pdf.