



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ
Katedra biomedicínské techniky

**Mikrovlnný senzor pro neinvazivní měření
obsahu alkoholu v krvi a destilované vodě**

**Microwave sensor for noninvasive
measurement of alcohol content in blood and
distilled water**

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský technik

Autor diplomové práce: Veronika Maximovich

Vedoucí diplomové práce: Ing. Ondřej Fišer, Ph.D.

Kladno 2019



ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Maximovich** Jméno: **Veronika** Osobní číslo: **434133**
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**
Garantující katedra: **Katedra biomedicínské techniky**
Studijní program: **Biomedicínská a klinická technika**
Studijní obor: **Biomedicínský technik**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

Mikrovlnný senzor pro neinvazivní měření obsahu alkoholu v krvi a destilované vodě

Název bakalářské práce anglicky:

Microwave sensor for noninvasive measurement of alcohol content in blood and distilled water

Pokyny pro vypracování:

Zvolte vhodnou metodu pro měření dielektrických parametrů směsí vody a krve s etanolem ve frekvenčním pásmu 0,1 – 3 GHz. Změřte dielektrické parametry těchto směsí s různými koncentracemi etanolu a stanovte standardní nejistoty měření. Výsledky využijte pro aplikování vhodného mikrovlnného senzoru pro detekci množství alkoholu v těchto směsích pomocí simulátoru elektromagnetického pole a sledujte změnu koeficientu odrazu tohoto senzoru.

Seznam doporučené literatury:

- [1] Jan Vrba, Lékařské aplikace mikrovlnné techniky, ed. 1 st., ČVUT Praha, 2003, ISBN 80-01-02705-8
- [2] D.M. Pozar, Microwave Engineering, ed. 3rd, Wiley John + Sons, 2004, ISBN 0471448788

Jméno a příjmení vedoucí(ho) bakalářské práce:

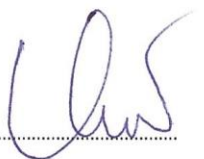
Ing. Ondřej Fišer, Ph.D.

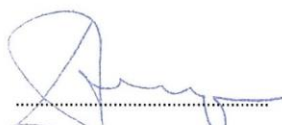
Jméno a příjmení konzultanta(ky) bakalářské práce:

doc. Ing. David Vrba, Ph.D.

Datum zadání bakalářské práce: **18.02.2019**

Platnost zadání bakalářské práce: **20.09.2020**


prof. Ing. Peter Kneppo, DrSc.
podpis vedoucí(ho) katedry


prof. MUDr. Ivan Dylevský, DrSc.
podpis děkana(ky)

III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

Student(ka) bere na vědomí, že je povinnen(a) vypracovat bakalářskou práci samostatně, bez cizí pomoci, s výjimkou poskytnutých konzultací. Seznam použité literatury, jiných pramenů a jmen konzultantů je třeba uvést v bakalářské práci.

6. 3. 2019
Datum převzetí zadání

Mj
Podpis studenta(ky)

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem „Mikrovlnný senzor pro neinvazivní měření obsahu alkoholu v krvi a destilované vodě“ vypracovala samostatně a použila k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k diplomové práci.

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 Kladně

Veronika Maximovich

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji vedoucímu bakalářské práce Ing. Ondřeji Fišerovi, Ph.D., za velmi užitečnou metodickou pomoc, cenné rady a připomínky a za čas, který mi věnoval při zpracování bakalářské práce.

ABSTRAKT

Mikrovlnný senzor pro neinvazivní měření obsahu alkoholu v krvi a destilované vodě

Měření alkoholu v krvi je jedním z druhů vyšetření, která se v medicíně používají nejčastěji. Změny koncentrace etanolu v krvi mění i její dielektrické charakteristiky, které je možné neinvazivně detekovat pomocí mikrovlnného senzoru.

V této práci byly změřeny dielektrické parametry roztoků vody a ethanolu a krve a ethanolu v různých koncentracích. Na základě výsledků měření v programu MATLAB byl ve tvaru polynomu vytvořen matematický model závislosti relativní permittivity a vodivosti na koncentraci alkoholu v roztoků. Tento model byl využit pro modelování a simulaci senzoru v programu „Sim4life“.

Klíčová slova

Permitivita, mikrovlnný pás, koaxiální sonda, dielektrické vlastnosti krve, voda, etanol, specifická vodivost, metody měření dielektrických parametrů

ABSTRACT

Microwave sensor for non-invasive measurement of blood alcohol and distilled water

Blood alcohol measurement is one of the most commonly used examinations in medicine. Fluctuations in concentration of ethanol in blood are the cause of changes in its dielectric characteristics, which can be non-invasively detected using a microwave sensor.

In this work the dielectric parameters of water and ethanol and blood and ethanol solutions were measured for different concentrations. A mathematical model of dependence of relative permittivity and conductivity on the concentration of alcohol was created in MATLAB based on the measurement results in form of polynomial. This model was used to simulate the sensor in the "Sim4life" program.

Keywords

Permittivity, microwave band, open-ended coaxial line, dielectric properties of blood, water, ethanol, conductivity, methods of measurement of dielectric material properties

Obsah

Seznam symbolů a zkratek.....	9
1 Úvod.....	11
1.1 Přehled současného stavu	11
1.1.1 Zkouška dechu	11
1.1.2 Zkouška moči.....	11
1.1.3 Zkouška krve	12
1.1.4 Zkouška slin.....	12
1.1.5 Zkouška vlasů	13
1.1.6 Zkouška potu	13
1.2 Cíle práce	13
1.3 Dielektrické materiály	14
1.3.1 Permittivita	15
1.3.2 S parametry.....	17
2 Metody měření dielektrických parametrů.....	18
2.1 Metoda otevřeného konce.....	18
2.2 Měřicí soustava	18
2.3 Statistická analýza	21
2.4 Příprava roztoků.....	21
2.5 Mikrovlnné sensory pro měření koncentrace alkoholu v krvi a destilované vodě	
22	
2.5.1 Patch anténa (mikropásková).....	22
2.5.2 Bowtie anténa (motýlková)	23
3 Výsledky.....	26
3.1 Výsledky měření roztoků koaxiální sondou	26
3.1.1 Měření vody.....	26
3.1.2 Měření krve.....	29
3.1.3 Zpracování dat v programovém prostředí MATLAB	31
3.2 Výsledky simulace	32
3.2.1 Patch anténa	32
3.2.2 Bowtie anténa	37

3.2.3	Shrnutí simulaci	41
4	Diskuse	44
5	Závěr	46
	Příloha A: Tabulky.....	50
	Příloha B: CD	54

Seznam symbolů a zkratk

Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
ε^*	$F \cdot m^{-1}$	Komplexní permitivita
ε_r	-	Relativní permitivita
ε_s	$F \cdot m^{-1}$	Statická relativní permitivita
ε'	$F \cdot m^{-1}$	Reálná část komplexní permitivity
ε''	$F \cdot m^{-1}$	Imaginární část komplexní permitivity
f	Hz	Frekvence
V	l	Objem
δ	°	Ztrátový úhel
x_p	-	Průměrná hodnota
n	-	Počet hodnot
x_i	-	Naměřená hodnota
f_r	Hz	Rezonanční frekvence
L	m	Délka (pro Patch)
h	m	Výška
W	m	Šířka
c	m/s	Rychlost světla
\mathcal{E}_{eff}	-	Efektivní relativní permitivita
L_{eff}	m	Efektivní délka (pro Patch)
a	m	Délka ramene (pro Bowtie)
a_{eff}	m	Efektivní délka ramene (pro Bowtie)
λ_g	m	Vlnová délka
λ_0	m	Počáteční vlnová délka
S_{11}	dB	Koeficient odrazu
C	Ω	Kapacitní odpor s dielektrikem
C_0	Ω	Kapacitní odpor bez dielektrika
A	m^2	Plocha desek
t	m^2	Plocha mezi deskami

Seznam zkratk

Zkratka	Význam
GGT	Gama-glutamyltransferáza
ALT	Alaninaminotransferáza
AST	Aspartátaminotransferáza
FAEE	Ethylester mastných kyselin
EtG	Ethyl glukuronid
PEtG	Fosfatidyl ethanol

Seznam obrázků

- [1] Chování dielektrika v obvodu
- [2] Matice S- parametrů
- [3] Typy vzorku
- [4] Schéma metody přenosu a odrazu
- [5] Sonda DAK-12
- [6] Schéma Patch antény
- [7] Schéma motýlkové antény
- [8] Proces měření
- [9] Závislost relativní permitivity na koncentraci
- [10] Získané polynomy z přesnějšího měření roztoku vody a etanolu, frekvence 1009MHz
- [11] Získané polynomy z přesnějšího měření roztoku vody a etanolu, frekvence 2009MHz
- [12] Získané polynomy z přesnějšího měření roztoku vody a etanolu, frekvence 2995MHz
- [13] Závislost relativní permitivity na koncentraci, měření roztoku krve
- [14] Získané polynomy z měření roztoku krve a etanolu, frekvence 1009MHz
- [15] Získané polynomy z měření roztoku krve a etanolu, frekvence
- [16] Získané polynomy z měření roztoku krve a etanolu, frekvence 2995MHz
- [17] Model Patch antény v sim4life, vzhled shora
- [18] Model Patch antény v sim4life, vzhled ze strany 1
- [19] Model Patch antény v sim4life, vzhled ze strany 2
- [20] Model samotné Patch antény v sim4life
- [21] Výsledný graf simulace Patch antény pro roztoky krve a etanolu
- [22] Graf závislosti S_{11} parametru Patch antény pro roztoky krve a etanolu
- [23] Výsledný graf simulace Patch antény pro roztoky vody a etanolu
- [24] Graf závislosti S_{11} parametru Patch antény pro roztoky vody a etanolu
- [25] Model Bowtie antény v sim4life, vzhled shora
- [26] Model Bowtie antény v sim4life, vzhled ze strany
- [27] Model samotné Bowtie antény v sim4life
- [28] Výsledný graf simulace Bowtie antény pro roztoky vody a etanolu
- [29] Graf závislosti S_{11} parametru Bowtie antény pro roztoky vody a etanolu
- [30] Výsledný graf simulace Bowtie antény pro roztoky krve a etanolu
- [31] Graf závislosti S_{11} parametru Bowtie antény pro roztoky krve a etanolu

1 Úvod

1.1 Přehled současného stavu

Měření koncentrace alkoholu v tělních tekutinách představuje velkou část pracovní zátěže ve forenzních a toxikologických laboratořích. Dechová zkouška je v oblasti dopravy používána celosvětově pro důkazní účely. Mnoho jurisdikcí samo o sobě zahrnuje zákony, které řidiči zakazují řídit dopravní prostředky, pokud přesahuje koncentrace alkoholu v jeho krvi nebo dechu limit stanovený zákonem (V České republice je to 0 promile) . Volba mezi analýzou krve a dechu na obsah alkoholu pro forenzní účely závisí na mnoha faktorech, z nichž v neposlední řadě jsou politické a osobní účely.[1]

1.1.1 Zkouška dechu

Dechová zkouška je nejběžnější metodou používanou k odhadu koncentrace alkoholu v krvi, protože zařízení pro analýzu dechu nebo dechové analyzátory jsou lehké, přenosné a poskytují okamžité výsledky. Přístroj provádí měření množství alkoholu v dechu, který prochází plicními sklípkami a uvolní se pak s dýcháním subjektu. Výsledky dechových zkoušek jsou považovány za dostatečně přesné.[2]

Dechové analyzátory obvykle nerozlišují jednoho jedince od druhého, protože jsou naprogramovány tak, aby předpokládaly, že testované subjekty mají stejné vlastnosti. Takové „průměrování“ může mít za následek obdržení nepřesných údajů. Environmentální faktory, například přítomnost ve vzduchu konkrétního prostoru různých látek, jakými jsou barvy, ředidla, lepidla a benziny mohou také ovlivnit výsledky dechové zkoušky. Dechová zkouška obecně nemá stejnou přesnost jako krevní testy a se používá hlavně k orientačnímu měření.[2]

1.1.2 Zkouška moči

Testy moči jsou více přesné než dechové a krevní testy a je také považováno za nejjednodušší a nejlevnější testovací metodu, ale studie ukázaly, že výsledky testu moči mohou být významně vyšší nebo nižší než skutečné hodnoty koncentrace alkoholu v krvi. Protože testy moči obvykle nelze provést hned po nehodě, a to například kvůli zastavení provozu či dopravním zácpám, mohou být vzorky moči ovlivněny časem. Výsledkem této záležitosti je to, že pozitivní testy moči nemohou prokázat, že subjekt byl v době incidentu pod vlivem alkoholu. Na rozdíl od jiných testovacích metod mohou být testy moči podvrženy ředěním nebo nahrazením vzorku. Pro analýzu vzorků lze použít reagenční proužky. Testy moči mají stejné riziko laboratorních chyb jako krevní testy.[7]

1.1.3 Zkouška krve

Analýza vydechaného vzduchu je neinvazivní ve srovnání s odběrem krve. Pomocí této zkoušky přítomnost narkotických látek nebo léků na předpis, které by mohly narušit schopnost řízení, se snadno analyzuje. Analýza vzorku krve pro potvrzení výsledku je jednoduchá záležitost. Koncentrace alkoholu v krvi a dechu jsou vysoce korelovány a rozklad alkoholu v těle může být monitorován pomocí analýzy řady vzorků krve nebo dechu. Výsledky měření dechu a alkoholu jsou však náchylnější k fyziologickým změnám, jakými jsou například teplota těla, dechu nebo změnou plicní funkcí. [1] [2]

V současné době měření alkoholu v krvi je jedním z nejběžnějších postupů používaných na celém světě. Analýza vzorku krve je obecně přesnější, než měření koncentrace alkoholu v dechu nebo v moči. Mohou se vyskytnout i chyby v laboratorním testování a výsledky testů mohou být nepřesné. Mezi faktory, které mohou ovlivnit přesnost měření, patří nedostatečná sterilizace, přítomnost konzervačních látek, koagulace, míchání lahvíček a fermentace krve v lahvičce. [4][5]

K tomu existují různé výzkumné metody: Widmarkova metoda, založená na oxidaci ethanolu pomocí speciální Widmarkovy baňky, enzymatické metody a také metody plynové chromatografie.

Widmarkova metoda je stále poměrně rozšířená. Princip spočívá v určení orientační spotřeby alkoholu na základě změny barvy detekční trubičky. [4][6]

Nevýhodou tohoto testu je jeho malá selektivita, protože se jiná redukční činidla a jiné těkavé redukční látky, jakými jsou například acetaldehyd, isopropanol atd., chovají jako etanol. [4]

Diagnostická metoda na základě enzymů je založena na stanovení vyšetřované aktivity tří enzymů v séru, a to: gama-glutamyltransferázy (GGT), aspartátaminotransferázy (AST) a alaninaminotransferázy (ALT). Tato metoda má vysoké časové a finanční náklady. [4]

Plynová chromatografie se obvykle používá soudními vědci. Jednou z nevýhod použití této metody jsou její vyšší časové náklady. [5]

Pokud je známá koncentrace etanolu v krvi v určitém časovém okamžiku, lze vypočítat koncentraci alkoholu v libovolném okamžiku a množství určitého alkoholického nápoje, které je nezbytné pro dosažení dané koncentrace. Kromě toho lze vypočítat čas, který musí uběhnout pro kompletní odstranění alkoholu z těla. [5]

1.1.4 Zkouška slin

Test na alkoholovou intoxikaci je určen nejen pro kvalitativní, ale i pro kvantitativní stanovení obsahu ethanolu ve slinách. Použití testovacích proužků na alkohol nevyžaduje zvláštní podmínky, a proto existuje možnost provedení testování nejen ve zdravotnických

zařizování a laboratořích, ale i doma. Analýza se provádí na základě enzymů, které reagují s ethanolem po ponoření testovacích proužků do slin. Obsah alkoholu se stanoví korelací barvy reakční zóny se standardní barvou v měřítku. Výsledky zkoušek slin jsou pouze přibližné, protože jejich přesnost nebyla prokázána.[7] [1] [2]

1.1.5 Zkouška vlasů

Zkouška vlasů na alkohol ve se používá k určení, zda osoba konzumovala alkohol po určité době. Test funguje tak, že zkoumá markery Etg (ethylglukuronid) a FAEE (ethylestery mastných kyselin) ve vlasech a je jednou z nejpřesnějších a nejznámějších metod testování konzumace alkoholu. Po použití alkoholu se EtG (ethyl glukuronid), PEth (fosfatidyl ethanol) a FAEE absorbují do vlasů potem a difuzí a znečišťují vlasy po celé délce[2] [1]

Testování na EtG markery může ukázat změnu ve struktuře konzumace alkoholu a je nejspolehlivějším testem vlasů při určování hladiny konzumovaného alkoholu. Testování FAEEs je určeno k identifikaci zvyku pití alkoholu po dlouhou dobu. Pro dosažení co nejpřesnějších výsledků se doporučuje kombinovat testování vlasů s jinou metodou, například s krevním testem.[1] [2]

Pro testování je zapotřebí asi 200 pramenů vlasů o délce 3-6 cm. Ačkoliv jako vzorek mohou být použity vlasy z kterékoliv části těla, vlasy z hlavy jsou nejvhodnější. [1] [2]

1.1.6 Zkouška potu

Dalším způsobem zjištění konzumace alkoholu je testovací patch náplast. Sádra je podobná velkému lepkavému obvazu, který se po určité době nanáší na kůži a nosí se. Má membránu propustnou pro plyny, která chrání místo zkoušky před kontaminací. Náplast hromadí pot a může se nosit až 4 týdny. Riziko falešně pozitivních výsledků je do jisté míry problémem tohoto typu testu, a to kvůli přítomnosti znečišťujících látek v prostředí. Přestože je použití náplasti velice snadné, není tato metoda testování příliš rozšířená.[7] [2]

Lékař může pacienta podrobit dalším laboratorním testům, například testu funkce jater, aby posoudil, zda pacient získal nějaká onemocnění spojená s nadměrnou konzumací alkoholu[7] [2]

1.2 Cíle práce

V současné době měření alkoholu v krvi je běžným a jednoduchým postupem, který se používá v oblasti zdraví, forenzní vědy atd. Existuje velké množství metod provedení tohoto postupu, z nichž každá má jak výhody, tak nevýhody. Volba metody závisí na velkém počtu faktorů, například na přesnosti metody, rychlosti měření, stavu pacienta atd. Tato práce navrhuje alternativní metodu měření alkoholu v krvi, která je přesná,

rychlá, nevyžaduje spolupráci s pacientem a nabízí kontinuální sledování v čase. Cíle práce byly definovány následovně:

1) Zvolit vhodnou metodu pro měření dielektrických parametrů směsí vody a krve s etanolem ve frekvenčním pásmu 0,1 – 3 GHz.

2) Změřit dielektrické parametry směsí s různými koncentracemi etanolu a stanovit standardní nejistoty měření. Z naměřených dat vytvořit modely závislosti změny permitivity na koncentraci etanolu v těchto směsích.

3) Výsledky využít pro aplikování vhodného mikrovlnného senzoru pro detekci množství alkoholu v těchto směsích pomocí simulátoru elektromagnetického pole a sledovat změnu koeficientu odrazu tohoto senzoru.

1.3 Dielektrické materiály

Složené elektrické náboje, například elektrony a atomová jádra jsou ovlivněny polem v každé látce, která se nachází v elektrickém poli. V důsledku toho se část nábojů pohybuje směrově a vytváří elektrický proud. Zbývající část náboje nevede elektrický proud, jenom se umísťuje v souladu s polaritou. V závislosti na tom, jestli převažuje elektrická vodivost, anebo polarizace, se látky dělí na izolátory (dielektrika) a vodiče (kovy, elektrolyty, plazma).[8]

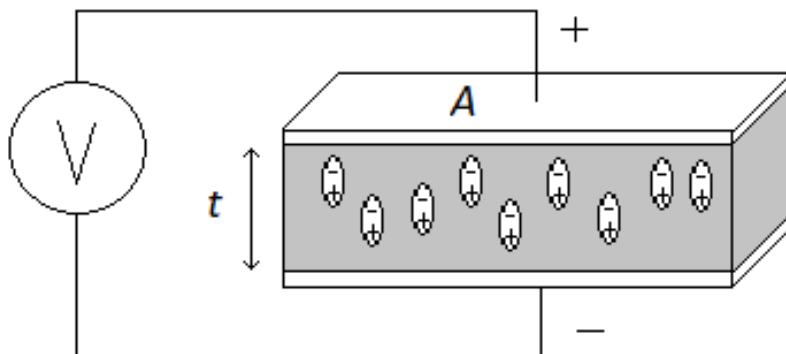
Materiál je klasifikován jako dielektrický, pokud má schopnost absorbovat energii elektrického pole, které působí z vnějšího zdroje. Pokud je zdroj stejnosměrného napětí umístěn přes paralelní deskový kondenzátor s dielektrickým materiálem, je uloženo více náboje, a v případě, když mezi deskami není dielektrický materiál (vakuum), je uloženo méně náboje. Dielektrický materiál zvyšuje kapacitu kondenzátoru, a to díky neutralizaci nábojů na elektrodách, které by normálně měly přispět k vnějšímu poli. Kapacitní odpor, který obsahuje dielektrický materiál, je spojen s dielektrickou konstantou.[9][8]

$$C_0 = \frac{A}{t} \quad (1)$$

$$C = C_0 \cdot \kappa' \quad (2)$$

$$\kappa' = \epsilon'_r = \frac{C}{C_0} \quad (3)$$

Kde C a C_0 jsou kapacitní odpor s dielektrikem a bez dielektrika, $\kappa' = \epsilon'$, je skutečná dielektrická konstanta nebo permitivita a A a t jsou plocha desek kondenzátoru a mezi nimi. Je-li zdroj sinusového napětí V je umístěn přes stejný kondenzátor, výsledný proud bude tvořen nabíjecím proudem a ztrátovým proudem, který je vztažen k dielektrické konstantě (obr. č. 1). Ztráty v materiálu mohou být reprezentovány paralelně jako vodivost (G) s kondenzátorem (C).[9]



Obrázek č 1: Chování dielektrika v obvodu

1.3.1 Permittivita

Komplexní permitivita je v elektrotechnice fyzikální veličina označovaná obvykle řeckým písmenem ϵ (epsilon), která vyjadřuje míru odporu při vytváření elektrického pole v určitém přenosovém médiu. Permittivita vyjadřuje schopnost materiálu odolávat elektrickému poli, ale není to schopnost ho umožnit (anglicky *permit*), jak by její název mohl napovídat. Jednotka permitivity v soustavě SI (F/m neboli $F \cdot m^{-1}$). Může mít skalární i vektorový charakter (jako komplexní číslo)[10][11][9].

Vztah pro komplexní permitivitu ϵ^* je:

$$\epsilon^* = \epsilon' - j\epsilon'' \quad (4)$$

Permittivitu roztoků lze nalézt pomocí Debyeho rovnice

$$\epsilon' = \epsilon_\infty + \frac{\epsilon_s - \epsilon_\infty}{1 + \omega^2 \tau^2} \quad (5)$$

$$\varepsilon'' = \omega\tau \frac{\varepsilon_s - \varepsilon_\infty}{1 + \omega^2\tau^2} \quad (6)$$

$$\lim_{\omega \rightarrow 0} \varepsilon'(\omega) \rightarrow \varepsilon_s \quad (7)$$

$$\lim_{\omega \rightarrow \infty} \varepsilon'(\omega) \rightarrow \varepsilon_\infty \quad (8)$$

kde τ (s) je relaxační doba, ε_s - statická relativní permitivita, ε_∞ - je optická relativní permitivita, ω - uhlová frekvence.[11]

Rovnice Cole-Cole je relaxační model, který se často používá k popisu dielektrické relaxace v polymerech. Dáno rovnicí:

$$\mathcal{E}^*(\omega) = \varepsilon_\infty + \frac{\varepsilon_s - \varepsilon_\infty}{1 + (i\omega\tau)^{1-\alpha}} \quad (19)$$

Kde τ (s) je relaxační doba, ε_s - statická relativní permitivita, ε_∞ - je optická relativní permitivita, ω - uhlová frekvence.

α je parametr, který ukazuje míru interakce mezi dipóly a ionty během reorientace. Může nabývat hodnot od 0 do 1. Čím větší počet interakcí, tím menší hodnota α . Při $\alpha = 1$ model Cole Cole se vrací k Debyho rovnici.[12]

Kromě dielektrické konstanty je vodivost látky důležitým dielektrickým parametrem. Přímo souvisí s permitivitou takto[11]:

$$\varepsilon^* = \varepsilon - j \cdot \frac{\sigma}{\omega} \quad (10)$$

Kde ε - permitivita, σ - vodivost, ω - uhlová frekvence.

V případě ideálního izolantu vektor proudu předbíhá vektor napětí o 90° a z toho úhel δ je roven nule, ale ve skutečnosti zmenší předstih proudu před napětím o určitý úhel δ . Tomuto úhlu pak říkáme ztrátový.[10]

$$\operatorname{tg}\delta = \frac{\varepsilon''(\omega)}{\varepsilon'(\omega)} \quad (11)$$

Kde úhel ($^\circ$)- ztrátový úhel, ε'' - imaginární složka komplexní permitivity, ε' - realná složka komplexní permitivity.[10]

Lineární dvouportové (a víceportové) vektorové analyzátoy se vyznačují řadou parametrů, jako je jejich přenosová matice, impedanční matice, admitanční matice, matice rozptylu.[13]

1.3.2 S parametry

Jakýkoliv elektrický systém může být reprezentován jako černá skříňka se vstupem a výstupem, tj. s porty. Přes vstupní port přichází signál do skříňky, kde se mění jeho vlastnosti a na výstupní port se přijímá upravený signál. Změnu signálu zachycuje systém v černé skříňce. Nejčastěji hodnocená je amplituda signálu nebo napětí signálu, ale při vysoké frekvenci signálu je nutné obvod popsat spíše z hlediska vln než napětí nebo proudu.[16]

Parametry rozptylu (S- parametry) popisují vztahy mezi porty v elektrickém systému.[16]

S-parametry jsou komplexní čísla, která mají reálné a imaginární části (části velikosti a fáze), protože mění se jak amplituda, tak i fáze dopadajícího signálu. Poměrně často se odkazujeme pouze na amplitudu (reálnou část). S-parametry jsou definovány pro danou frekvenci a impedanci systému a mění se jako funkce frekvence. U zařízení se dvěma porty charakteristika odrazu z prvního portu je S_{11} , přední přenosová charakteristika je S_{21} , charakteristika zpětného přenosu je S_{12} a odrazová charakteristika z druhého portu je S_{22} . [14][15][16]

S-parametry jsou obvykle zobrazeny ve formátu matice, přičemž počet řádků a sloupců se rovná počtu portů. [14][15][16]

$$\begin{aligned} & \left(S_{11} \right) \quad \text{jeden port} \\ & \begin{pmatrix} S_{11} & S_{12} \\ S_{21} & S_{22} \end{pmatrix} \quad \text{dva porty} \\ & \begin{pmatrix} S_{11} & S_{12} & S_{13} \\ S_{21} & S_{22} & S_{23} \\ S_{31} & S_{32} & S_{33} \end{pmatrix} \quad \text{tři porty} \end{aligned}$$

Obrázek č.2: Matice S- parametrů

S-matice pro N-port obsahuje N^2 koeficienty (S-parametry), z nichž každý představuje možnou vstupní a výstupní cestu. [14]

Jelikož S-parametr je poměr elektrického výkonu, představuje v podstatě bezrozměrný parametr (bez jednotky), ale při popisu hodnoty parametru S se obvykle používá jednotka „dB“. [16]

S-parametry jsou užitečné pro několik odvětví elektrotechniky, včetně elektroniky a návrhu komunikačních systémů a jsou velmi důležité při návrhu vysokofrekvenčních zařízení.[16]

2 Metody měření dielektrických parametrů

Relativní permitivita konkrétního materiálu představuje dielektrickou konstantu. Jelikož je dielektrická konstanta parametrem určujícím elektrické chování materiálů v elektrickém poli, často se používá v radiovlnných a mikrovlnných zařízeních za využití znalostí z oblasti inženýrství, fyziky, geofyziky atd. Obecně mohou být dielektrické měřicí metody kategorizovány jako reflexní nebo přenosové, s použitím rezonančních nebo nerezonančních systémů a jako otevřené nebo uzavřené struktury. [30]

2.1 Metoda otevřeného konce

Pro měření permitivity se využívají metoda otevřeného konce, kterou můžeme dále dělit na měření využívající dutinový rezonátor, měření ve volném prostoru a měření, při němž je vzorek vložen do úseku vedení nebo vlnovodu.[17]

V našem případě se sonda přikládá k měřenému médiu. Proto je důležité, aby byl příčný průřez úseku vedení zcela vyplněn materiálem. Z důvodu vyšší přesnosti měření je lepší používat vzorky homogenní a izotropní látky. Použila jsem roztok krve a etanolu. Sondu přikládáme k roztoku tak, aby došlo k plnému kontaktu.

2.2 Měřicí soustava

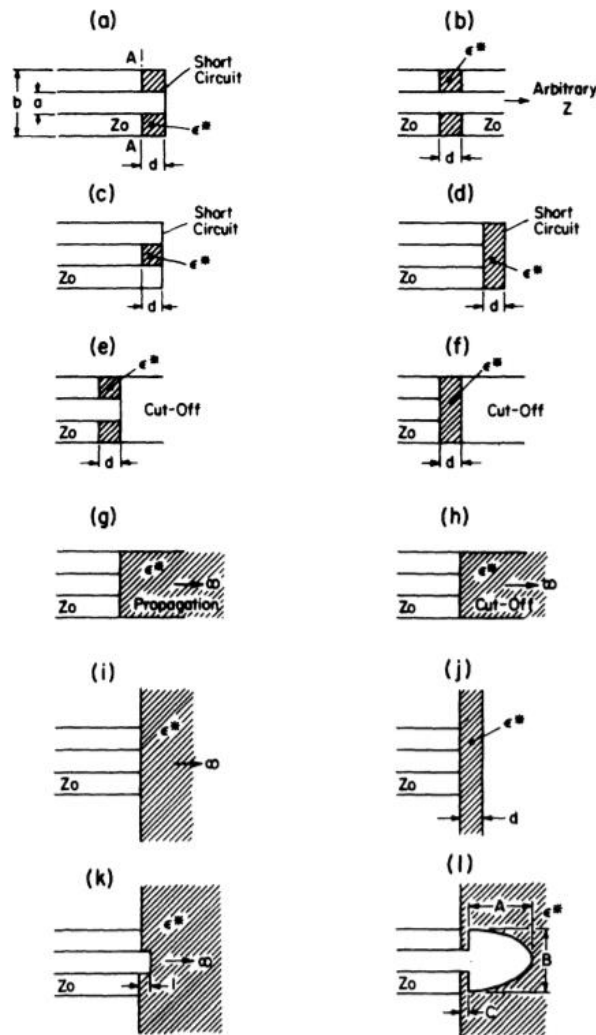
Měřicí systém se skládá z následujících částí:

- 1) koaxiální sonda,
- 2) koaxiální kabel,
- 3) vektorový analyzátor obvodů,
- 4) počítač se softwarem.

Sonda přenáší změny S_{11} parametru měřeného vzorku. Tyto změny jsou pak měřeny vektorovým analyzátozem.[18]

Možné typy vzorku jsou znázorněny na obr. č. 3. Ve všech případech se koaxiální sonda umístí na měřený vzorek. Rozměry vzorku musí být větší než je vnější průměr koaxiální sondy b . Sonda může být buď částečně ponořená do vzorku, např. jako na obr. 3 (a) a (e), nebo se může pouze dotýkat jeho povrchu, např. jako na obr. 3 (g) a (k). [18]

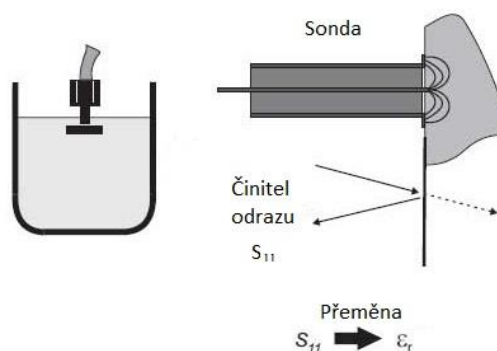
Koaxiální sonda pracuje v módu TEM a nepodporuje šíření módů vyššího řádu. Některé konfigurace poskytují kontrolu teploty vzorku, viz obr. 3 (a), (c) a (d). Ostatní obrázky, 3 (i), (k) a (l), jsou konfigurací pro měření in-vivo.[18]



Obrázek č. 3 : Typy vzorku, převzato z [18]

Vzorek musí být homogenní a dostatečně velký v objemu, aby simuloval plochu, která je elektricky nekonečná. Ekvivalentní obvod snímače se skládá ze dvou prvků: ztrátový kondenzátor, naplněný vzduchem, a kondenzátor, naplněný měřeným roztokem. [19]

Metody přenosu a odrazu jsou založeny na měření přenášené a/nebo odražené elektromagnetické energie ze zkušební vzorku, jenž je exponován dopadající elektromagnetickou vlnou, která je přesně stanovena. Pokud je materiál vzorku izotropní, pak je možné stanovit komplexní permitivitu a komplexní permeabilitu ze dvou naměřených S-parametrů. Pro nemagnetické materiály může být komplexní permitivita odvozena pouze z jednoho měřeného komplexního parametru. S-parametr v sobě nese informaci o charakteristice amplitudové frekvence (AFC) a fázové frekvence (PFC) zařízení v příslušném směru (viz. obrázek č. 4).[3]



Obrázek č. 4: Schéma metody přenosu a odrazu, převzato z [20].

Sonda, pomocí níž budeme měřit, je DAK- 12 (Dielectric Assissment Kit) (obrázek č. 5) je produktem švýcarské firmy Speag. Tato sonda umožňuje měřit ve frekvenčním rozsahu od 4 MHz do 3 GHz. [7]



Obrázek č. 5: Sonda DAK-12, převzato z [7]

Sonda je založena na metodě otevřeného konce koaxiálního vedení a umožňuje měření dielektrických vlastností látek v širokém spektru parametrů. Měří se koeficient odrazu objektu.[19][3]

Po odrazu jde signál do vektorového analyzátoru, kde se provádí zpracování výsledků. Pak jde informace z analyzátoru do počítače. Ve výsledku máme graf, který ukazuje hodnoty permitivity a vodivosti pro různé frekvence. Metoda měření je vůči testovanému materiálu rychlá a nedestruktivní.[19][3]

2.3 Statistická analýza

V průběhu experimentu jsme provedli 10 měření každého roztoku. Z toho můžeme vypočítat průměrnou hodnotu a standardní nejistoty měření dle následující vztahů[22]:

$$x_p = \frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^n x_i \quad (12)$$

Kde x_p - průměrná hodnota, n - počet hodnot, x_i - naměřená hodnota.[22]
Nejistota typu a [22]:

$$u_a = \sqrt{\frac{1}{n(n-1)} \cdot \sum_{i=1}^n (x_i - x_p)^2} \quad (13)$$

Nejistota typu b dana výrobcem.[22]
Kombinovaná standardní nejistota[22]:

$$u_c = \sqrt{u_a^2 + u_b^2} \quad (14)$$

2.4 Příprava roztoků

Bylo připraveno několik roztoků o různých koncentracích etanolu. Pro měření jsme použili 98 % roztok etanolu.

Krev nalijeme do skleněné nádoby a postupně do ní přidáme etanol. Celkové objemy roztoků V zůstaly konstantní (500 ml).

Je známo, že dielektrické parametry jsou teplotně závislé. Tato závislost je nejvýraznější při nízkém kmitočtu a s jeho nárůstem klesá.[23] Aby se předešlo nepřesnostem, byla teplota všech roztoků a prostředí pro všechna měření temperována na teplotu 20 °C.

Pro měření byla použita čerstvá vepřová krev. V případě, že se etanol dostane do krve ve vyšší koncentraci, dochází tak k jejímu samovolnému srážení. Abychom tomu zabránili, připravili jsme speciální trombolitiku, který sestává z 0,129 M roztoku citronanu trisodného. Roztok byl připraven v poměru 1 : 9 (jeden díl citronanu trisodného na devět dílů krve).

2.5 Mikrovlnné sensory pro měření koncentrace alkoholu v krvi a destilované vodě

Anténa je zařízení, které se používá k vysílání nebo přijímání elektromagnetických vln. Antény lze klasifikovat buď podle provozních principů, anebo podle jejich použití. V současné době se antény stále více a více používají v mikrovlnné oblasti.[30]

2.5.1 Patch anténa (mikropásková)

Tato anténa má řadu výhod: nízká výrobní cena, malé rozměry, a jednoduchost výroby. Patch anténa je vyrobena z tenké ploché kovové desky, s velmi malou tlouškou ($0.01 \dots 0.1\lambda$) a je paralelní s plochou kovovou obrazovkou. Mezera mezi kovovou deskou a obrazovkou může být zaplněna dielektrickou vrstvou ($\epsilon_r = 2.5 \dots 10$, $\text{tg } \delta = 10^{-3} \dots 10^{-2}$), samotná anténa (mikropásková či obvodová patch anténa) se vyrábí technologií plošných spojů. Kovová deska má zpravidla obdélníkový tvar, přičemž vzdálenost mezi vyzařujícími stranami obdélníku, tj. délka nevyzařujících stran se téměř rovná polovině pracovní vlnové délky.

Frekvence Patch antény je určena délkou. Rezonanční frekvence se přibližně rovná:[24]

$$f_r \approx \frac{c}{2L\sqrt{\epsilon_r}} \quad (15)$$

Kde c je rychlost světla, L je délka antény, ϵ_r je relativní permitivita substrátu.

Z výše uvedené rovnice lze vidět, že by mikropásková anténa měla mít délku rovnající se poloviční vlnové délce v dielektrickém (substrátovém) médiu. [24] [25]

Šířka mikropáskové antény řídí vstupní impedanci. Zvýšením šířky lze snížit impedanci.

V případě, pokud je známá relativní permitivita ϵ_r substrátu, rezonanční frekvence a výška substrátu h , lze určit skutečnou šířku antény W ze vztahu:

$$W = \frac{c}{2f_r} \sqrt{\frac{2}{\epsilon_r + 1}} \quad (16)$$

A délku antény L :

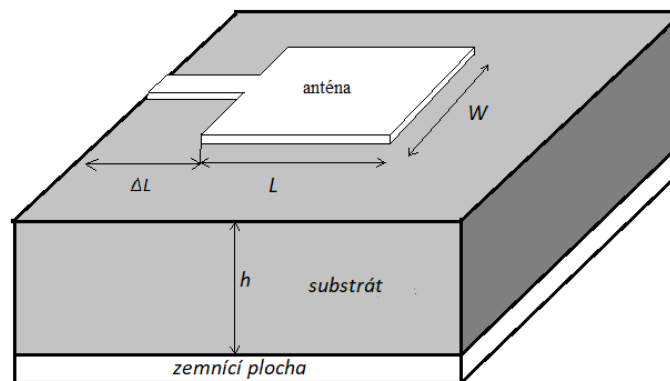
$$L = L_{eff} - 2\Delta L \quad (17)$$

$$L_{eff} = \frac{c}{2f_r \sqrt{\mathcal{E}_{eff}}} \quad (18)$$

$$\Delta L = 0.421 \cdot h \frac{(\mathcal{E}_{eff} + 0.3) \left(\frac{W}{h} + 0.264\right)}{(\mathcal{E}_{eff} - 0.258) \left(\frac{W}{h} + 0.8\right)} \quad (19)$$

Kde L_{eff} je efektivní délka antény, \mathcal{E}_{eff} je relativní efektivní permitivita substrátu, která se rovná:

$$\mathcal{E}_{eff} = \frac{\epsilon_r + 1}{2} + \frac{\epsilon_r - 1}{2} \left(1 + 12 \frac{h}{W}\right)^{-1} \quad (20)$$



Obrázek č. 6: Schéma patch antény

V současné době neexistuje žádný mikrovlnný senzor, který by byl určen právě ke měření alkoholu v krvi na základě této metody. K výhodám tohoto senzoru patří malé rozměry, jednoduchost použití a výroby, malá cena.

2.5.2 Bowtie anténa (motýlková)

Další širokopásmová anténa je anténa motýlkového typu. Má vynikající širokopásmové parametry a je aktivně využívána v elektrotechnice. Nejdůležitějšími částmi antény jsou dvě kovová ramena. Dielektrik se používá pro fixaci a nemá významný vliv na provoz antény. Při výšce substrátu 1,6 mm a zanedbané zemnicí rovině jsou vyloučeny ztráty v dielektriku v důsledku použití levného dielektrika se ztrátami, a proto je zajištěna vysoká účinnost záření. [26][27]

Rezonanční frekvence Bowtie antény se přibližně rovná[26]:

$$f_r = \frac{2c\sqrt{m^2+mn+n^2}}{3a\sqrt{\epsilon_r}} \quad (21)$$

Kde:

$$a = \frac{2c}{2f_r\sqrt{\epsilon_r}} \quad (22)$$

Délka ramene se vypočítá[26]:

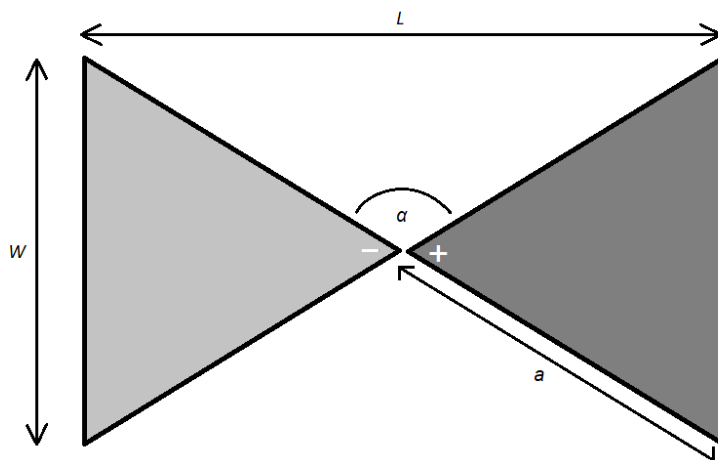
$$a_{eff} = a + \frac{h}{\sqrt{\epsilon_r}} \quad (23)$$

Vlnovou délku lze určit dle[26]:

$$\lambda_g = \frac{\lambda_0}{\sqrt{\epsilon_{eff}}} \quad (24)$$

$$\lambda_0 = \frac{c}{f} \quad (25)$$

Kde a - délka ramene, a_{eff} - efektivní délka ramene, f_r - rezonanční frekvence, c - rychlost světla, h - výška mikrovlnného substrátu, m a n určují pracovní vid antény, ϵ_r - relativní permitivita, λ_g - vlnová délka signálu, f - frekvence signálu.



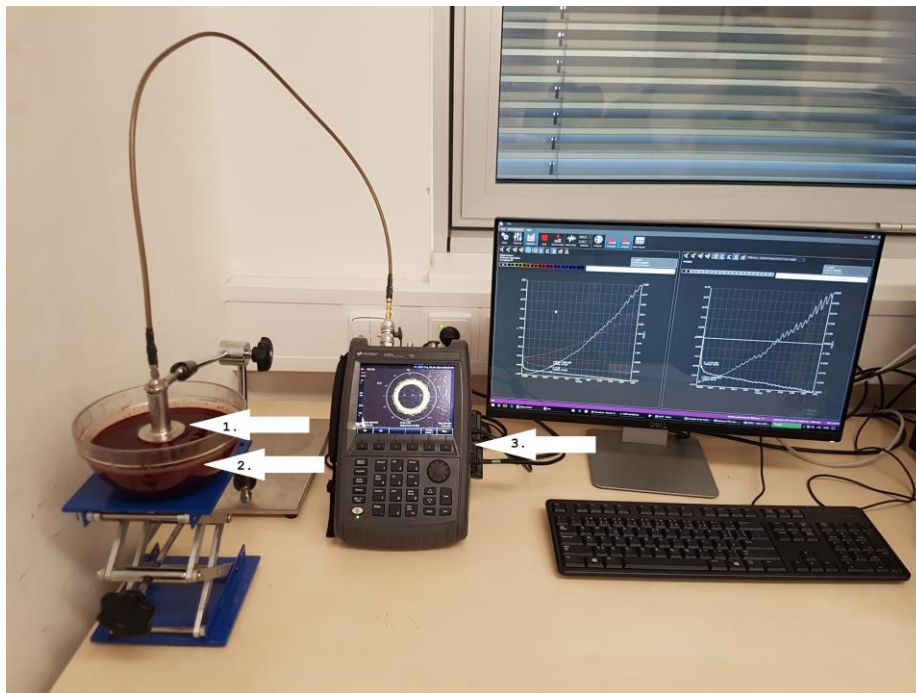
Obrázek č. 7: Schéma motýlkové antény

Výhodou je konstrukce antény, které poskytují nízké finanční náklady, zmenšenou velikost, jednoduchou geometrii a velkou odolnost vůči výrobním chybám.[26][27]

3 Výsledky

3.1 Výsledky měření roztoků koaxiální sondou

Měření bylo provedeno stejným způsobem jako na obrázku č. 8.

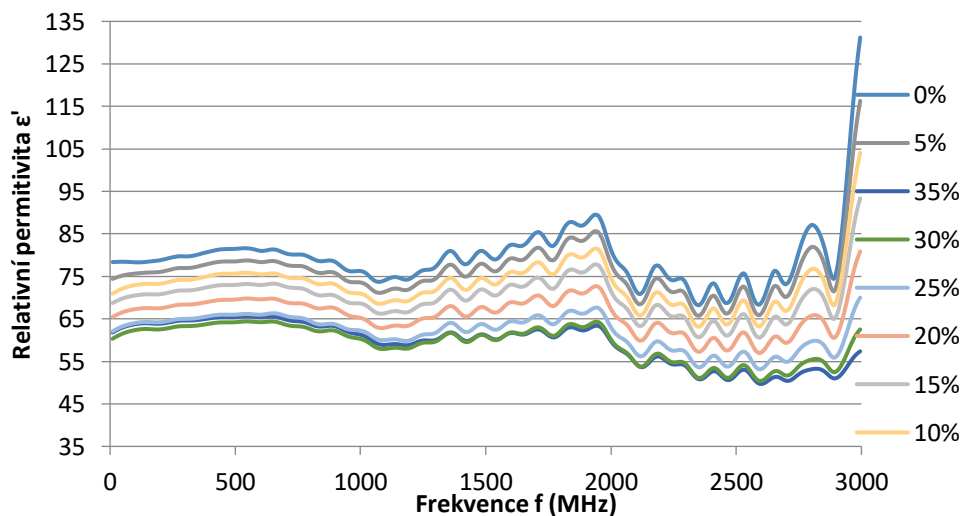


Obrázek č. 8: Proces měření

Na obrázku č. 8 jsou zobrazeny: 1. Koaxiální sonda na měření permittivity, 2. Měřený roztok krve, 3. Vektorový analyzátor obvodů připojený do počítače.

3.1.1 Měření vody

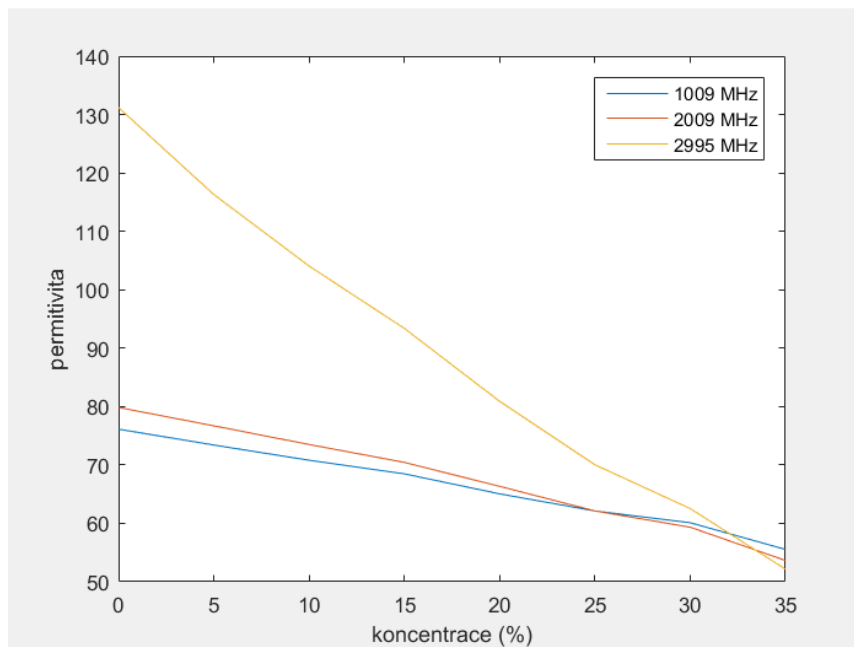
Směsi 98%-ní etanolu a vody namíchané podle vzorku o koncentracích 0%, 5%, 10%, 15%, 20%, 25%, 30% a 35%. Výsledky lze vidět na grafu č.1.



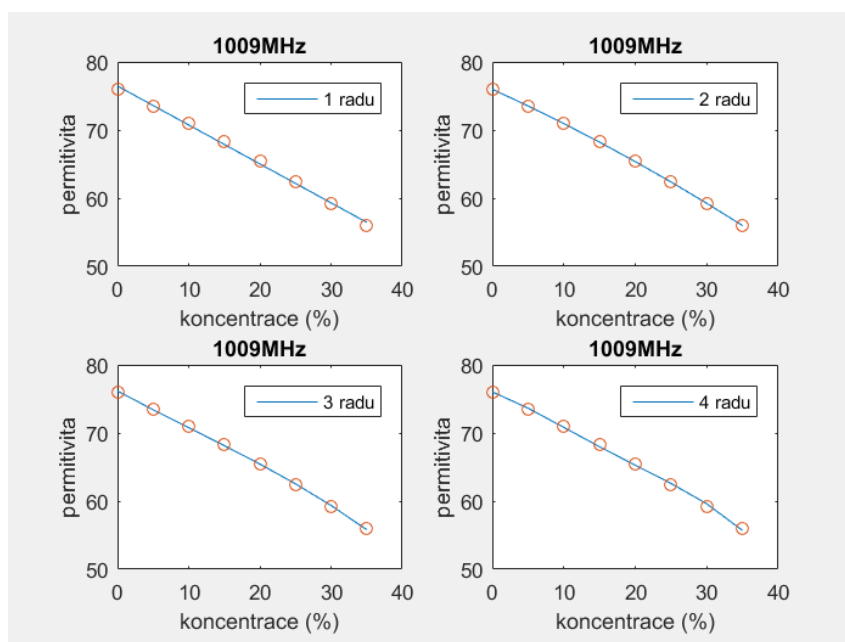
Graf č.1: graf závislosti relativní permittivity na frekvenci roztoků vody

Z grafu lze vydedukovat, že s rostoucí koncentrací etanolu relativní permitivita klesá. Při koncentracích 25 %, 30 % a 35 % nebyly zjištěny žádné velké změny.

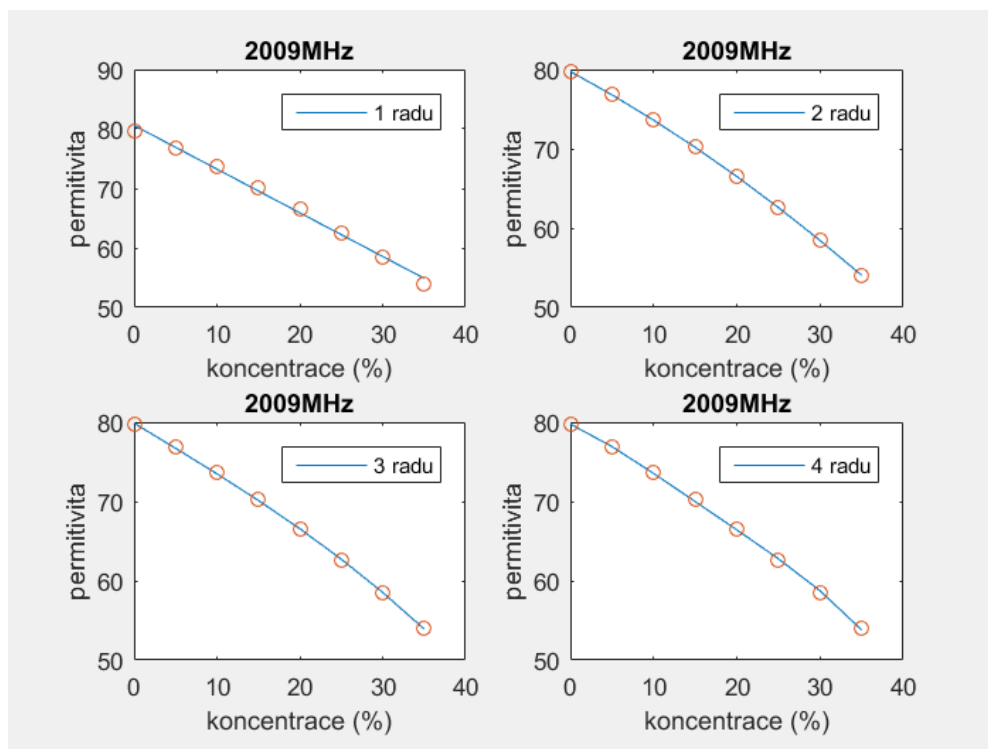
Výsledky analýzy byly zaznamenány v tabulce č.1 v příloze č.1.



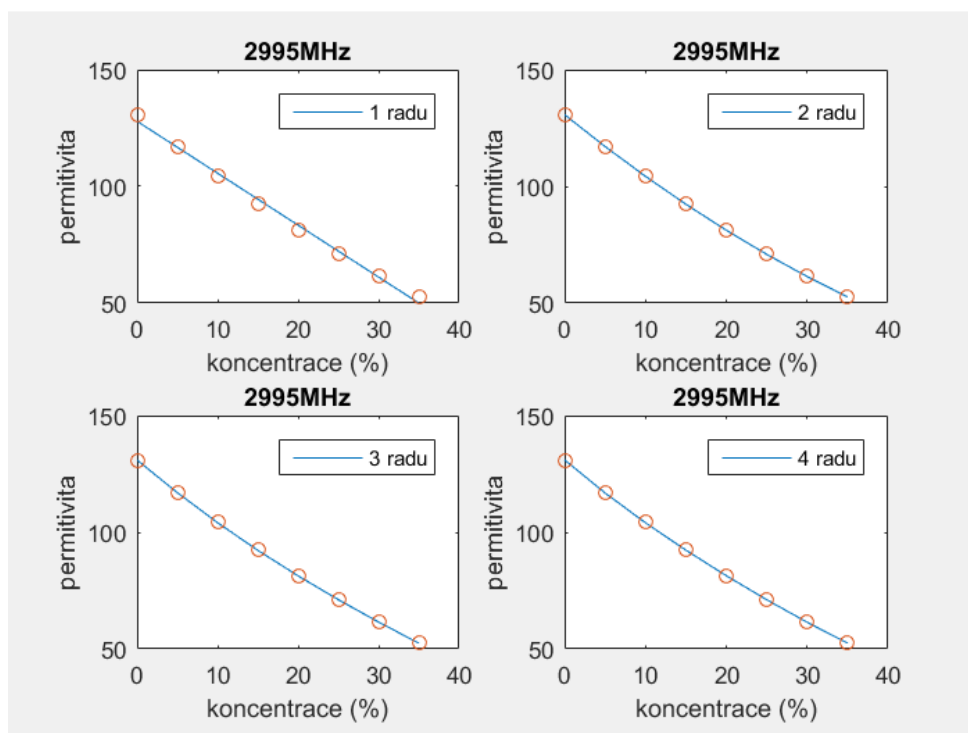
Obrázek č.9: Závislost relativní permitivity na koncentraci



Obrázek č. 10: Získané polynomy z měření roztoku vody a etanolu, frekvence 1009MHz



Obrázek č. 11: Získané polynomy z měření roztoku vody a etanolu, frekvence 2009MHz



Obrázek č. 12: Získané polynomy z měření roztoku vody a etanolu, frekvence 2995MHz

Získaný polynom:

$$1) \text{ pro } 1009 \text{ MHz} - y = 75.9873 + (-0.4775 \cdot x) + (-0.0027) \cdot x^2 \quad (26)$$

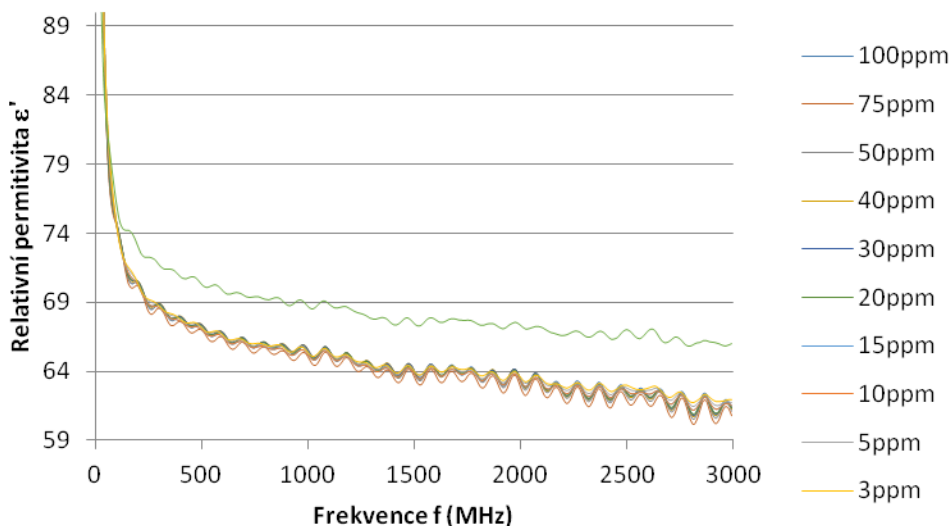
$$2) \text{ pro } 2009 \text{ MHz} - y = 79.747 + (-0.5652 \cdot x) + (-0.0048) \cdot x^2 \quad (27)$$

$$3) \text{ pro } 2995 \text{ MHz} - y = 130.7138 + (-2.8030 \cdot x) + (-0.0164) \cdot x^2 \quad (28)$$

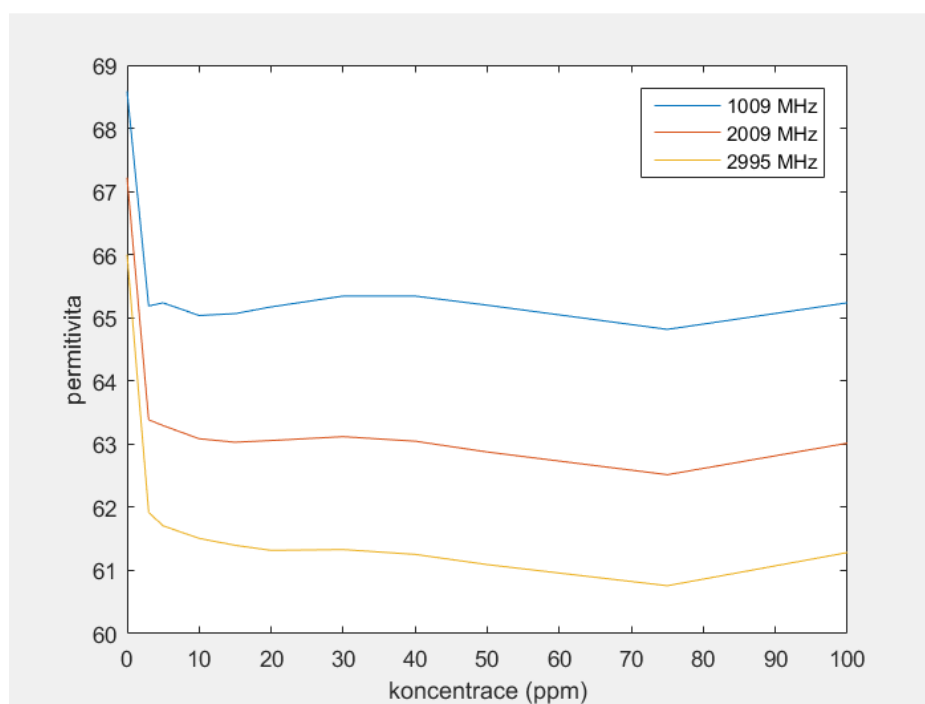
$$3) \text{ pro } 2995 \text{ MHz} - y = 130.7138 + (-2.8030 \cdot x) + (-0.0164) \cdot x^2 \quad (28)$$

3.1.2 Měření krve

Změřili jsme roztoky krve a etanolu s koncentrací 0 ppm až 100 ppm (0ppm, 3ppm, 5ppm, 10 ppm, 15 ppm, 20 ppm, 30 ppm, 40 ppm, 50 ppm, 75 ppm a 100 ppm). Když jsme přidali další množství etanolu do roztoku, krev se srážila. Výsledky jsme zaznamenali na grafu č.5.



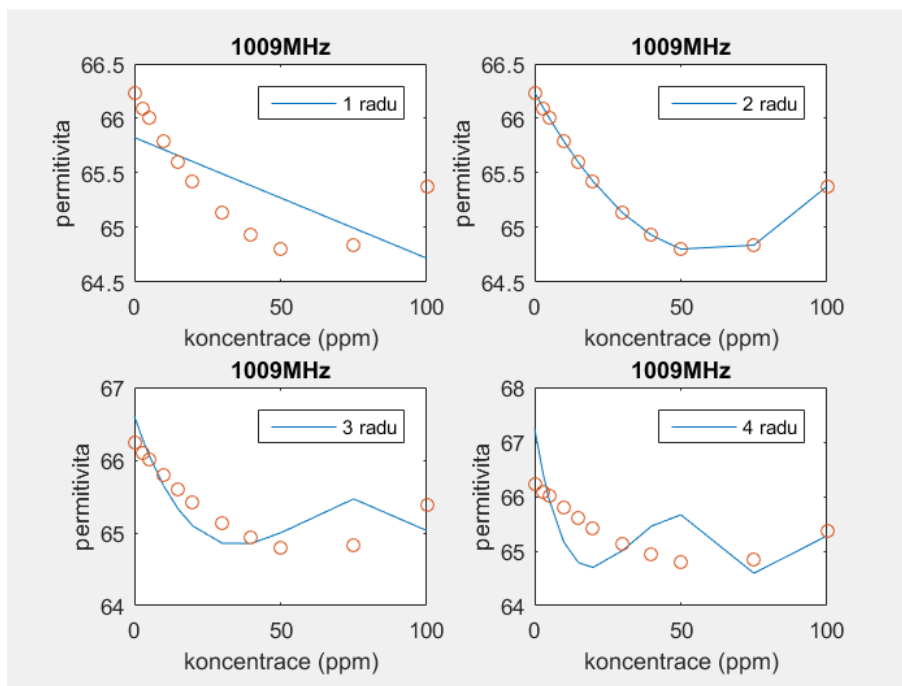
Graf č.2: graf závislosti relativní permitivity na frekvenci, měření roztoku krve



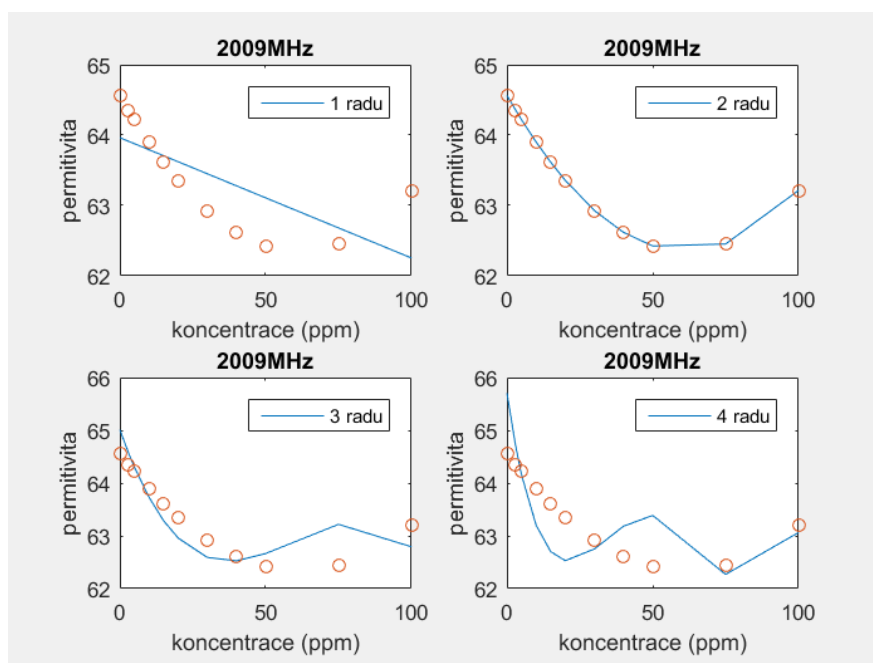
Obrázek č.13: Závislost relativní permittivity na koncentraci, měření roztoku krve

Při nulové koncentraci etanolu se permitivita krve v mikrovlnném pásmu od 100 MHz do 3000 MHz rovná 60-75. Po přidání etanolu dochází k prudkému poklesu hodnot

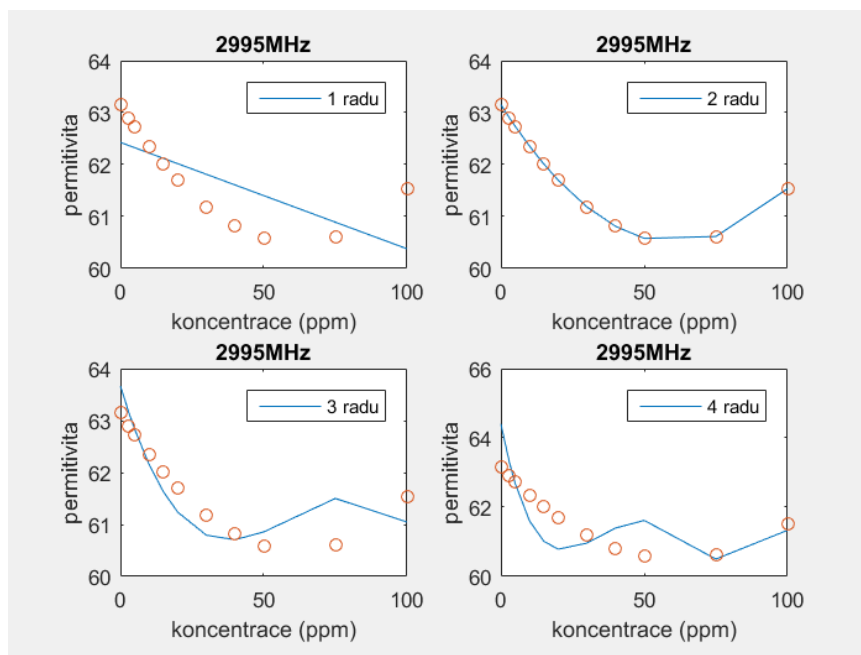
permittivity. Po přidání dalšího množství etanolu se permittivita mění velmi málo. Výsledky analýzy byly zaznamenány v tabulkách č.2, č.3 v příloze č.1.



Obrázek č.14: Získané polynomy z měření roztoku krve a etanolu, frekvence 1009MHz



Obrázek č. 15: Získané polynomy z měření roztoku krve a etanolu, frekvence 2009MHz



Obrázek č. 16: Získané polynomy z měření roztoku krve a etanolu, frekvence 2995MHz

Vypočtený polynom:

$$1) \text{ pro } 1009 \text{ MHz} - y=66.2375+(-0.0488 \cdot x)+0.0004 \cdot x^2 \quad (29)$$

$$2) \text{ pro } 2009 \text{ MHz} - y=64.5646+(-0.0721 \cdot x)+0.0006 \cdot x^2 \quad (30)$$

$$3) \text{ pro } 2995 \text{ MHz} - y=63.1509+(-0.0867 \cdot x)+0.0007 \cdot x^2 \quad (31)$$

3.1.3 Zpracování dat v programovém prostředí MATLAB

Dalším krokem bylo zpracování dat v MATLABu.

Získali jsme diskretní funkci popisující závislost permitivity na frekvence v roztoků o různých koncentracích. Byla provedena interpolace hodnot pomocí funkce `interp`.

Základní syntaxe je `y = interp(x, y, n)`, kde x je vektor bodů na ose x , vektor y obsahuje hodnoty v bodech vektoru x , n je nové dělení intervalu vymezeného vektorem x (jiné než x) a n je vektor interpolovaných hodnot. Hodnoty z vektorů x a y se použijí jako opěrné body, jimiž se proloží požadovaná křivka.[29]

`p = polyfit(x, y, n)` vrací koeficienty pro polynom $p(x)$ stupně n , který je nejvhodnější (v nejmenším čtvercovém smyslu) pro data v y . Koeficienty v p mají sestupné síly a délka p je $n + 1$. [30]

Získaný polynom má tvar $y = p1 \cdot x^n + p2 \cdot x^{n-1} + p3 \cdot x^{n-2} \dots$ kde y je koncentrace, x je permitivita roztoku. Pro zobrazení polynomů jsem použila funkci `polyval`.

..

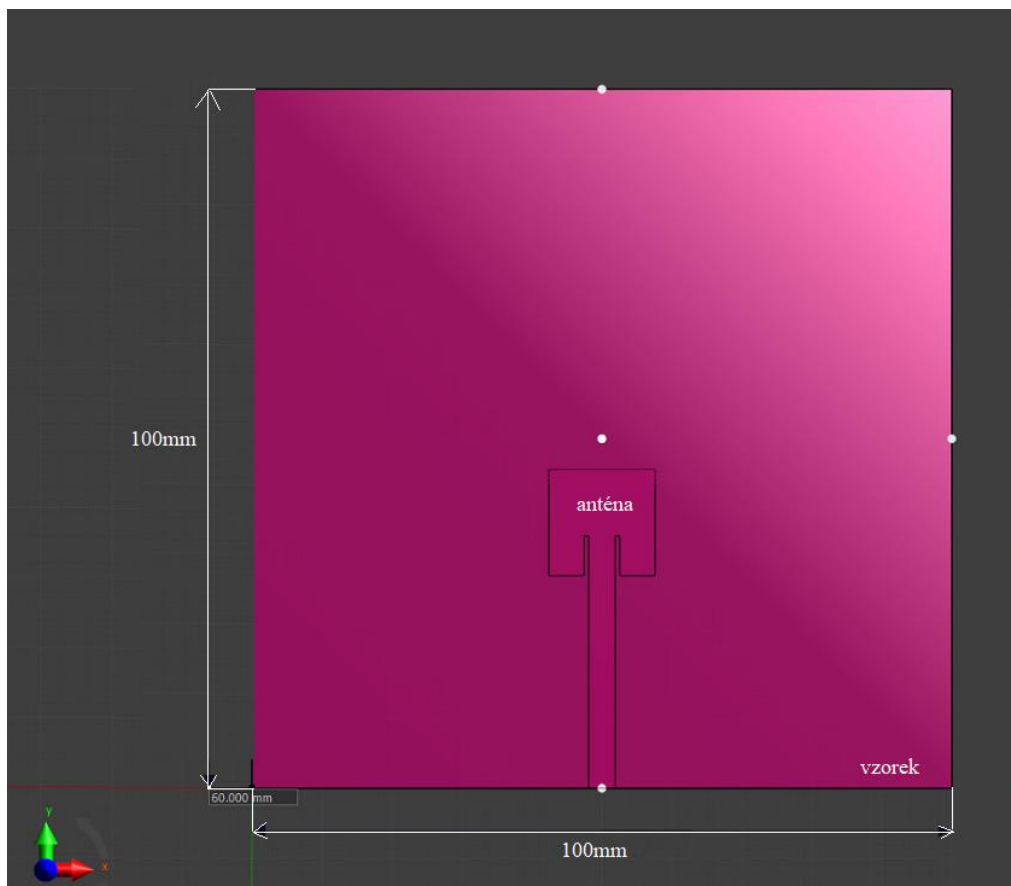
3.2 Výsledky simulace

Pro měření obsahu alkoholu v krvi a destilované vodě byly vybrány dva modely. Jeden model pracoval na základě Patch antény a druhý na základě Bowtie antény Program sim4life byl použit jako simulátor elektromagnetického pole. Provedla jsem simulaci roztoků vody a etanolu o koncentracích 0 %, 10 %, 15 %, 20 %, 25 %, 30 % a 35 %, a roztoků krvi s etanolem o koncentracích 0 ppm, 3 ppm, 5 ppm a 9 ppm.

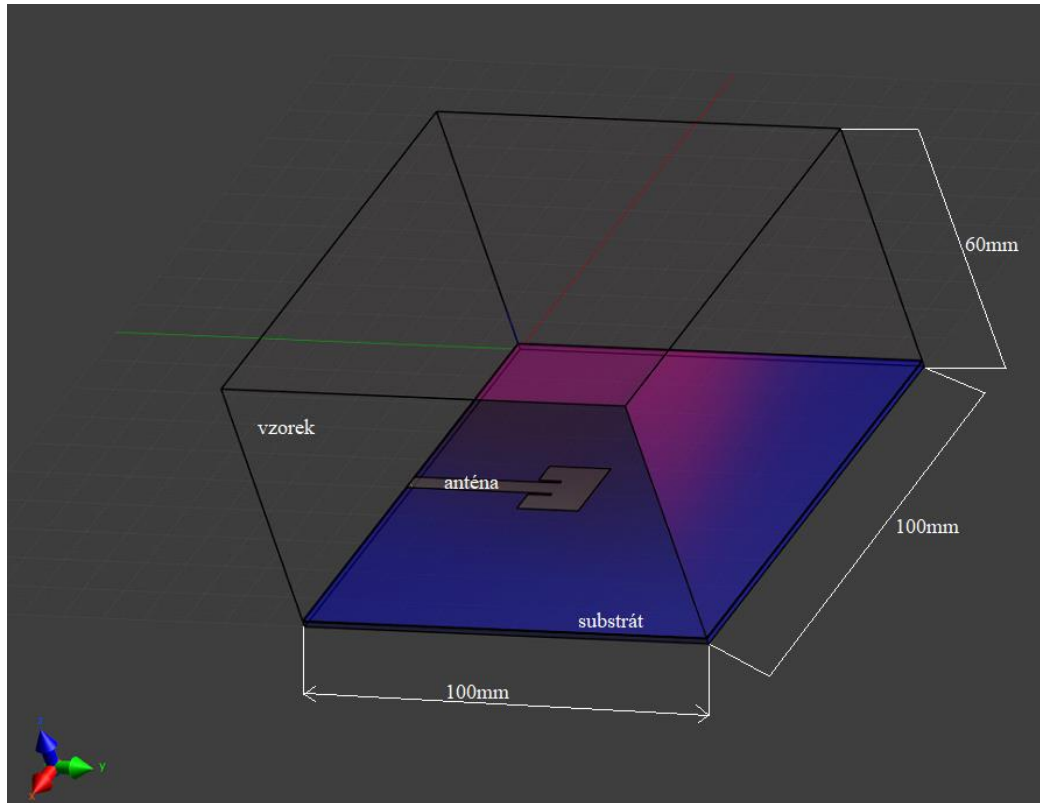
3.2.1 Patch anténa

Model antény se skládal z:

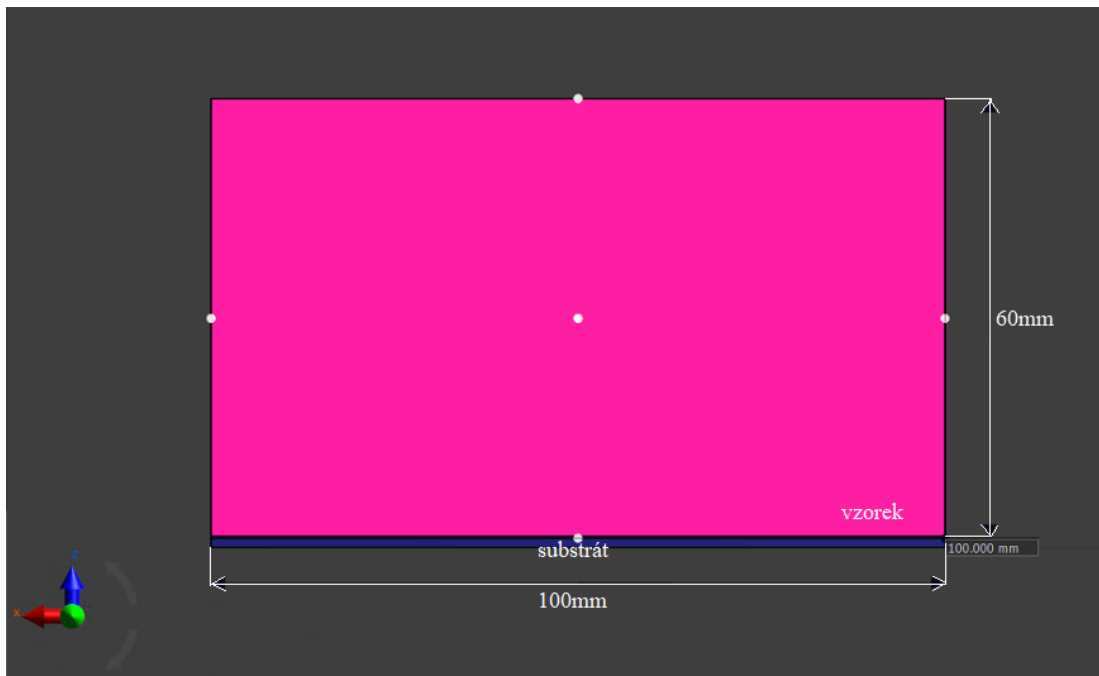
- 1) substrátu,
- 2) země,
- 3) samotné antény,
- 4) zdroje elektromagnetického pole,
- 5) vzorek.



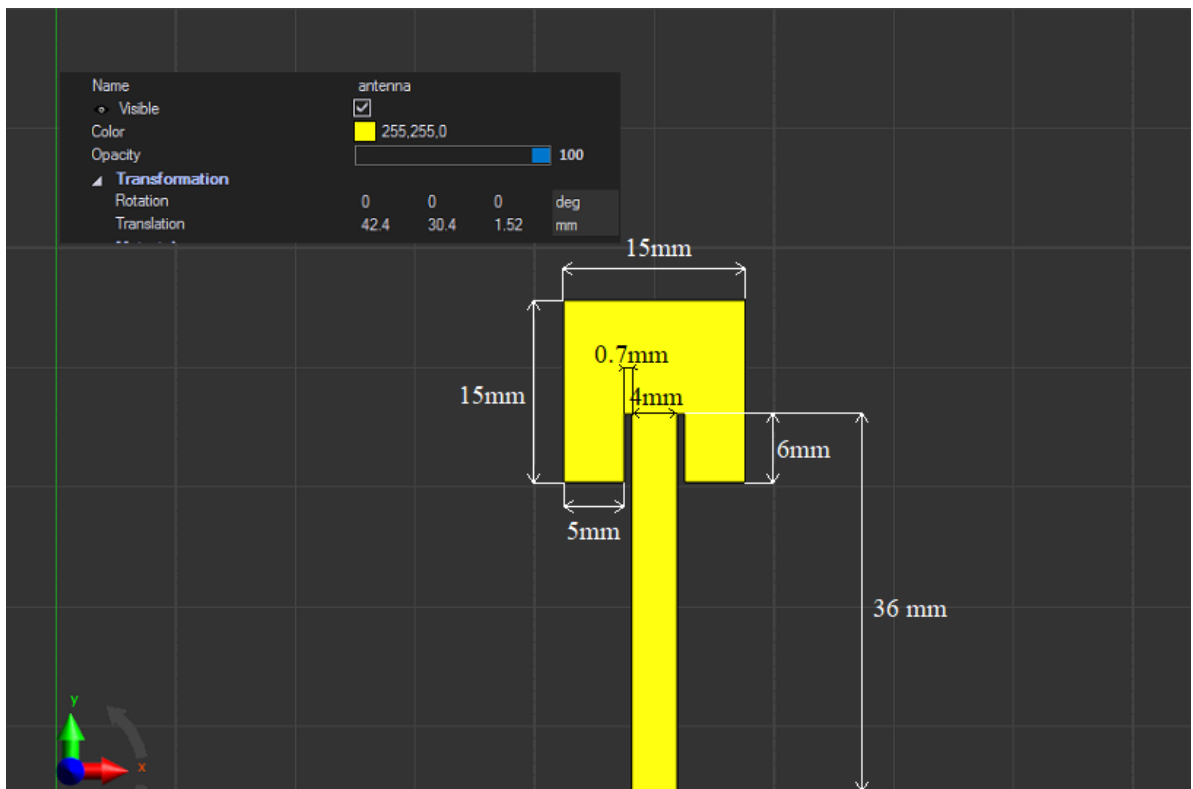
Obrázek č. 17: Model Patch antény v sim4life, vzhled shora



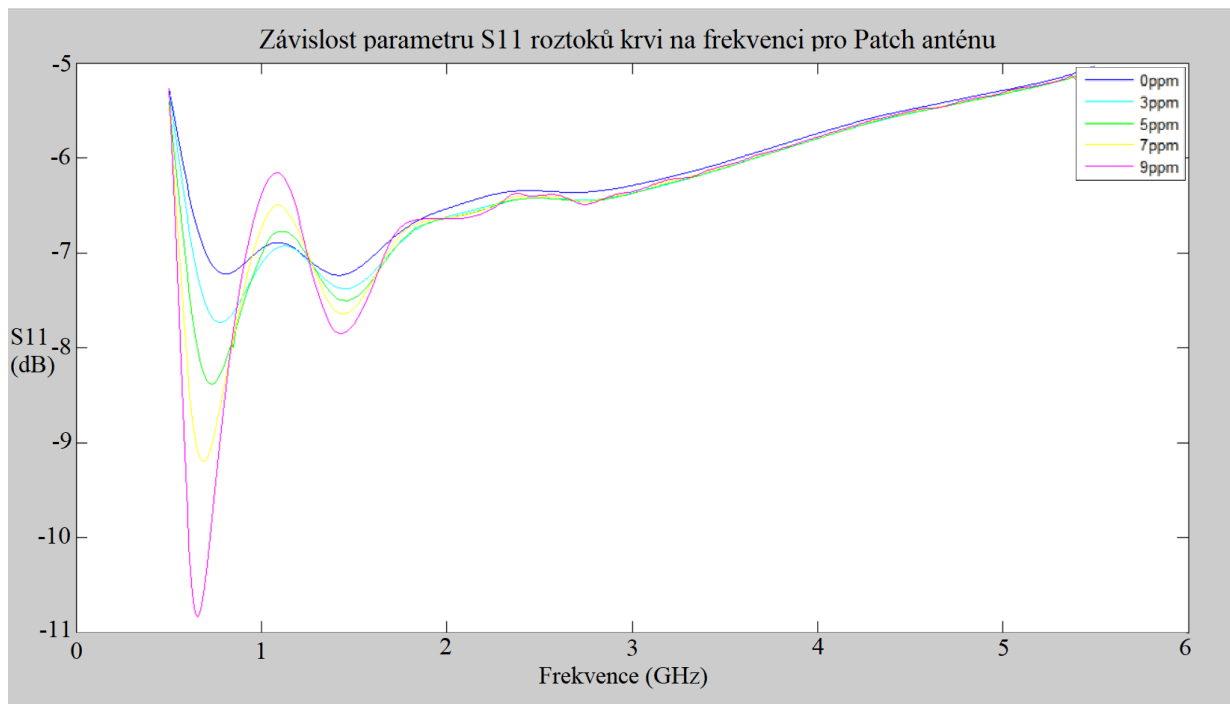
Obrázek č. 18: Model Patch antény v sim4life, vzhled ze strany 1



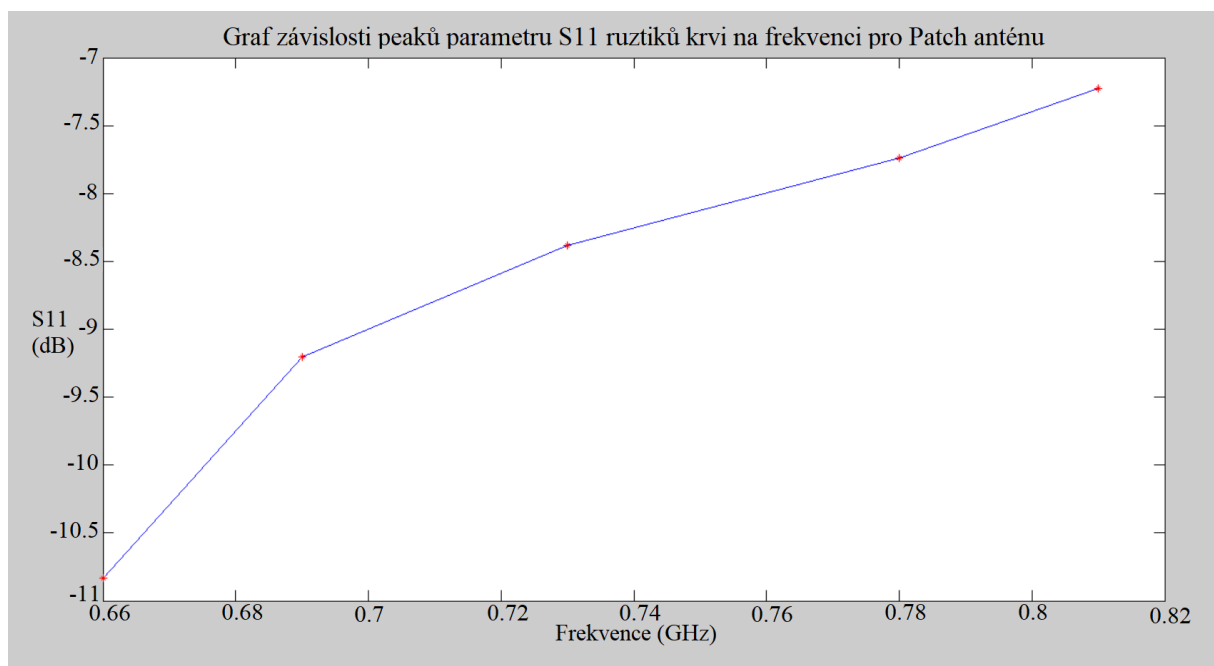
Obrázek č. 19: Model Patch antény v sim4life, vzhled ze strany 2



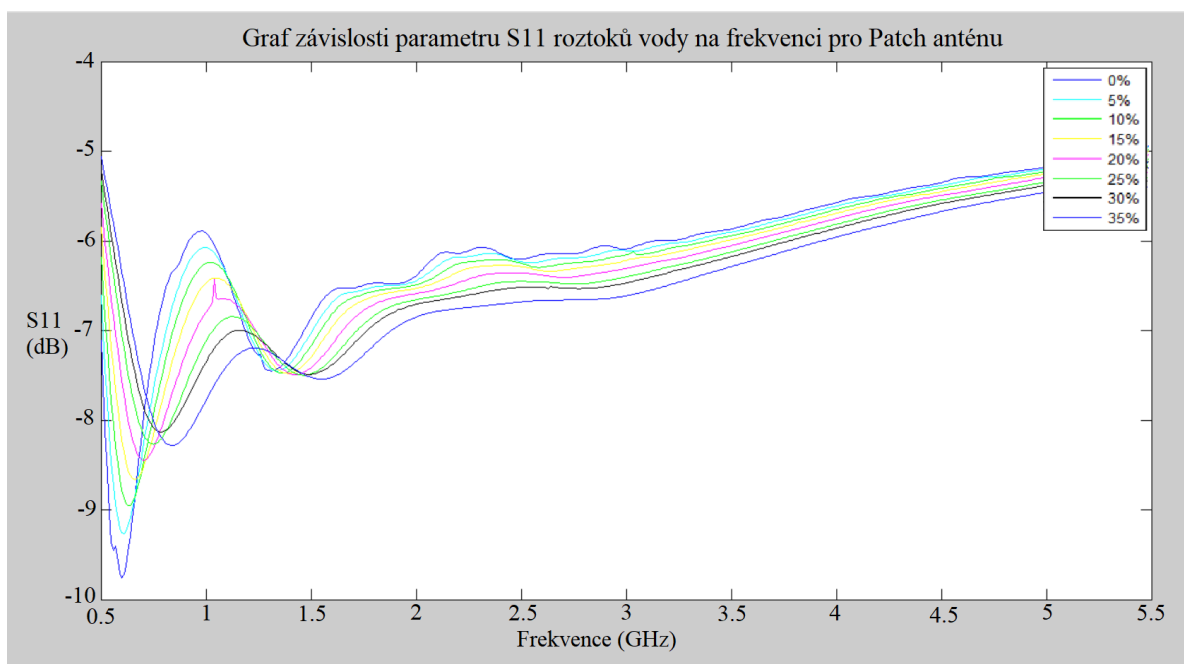
Obrázek č. 20: Model samotné Patch antény v sim4life



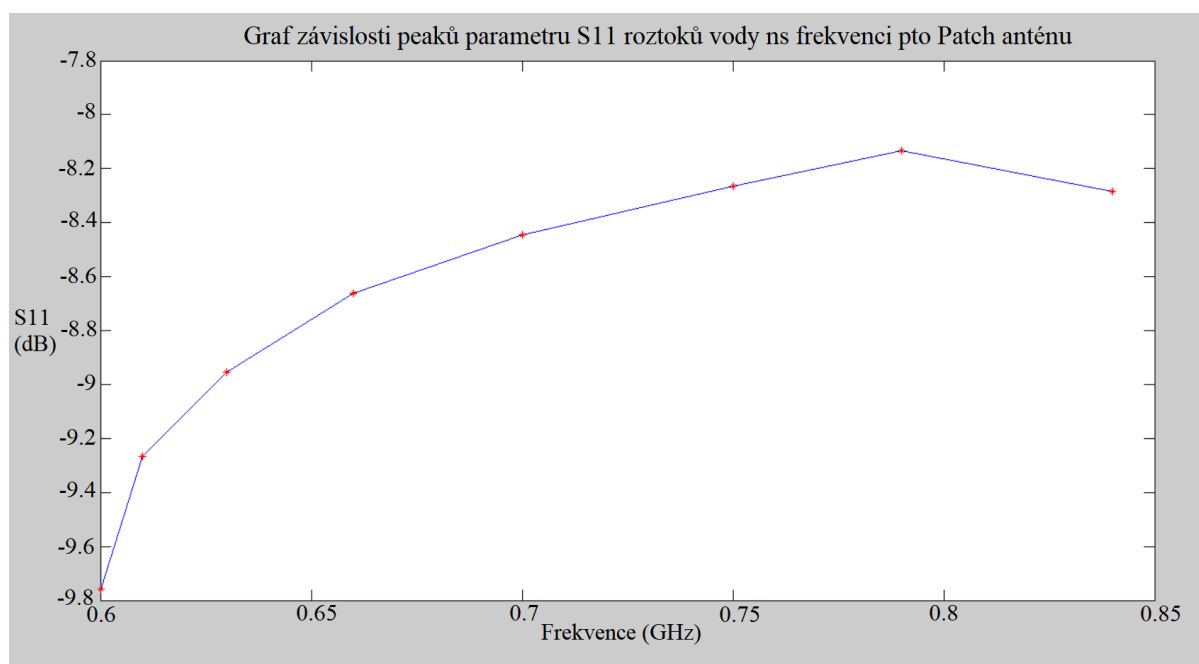
Obrázek č. 21: Výsledný graf simulace Patch antény pro roztoky krvi a etanolu



Obrázek č. 22: Graf závislosti S_{11} parametru na rezonanční frekvenci Patch antény pro roztoky krvi a etanolu



Obrázek č. 23: Výsledný graf simulace Patch antény pro roztoky vody a etanolu

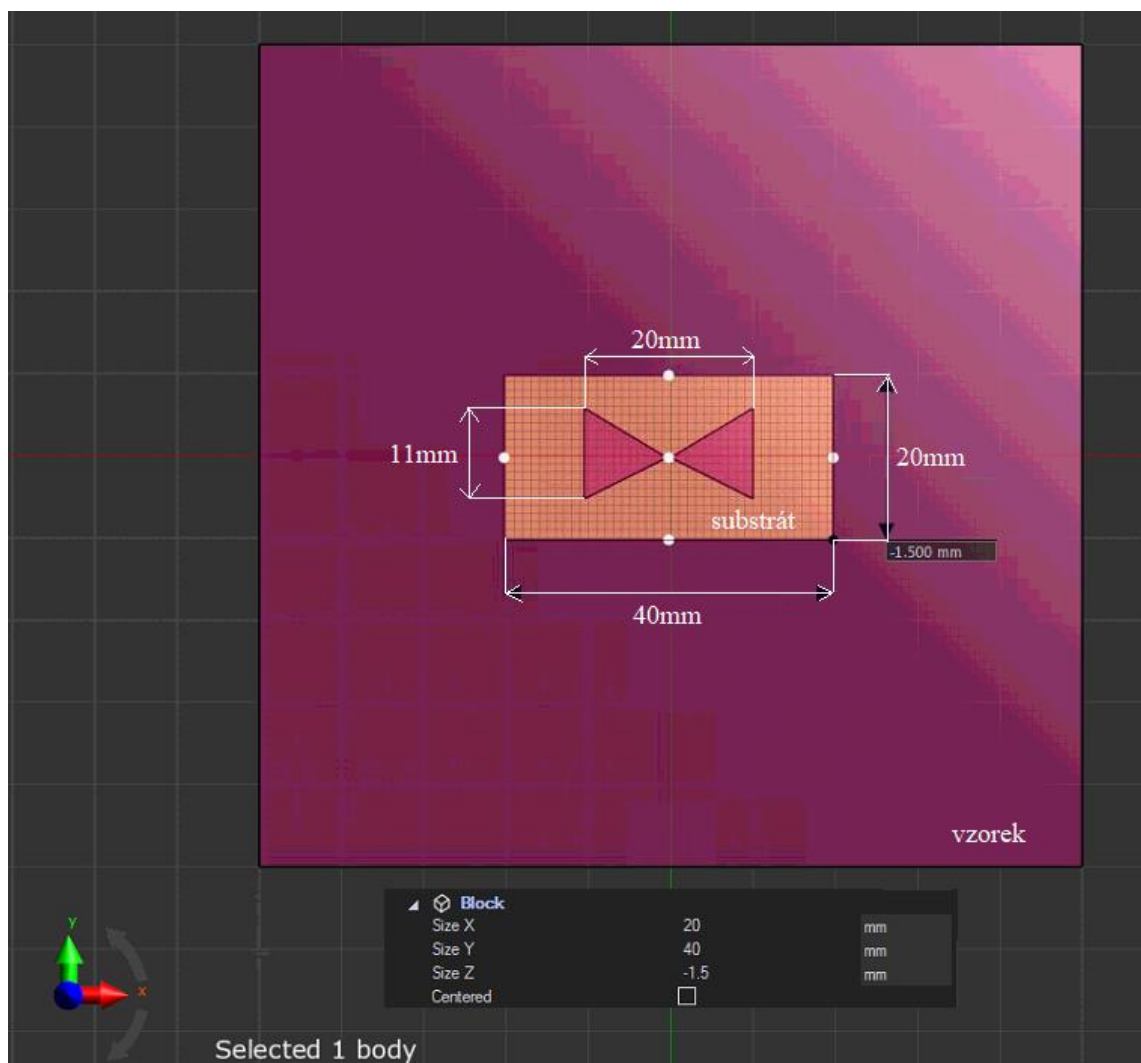


Obrázek č. 24: Graf závislosti S_{11} parametru na rezonanční frekvenci Patch antény pro roztoky vody a etanolu

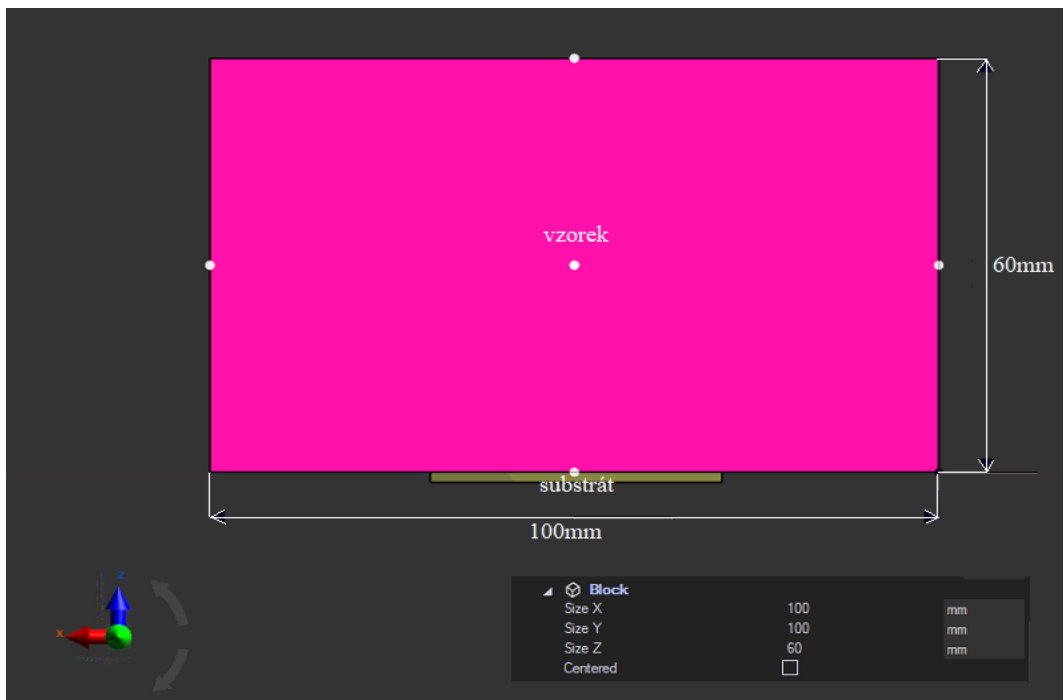
3.2.2 Bowtie anténa

Model antény se skládá z:

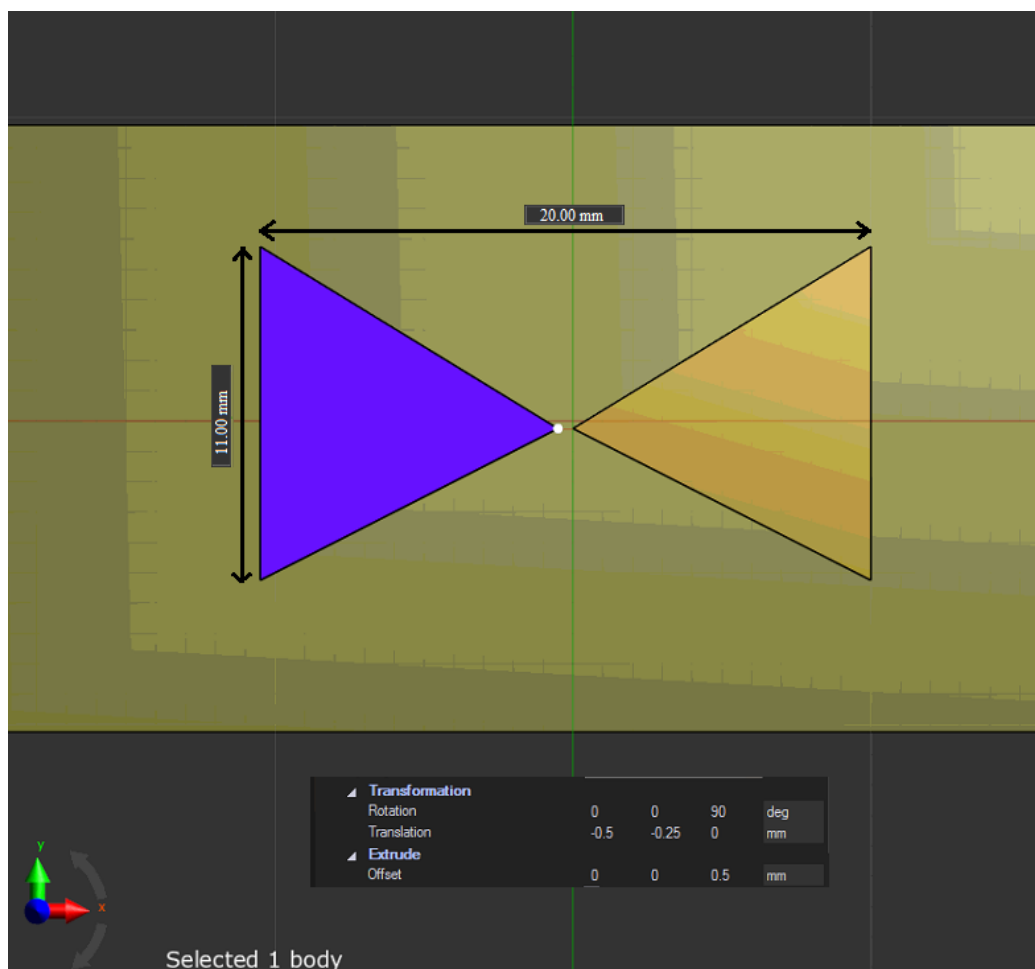
- 1) substrátu,
- 2) samotné antény,
- 3) zdroje elektromagnetického pole,
- 4) vzorek.



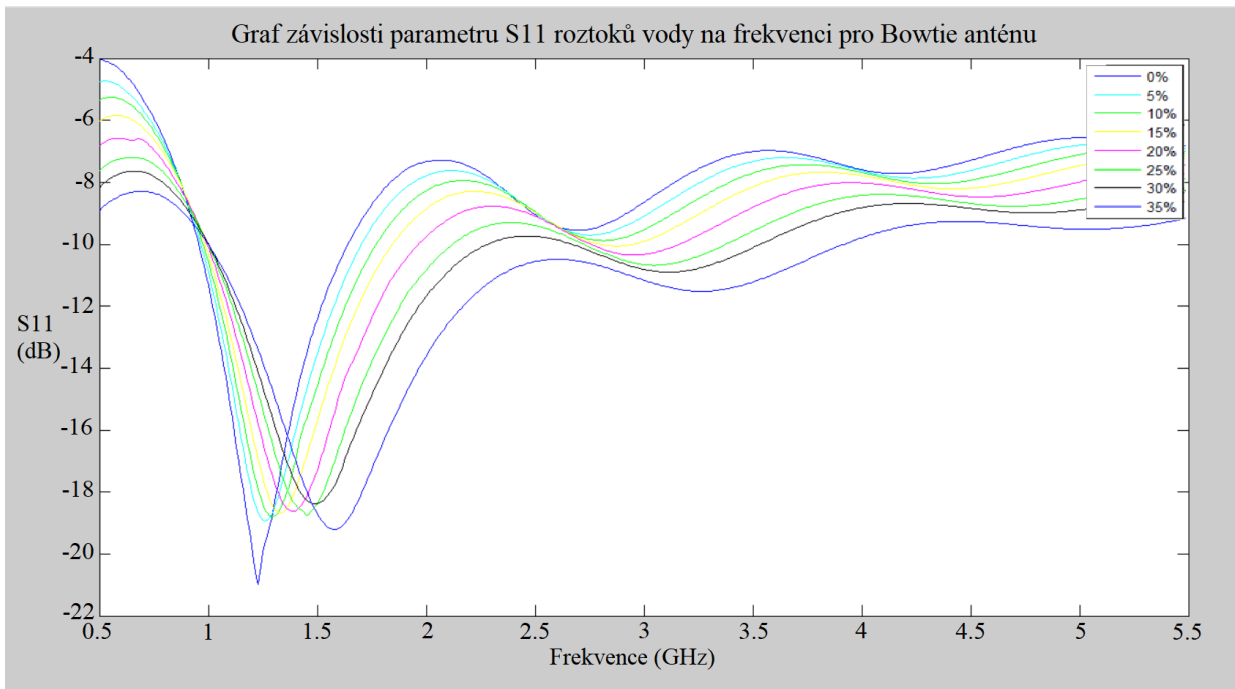
Obrázek č. 25: Model Bowtie antény v sim4life, vzhled shora



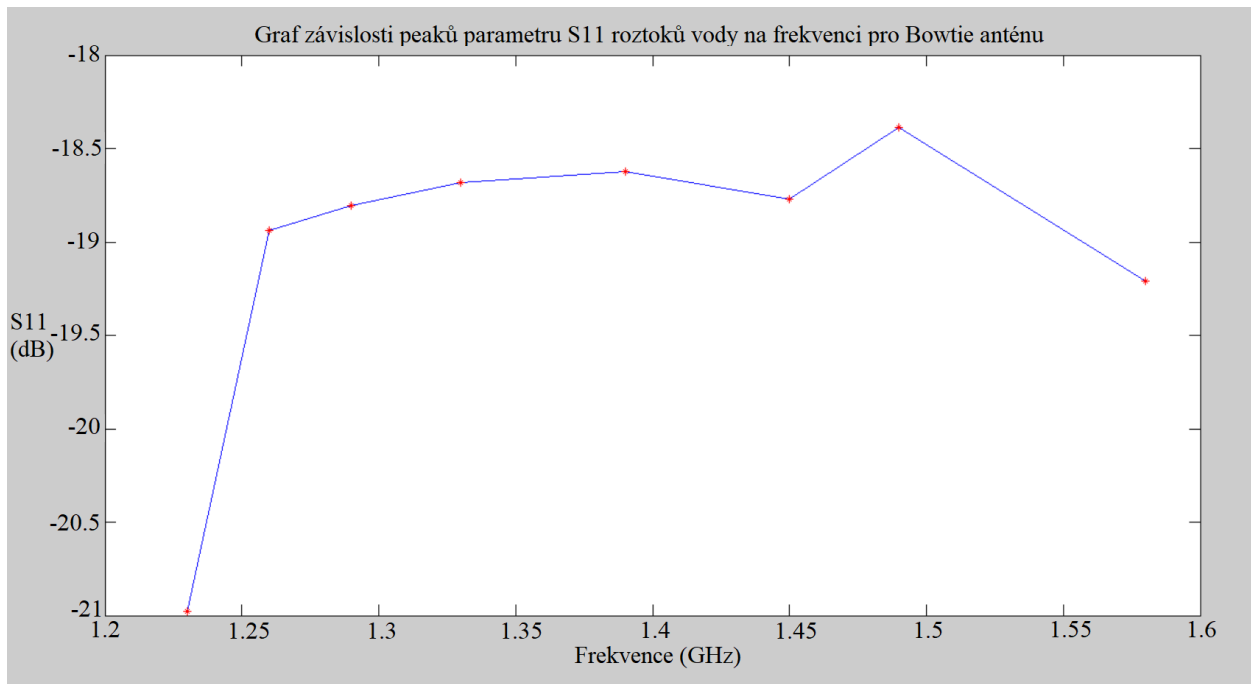
Obrázek č. 26: Model Bowtie antény v sim4life, vzhled ze strany



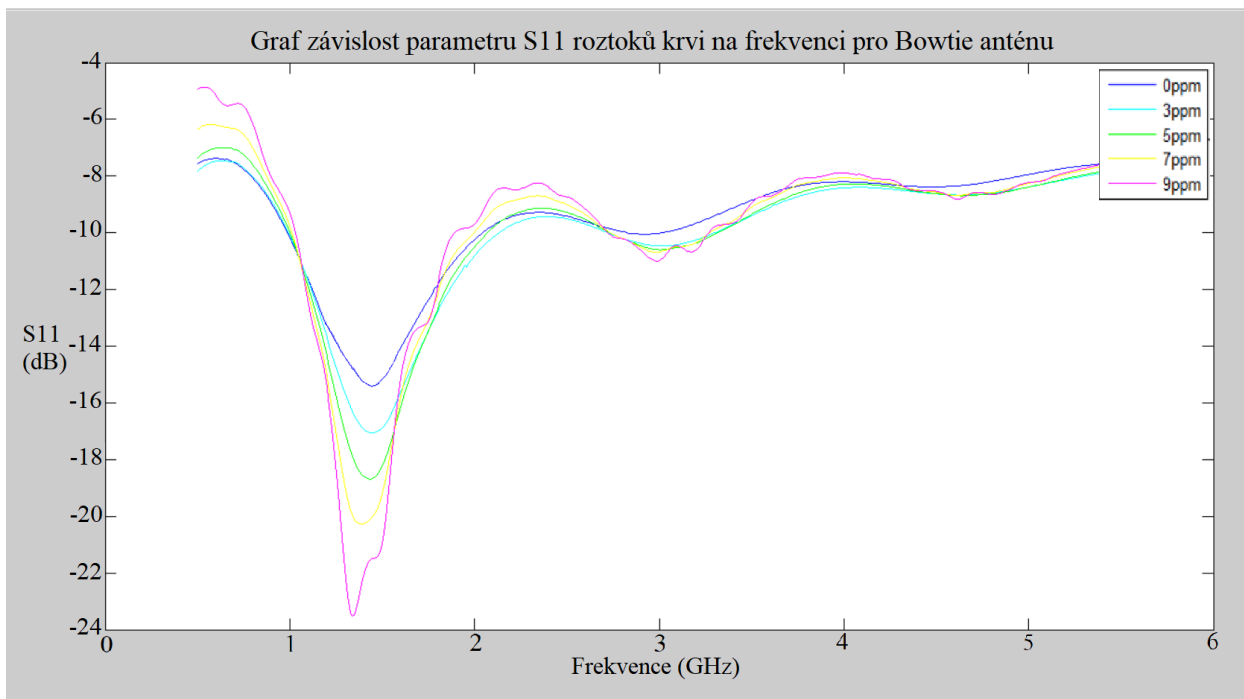
Obrázek č. 27: Model samotné Bowtie antény v sim4life



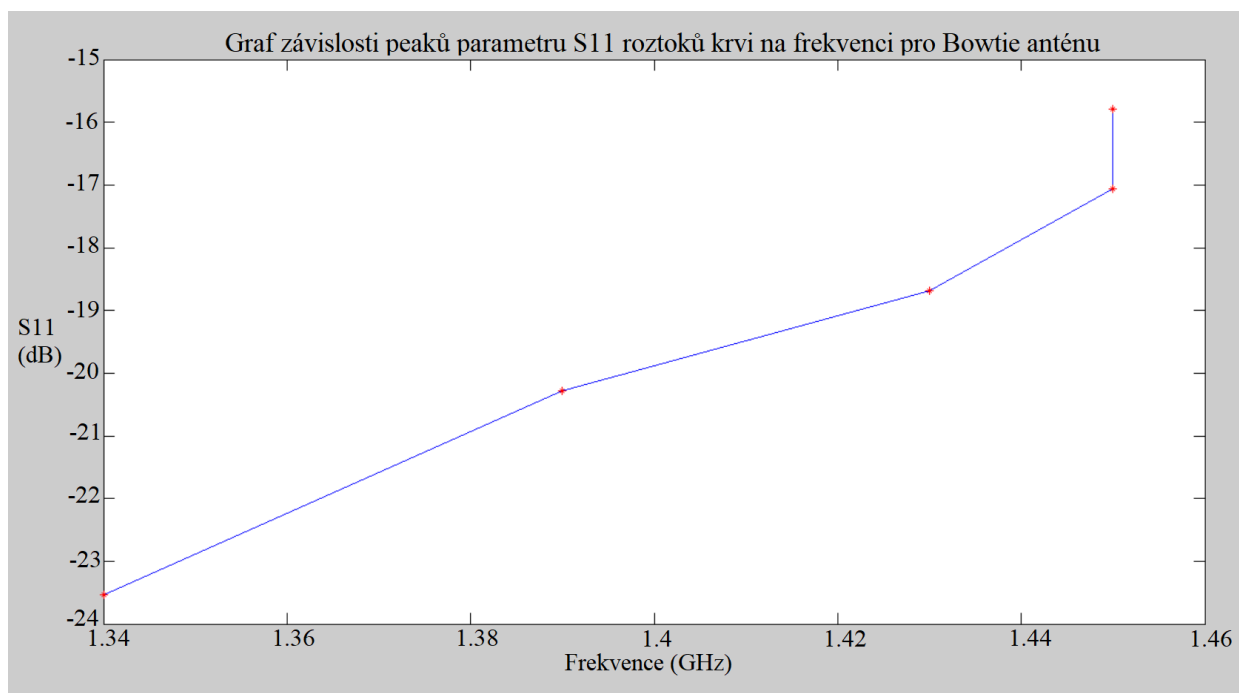
Obrázek č. 28: Výsledný graf simulace Bowtie antény pro roztoky vody a etanolu



Obrázek č. 29: Graf závislosti S_{11} parametru na rezonanční frekvenci Bowtie antény pro roztoky vody a etanolu



Obrázek č. 30: Výsledný graf simulace Bowtie antény pro roztoky krvi a etanolu



Obrázek č. 31: Graf závislosti S11 parametru na rezonanční frekvenci Bowtie antény pro roztoky krvi a etanolu

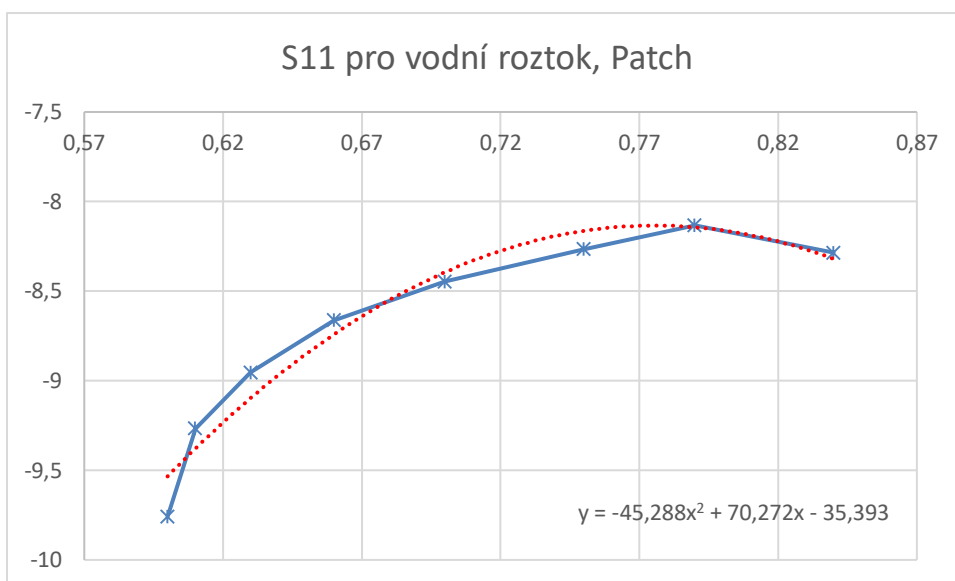
3.2.3 Shrnutí simulaci

V programu Sim4Life byla provedena simulace roztoků vody s ethanolem a krve s ethanolem dvou navržených modelů mikrovlnných senzorů. V důsledku simulace byly získány grafy parametru S_{11} při vysokých frekvencích (od 0,5 GHz do 5,5 GHz). Graf koeficientu odrazu vůči frekvenci mikrovlnného zařízení je křivka ve tvaru písmene V. Při určité frekvenci je koeficient odrazu minimální (tj. odezva je maximální) a tato frekvence je rezonanční frekvence.

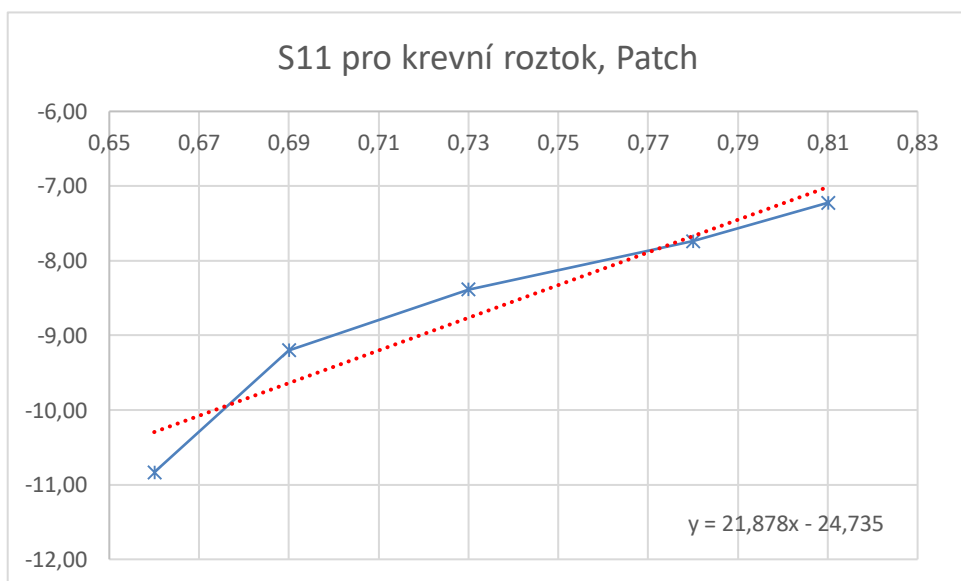
Závislost koeficientu odrazu na rezonanční frekvenci byla zaznamenána v samostatných grafech (č. 3, č. 4, č. 5, č. 6). Bowtie anténa je citlivější na změny v parametru S_{11} . Má větší rozdíl mezi minimální a maximální hodnotou koeficientu odrazu (max. -15,74 dB, min. -23,54 dB pro roztok krve, max. -18,39 dB, min. -20,98 dB pro roztok vody). Patch anténa měla menší rozdíl (max. -7,22 dB, min. -10,45 dB pro roztok krve, max. -8,13 dB, min. -9,76 dB pro roztok vody).

Ale Patch anténa měla větší rozdíl rezonanční frekvence (max. 0.81 GHz, min. 0.66 GHz pro roztok krve, max. 0.84 GHz, min. 0.84 GHz pro roztok vody) než anténa Bowtie (max. 1.45 GHz, min. 1.34 GHz pro roztok krve, max. 1.58 GHz, min. 1.23 GHz pro roztok vody)

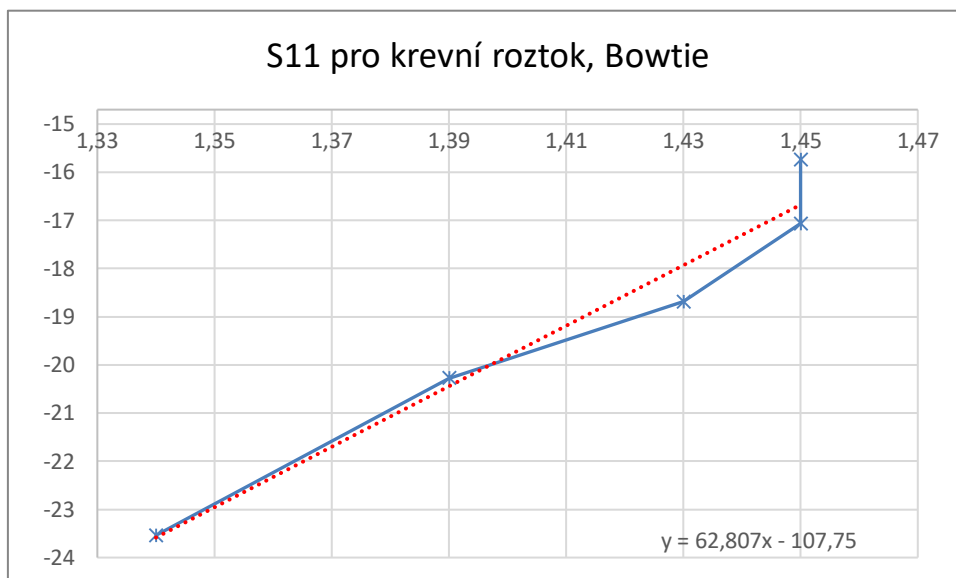
Výsledky analýzy byly zaznamenány v tabulkách č.11, č.12, č.13, č.14 v příloze č.1.



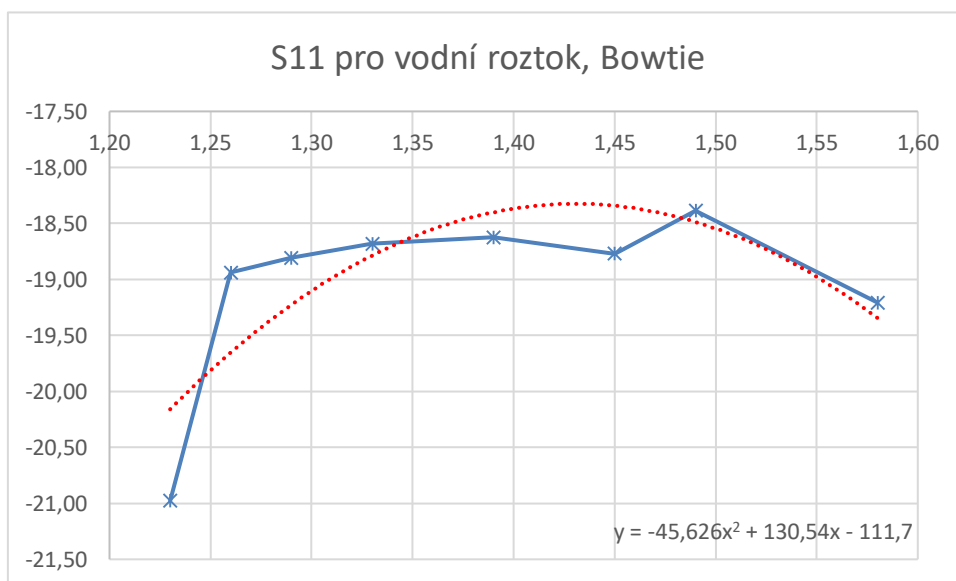
Graf č.3: Trend závislosti S_{11} parametru na frekvenci pro vodní roztok, Patch anténa



Graf č.4: Trend závislosti S_{11} parametru na frekvenci pro krevní roztok, Patch anténa



Graf č.5: Trend závislosti S_{11} parametru na frekvenci pro vodní roztok, Bowtie anténa



Graf č.6: Trend závislosti S_{11} parametru na frekvenci pro krevní roztok, Bowtie anténa

4 Diskuse

V této bakalářské práci bylo stanoveno několik hlavních cílů. Prvním cílem bylo zvolit vhodnou metodu měření dielektrických parametrů směsi a etanolu ve frekvenčním pásmu 0,1 - 3 GHz. Připravila jsem několik směsí vody s etanolem a krve s etanolem. Pro experiment byla odebrána čerstvá vepřová krev a použita destilovaná voda a 98% etanol. Je známo, že se krev může srážet, když se do ní přidá alkohol. Srážení krve může pak vést k nesprávným výsledkům. Proto jsem do krve přidala speciální trombolitika – 0,129 M citronan trisodný. Přesto se krev srážela při koncentraci 75 % a více. Potenciálním pacientem je však živý člověk, a proto není zapotřebí provádět měření tak vysokých koncentrací, jelikož smrtelnou koncentrací alkoholu v krvi člověka je koncentrace od 5 ppm (0,5%).

Koncentrace vodních roztoků činily 0%, 5%, 10%, 15%, 20%, 25% a 30%. Krevní roztoky byly připraveny v koncentracích 0 ppm, 3 ppm, 5 ppm, 10 ppm, 20 ppm, 30 ppm, 40 ppm, 50 ppm, 75 ppm a 100 ppm. Objem každého roztoku činil 500 ml. Podmínky měření každého roztoku byly stejné, neboť i nejmenší změny by mohly vést k chybným výsledkům. Abychom dosáhli co nejpřesnějších výsledků, provedli statistickou analýzu a vyhnuli se náhodným chybám, byl změřen každý roztok desetkrát. Měření dielektrických parametrů bylo provedeno dle metody otevřeného konce, která umožňuje přesně určit vodivost a permitivitu roztoku. Součástí této metody je použití speciální sondy. Výsledkem měření jsou hodnoty dielektrických parametrů každého roztoku – vodivost a permitivita, které se vypočítaly na základě frekvence vysílaného pole (viz. grafy č.1 a č.2). Z grafu je vidět, že koncentrace nemá už skoro žádný vliv na tvar křivky, avšak lze vidět posun podél osy permitivity. K největšímu posunu křivky při zvýšení koncentraci došlo v oblasti vyšších frekvencí. Čím větší je obsah etanolu v roztoku, tím nižší je hodnota permitivity.

Pro další zpracování dat a možnost analýzy chování roztoku v různých oblastech frekvenčního rozsahu byly zvoleny hodnoty permitivity ve frekvencích 1009 MHz, 2009 MHz a 2995 MHz. Získané hodnoty byly zpracovány v programu MATLAB. Poté byl napsán kód, jehož hlavním úkolem bylo najít vhodný polynom, který by popisoval závislost permitivity na koncentraci. V našem případě to byl polynom druhého řádu. Výsledky jsou uvedeny v tabulkách č.5, č.6, č.7, č.8, č.9, č.10 v příloze č.1. Nejmenší nejistota typu A vodního roztoku je 0.172, což představuje 0,26 % skutečné hodnoty permitivity a 0.155 pro krevní roztok, což představuje 0,20 % skutečné hodnoty permitivity. Nejvyšší kombinovaná nejistota je 0.173 pro roztok vody a 0,155. pro roztok krve, což představuje 0,26 % a 0,20 % z odpovídajících hodnot permitivity. Tyto nejistoty jsou považovány za poměrně malé, což svědčí o vysoké přesnosti metody.

Posledním úkolem práce bylo navrhnout mikrovlnný senzor pro měření etanolu v krvi. V simulátoru elektromagnetického pole byly vytvořeny modely v programu sim4life. Výhodami tohoto programu jsou rychlost a snadnost použití. Nabídla jsem dva modely senzoru. Základní součástí prvního modelu senzoru je Patch anténa a druhého – anténa Bowtie. Do každého modelu jsem zavedla hodnoty permitivity a vodivosti roztoku, které byly změřeny v praktické části, a sledovala jsem parametr S_{11} ve vysokých frekvencích, tj. v oblasti mikrovln. V důsledku simulací modelů byly získány grafy, které znázorňují závislost koeficientu odrazu na frekvenci.

Z výsledků simulace lze vidět, že se tyto dvě antény liší i podle rezonančních frekvencí. Rezonanční frekvence byla pro stejné roztoky nižší u Patch antény než u antény Bowtie. Také z tabulek č. 11, č. 12, č. 13, č. 14 v příloze č. 1 můžeme vidět rozdíl v chování roztoků vody s etanolem a krve s etanolem. Při zvýšení koncentrace alkoholu ve vodním roztoku se parametr S_{11} snížil a rezonanční frekvence se zvýšila u obou modelů. V případě roztoků krve s etanolem byla situace opačná: hodnota parametru S_{11} při zvýšení koncentrace alkoholu stoupla a rezonanční frekvence klesla.

V důsledku toho byly získány tři vzájemně závislé proměnné: koncentraci etanolu v roztoku, hodnotu koeficientu odrazu a frekvenci. Jejich závislost je vidět na grafech č. 3, č. 4, č. 5 a č. 6. Trendy grafů ukazují, že se parametry S_{11} krevních roztoků s etanolem mění lineárně a parametry vodních roztoků s etanolem – nelineárně (trend je polynomem druhého řádu). Jelikož máme tři závislé proměnné, bude snadné spočítat třetí závislou hodnotu, pokud máme k dispozici dvě z nich. V našem případě budeme při použití navrhovaného senzoru mít rezonanční frekvenci antény a koeficient odrazu měřeného roztoku a lze vypočítat koncentraci etanolu

Výsledky studie lze využít k vytvoření nového testeru měření alkoholu v krvi, který má řadu výhod. První výhodou je malá velikost testeru. Druhou výhodou je možnost měření krve jak v nemocnici, tak i doma. Třetí výhodou je vyšší přesnost testeru ve srovnání se současnými analyzátory dechu a vyšší rychlost provedení testu oproti standardním klinickým metodám měření krve.

5 Závěr

Bakalářská práce se skládá z pěti částí. V první části byly popsány nejpopulárnější současné metody měření alkoholu v krvi a vyjmenovány výhody a nevýhody každé z metod. Na základě toho jsem vymezila problematiku práce a stanovila jsem si její hlavní cíle: zvolit metodu pro měření alkoholu v krvi a destilované vodě v mikrovlnném pásmu, změřit dielektrické parametry pomocí zvolené metody a provést jejich statistickou analýzu, navrhnout model senzoru pro měření alkoholu v roztocích a provést simulaci modelu v elektromagnetickém poli.

Dále byla popsána metoda otevřeného konce, podle níž jsem provedla měření dielektrických parametrů, a konstrukci, která byla použita k provedení měření. V praktické části práce jsem připravila roztoky krve s etanolem a vody s etanolem v různých koncentracích. Před měřením byla provedena kalibrace systému. Samotné měření spočívalo v přiřazení koaxiální sondy k roztoku a zaznamenávání relativní permitivity a vodivosti. Výsledky jsem zapsala do tabulek, které lze najít v příloze č. 1 k práci.

Na základě naměřených dat jsem pomocí programu MATLAB zjišťovala zákonitost změn permitivity roztoků na změně koncentrace roztoků, a to ve formě polynomu. Dále byla provedena statistická analýza výsledků, konkrétně byly vypočteny standardní nejistoty typu A, B a C. Výsledky výpočtů byly analyzovány a zapsány do tabulek č. 5, č.6, č.7, č.8, č.9, č.10 na konci práce.

V poslední části jsem navrhla dva modely senzorů v simulátoru elektromagnetického pole sim4life. První model funguje na základě Patch antény, druhý model funguje na základě Bowtie antény. Do každého modelu byly zavedeny dielektrické parametry roztoků naměřené v praktické části a sledovala jsem parametr S_{11} ve vysokých frekvencích. Výsledky jsem zpracovala ve formě grafů. Na základě výsledků simulace jsem stanovila rezonanční frekvence roztoků a odpovídající hodnoty koeficientu odrazu. Modely jsem porovnávala a zanalyzovala v diskuzi.

Seznam použité literatury

- [1] JONES, Alan Wayne, *Medicolegal Alcohol Determination - Blood- or Breath-Alcohol Concentration?*, Forensic Science Review [online]. 2000 [cit. 5-5-2019]. Dostupné z WWW: https://www.researchgate.net/publication/280909674_Medicolegal_Alcohol_Determination_-_Blood-_or_Breath-Alcohol_Concentration
- [2] TESTCOUNTRY, *Different Methods of Alcohol Testing* [online]. 2019 [cit. 5-5-2019]. Dostupné z WWW: <https://testcountry.com/pages/different-methods-of-alcohol-testing>
- [3] HUB, Michal, *Koaxiální sondy pro měření permitivity materiálů* [online]. Brno 2017 [cit. 7-5-2019]. Dostupné z WWW: https://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=150674
Bakalářská práce, Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky
- [4] NEGRUSZ, Adam, COOPER, Gail Clarke's Analytical Forensic Toxicology, Pharmaceutical Press, 2. vyd [online] 2013 [cit. 7-5-2019]. Dostupné z WWW: <https://www.pharmpress.com/product/9780857110541/caft>
- [5] DIRECTORATE GENERAL SANCO, *Attitudes towards Alcohol* [online]. 2007 [cit. 8-5-2019]. Dostupné z WWW: http://ec.europa.eu/health/ph_determinants/life_style/alcohol/documents/ebs272_en.pdf
- [6] LEVINE, Barry, Principles of Forensic Toxicology, AACC Press; 4. vyd. 2013 [cit. 7-5-2019]
- [7] KUBIČKA, Jiří Kubička, *Metody a principy měření alkoholu v těle* [online]. České Budějovice 2011 [cit. 1-5-2019]. Dostupné z WWW: <https://theses.cz/id/m0kmef/BP.pdf> Bakalářská práce, Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích Přírodovědecká fakulta
- [8] ПАНОВ, В.А., *Автоматизация проектирования средств и су. Физико-технические эффекты*, Пермский национальный исследовательский политехнический университет [online]. 2008 [cit. 27-4-2019]. Dostupné z WWW: <https://studfiles.net/preview/2652747/>
- [9] KEYSIGHT TECHNOLOGIES, *Basics of Measuring the Dielectric Properties of Materials*, SantaRosa, California, United States [online]. 2014 [cit. 27-4-2019]. Dostupné z WWW: <http://literature.cdn.keysight.com/litweb/pdf/5989-2589EN.pdf>
- [10] DUBSKÝ, Jan, *Elektrotechnické materiály*. 2. vyd. Plzeň: Ediční středisko VŠSE. 1972 [cit. 27-4-2019]. ISBN 55-091-72.
- [11] ШЕРСТЮК, А.В., *Обоснование подхода к построению электронной системы измерения диэлектрической проницаемости крови*, Харьковский национальный

технический университет сельского хозяйства имени Петра Василенко [online]. Харьков 2012 [cit. 1-5-2019]. Dostupné z WWW:

<https://cyberleninka.ru/article/n/obosnovanie-podhoda-k-postroeniyu-elektronnoy-sistemy-izmereniya-dielektricheskoy-pronitsaemosti-krovi>

[12] PLATZER, Jan Platzer, *Mikrovlňný senzor pro stanovení koncentrace glukózy v krvi* [online]. 2017 [cit. 1-5-2-19]. Dostupné z WWW:

<https://dspace.cvut.cz/handle/10467/74900>

Diplomová práce, ČVUT, FBMI

[13] POOLE, Clive, DARWAZEH, Izzat, *Microwave Active Circuit Analysis and Design*, 1. vyd., Academic Press 2015 [cit. 1-5-2019]

[14] CHOMA, John, *Scattering Parameters: Concept, Theory, and Applications*, University of Southern California Department of Electrical Engineering-Electrophysics [online]. California 2016 [cit. 5-5-2019]. Dostupné z WWW:

<https://pdfs.semanticscholar.org/2a36/86dd1bd9e2d673d4638f00f79c536dc8dd5c.pdf>

[15] CASPERS, CERN, *RF engineering basic concepts: S-parameters* [online]. Geneva, Switzerland. [cit. 3-5-2019]. Dostupné z WWW:

<https://cds.cern.ch/record/1415639/files/p67.pdf>

[16] NELSON, Rick, *What are S-parameters, anyway?*[online]. 2001 [cit. 5-5-2019]. Dostupné z WWW: <https://www.edn.com/electronics-news/4381122/What-are-S-parameters-anyway->

[17] OPPL, Ladislav, *Měření dielektrických parametrů ztrátových materiálů*, ČVUT, Fakulta elektrotechnická [online]. 2014 [cit. 25-4-2019]. Dostupné z WWW:

<https://slideplayer.cz/slide/2437486/>

[18] STUCHLY, Maria A., *Coaxial Line Reflection Methods for Measuring Dielectric Properties of Biological Substances at Radio and Microwave Frequencies-A Review*, IEEE transactions on instrumentation and measurement, VOL. IM-29, NO. 3 [online].1980 [cit. 25-4-2019]. Dostupné z WWW:

<https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/4314902>

[19] STUCHLY, Maria A., *Measurement of Radio Frequency Permittivity of Biological Tissues with an Open-Ended Coaxial Line: Part I*, , IEEE [online]. 1982 [25-4-2019]. Dostupné z WWW: <https://ieeexplore.ieee.org/document/1131021>

[20] ADVANCED TECHNOLOGYES, *Measurement methods for material characterization* [online]. [cit. 9-4-2019] Dostupné z WWW: <http://www.hp-adtec.de/pages/en/projects/non-destructive-testing.php?lang=EN#>

[21] SPEAG, *Fast & Precise Dielectric Measurements* [online]. [cit. 9-4-2019]Dostupné z WWW: <https://www.speag.com/products/dak/dak-dielectric-probe-systems/dak-4-mhz-3-ghz/>

- [22] SCHOVÁNEK, Petr, HAVRÁNEK, Vítězslav, *Chyby a nejistoty měření*, Moderní technologie ve studiu aplikované fyziky [online]. 2018 [cit. 10-4-2019]. Dostupné z WWW: <https://fyzika.upol.cz/cs/system/files/download/vujtek/texty/pext2-nejistoty.pdf>
- [23] ZIMÁKOVÁ, Jana, *Measurement of permittivity and dissipation factor of water* [online]. Brno 2012 [cit. 10-4-2019]. Dostupné z WWW: <https://dspace.vutbr.cz/handle/11012/12804> Diplomová práce, VUT
- [24] BALANIS, Constantine A., *Antenna Theory: Analysis and Design*, 4. vyd., 2016, ISBN: 978-1-118-64206-1
- [25] ANTENNA THEORY, *Microstrip (Patch) Antennas* [online]. ©2011-2016 [cit. 1-5-2019]. Dostupné z WWW: <http://www.antenna-theory.com/antennas/patches/antenna.php>
- [26] PÍTRA, Kamil, *Antény pro pásmo milimetrových vln* [online]. Brno 2010 [cit. 1-5-2019]. Dostupné z WWW: <http://golem.fjfi.cvut.cz/wiki/Diagnostics/Basic/ElectronDensity/instructions/Anteny%200mm%20oblast.pdf> Diplomová práce, VUT, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií
- [27] ANTENNA THEORY, *Bow Tie Antennas* [online]. ©2009-2013 [cit. 1-5-2019] Dostupné z WWW: <http://www.antenna-theory.com/antennas/wideband/bowtie.php>
- [28] MATHWORKS, *interp* [online]. © 1994-2019 [cit. 28-4-2019]. Dostupné z WWW: <https://www.mathworks.com/help/signal/ref/interp.html>
- [29] MATHWORKS, *polyfit* [online]. ©2009-2013 [cit. 1-5-2019] Dostupné z WWW: <https://www.mathworks.com/help/matlab/ref/polyfit.html>
- [30] SAEED, SHAFIQUE, BYRNE, HUNTER, *Planar Microwave Sensors for Complex Permittivity Characterization of Materials and Their Application*, COMSATS Institute of Information Technology [online]. 2012 [cit. 7-5-2019]. Dostupné z WWW: <http://cdn.intechweb.org/pdfs/29364.pdf>

Příloha A: Tabulky

Tabulka č.1.: tabulka permitivit vodného roztoku na zvolených frekvencích

<i>f</i> (MHz)	ϵ'							
	0%	5%	10%	15%	20%	25%	30%	35%
1009.98	76.1221	73.41172	70.80498	68.47704	65.05136	62.12425	60.10821	55.5368
2009.95	79.84705	76.69706	73.50082	70.43915	66.3414	62.12567	59.34168	53.6461
2995.00	131.202	116.3031	104.0611	93.37411	80.89585	70.03227	62.52879	52.1575

Tabulka č.2.: tabulka permitivit roztoku krve na zvolených frekvencích

<i>f</i> (MHz)	ϵ'				
	0ppm	3ppm	5ppm	10ppm	15ppm
1009.98	68.5878	65.1869	65.2370	65.0364	65.0662
2009.95	67.2206	63.3855	63.2937	63.085	63.0301
2995.00	66.0016	61.9183	61.7063	61.5082	61.3980

Tabulka č.3.: tabulka permitivit roztoku krve na zvolených frekvencích

<i>f</i> (MHz)	ϵ'					
	20ppm	30ppm	40ppm	50ppm	75ppm	100ppm
1009.98	65.1724	65.3443	65.3436	65.1995	64.8165	65.2375
2009.95	63.0573	63.1180	63.0460	62.8756	62.5161	63.0153
2995.00	61.3183	61.3307	61.2542	61.0926	60.7584	61.2833

Tabulka č.4.: tabulka vodivosti roztoku krve na zvolených frekvencích

<i>f</i> (MHz)	0ppm	3ppm	5ppm	10ppm
1009.98	1.4837	1.1004	0.5885	1.0615
2009.95	2.0714	1.7645	1.4018	1.7414

2995.00	2.9213	2.5480	2.5173	2.4947
----------------	--------	--------	--------	--------

Tabulka č.5: tabulka nejistot typu a při měření roztoku krve

<i>f</i>	0ppm	3ppm	5ppm	10ppm	15ppm
1009.98	0.15695	0.12162	0.06315	0.04346	0.01769
2009.95	0.16304	0.13004	0.06164	0.04083	0.01862
2995.00	0.17240	0.13636	0.08860	0.03271	0.02466

Tabulka č.6: tabulka nejistot typu a při měření roztoku krve

<i>f</i>	20ppm	30ppm	40ppm	50ppm	75ppm	100ppm
1009.98	0.02028	0.02805	0.01782	0.04043	0.09423	0.02400
2009.95	0.01940	0.02296	0.01360	0.02959	0.10118	0.02520
2995.00	0.01907	0.01944	0.01190	0.03509	0.11086	0.02457

Tabulka č.7: tabulka kombinovaných nejistot při měření roztoku krve

<i>f</i>	0ppm	3ppm	5ppm	10ppm	15ppm
1009.98	0.157868	0.122802	0.065398	0.046667	0.024534
2009.95	0.163924	0.131146	0.063941	0.044228	0.025213
2995.00	0.173236	0.137416	0.090216	0.036864	0.029952

Tabulka č.8: tabulka kombinovaných nejistot při měření roztoku krve

<i>f</i>	20ppm	30ppm	40ppm	50ppm	75ppm	100ppm
1009.98	0.02646277	0.032799	0.024628	0.043859	0.095751	0.029411
2009.95	0.02579457	0.028569	0.021771	0.034126	0.102598	0.030398
2995.00	0.02554731	0.025825	0.020751	0.038991	0.112156	0.029878

Tabulka č.9: tabulka nejistot typu a při měření vodného roztoku

<i>f</i>	0%	5%	10%	15%	20%	25%	30%	35%
1009.98	0.154320	0.089428	0.092102	0.06576	0.052427	0.018351	0.033154	0.05851
2009.95	0.010889	0.042092	0.046272	0.08253	0.031942	0.045628	0.039013	0.04581

2995.00 0.054586 0.125979 0.109172 0.14359 0.084761 0.078843 0.059955 0.09139

Tabulka č.10: tabulka kombinovaných nejistot při měření vodného roztoku

<i>f</i>	0%	5%	10%	15%	20%	25%	30%	35%
1009.98	0.155254	0.091029	0.093658	0.067922	0.055114	0.025015	0.037258	0.06093
2009.95	0.020188	0.045395	0.049296	0.084263	0.036184	0.048692	0.042556	0.048863
2995.00	0.057172	0.127121	0.110488	0.144593	0.086449	0.080655	0.062319	0.092958

Tabulka č.11: tabulka parametru S_{11} roztoků krvi a frekvencí pro Patch anténu

Koncentrace (ppm)	Koeficient odrazu S_{11} (dB)	<i>f</i> (GHz)
0	-7.224316	0.81
3	-7.737375	0.78
5	-8.384900	0.73
7	-9.200707	0.69
9	-10.834704	0.66

Tabulka č.12: tabulka parametru S_{11} roztoků vody a frekvencí pro Patch anténu

Koncentrace (%)	Koeficient odrazu S_{11} (dB)	<i>f</i> (GHz)
0	-9.759860	0.60
5	-9.266049	0.61
10	-8.954164	0.63
15	-8.662630	0.66
20	-8.445893	0.70
25	-8.266143	0.75
30	-8.132884	0.79
35	-8.284818	0.84

Tabulka č.13: tabulka parametru S_{11} roztoků krvi a frekvencí pro Bowtie anténu

Koncentrace (ppm)	Koeficient odrazu S_{11} (dB)	f (GHz)
0	-15.742991	1.45
3	-17.066006	1.45
5	-18.687530	1.43
7	-20.278265	1.39
9	-23.537851	1.34

Tabulka č.14: tabulka parametru S_{11} roztoků vody a frekvencí pro Bowtie anténu

Koncentrace (%)	Koeficient odrazu S_{11} (dB)	f (GHz)
0	-20.979170	1.23
5	-18.938729	1.26
10	-18.807321	1.29
15	-18.682789	1.33
20	-18.625009	1.39
25	-18.771341	1.45
30	-18.387142	1.49
35	-19.209715	1.58

Příloha B: CD

Obsah CD:

- 1) Klíčová slova (čj i aj)
- 2) Abstrakt česky
- 3) Abstrakt anglicky
- 4) Naskenované zadání bakalářské práce
- 5) Kompletní bakalářská práce
- 6) Kód pro MATLAB

