



**ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE**  

---

**FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ**  
**Katedra biomedicínské techniky**

**Návrh vlnovodného anténního elementu pro  
mikrovlnné zobrazování s využitím 3D tisku**

**Design of 3D printed waveguide antenna  
element for microwave imaging**

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský technik

Autor diplomové práce: Jan Boxan

Vedoucí diplomové práce: Ing. Jan Tesařík

---

**Kladno 2019**



# ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

## I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Boxan** Jméno: **Jan** Osobní číslo: **465492**  
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:

**Návrh vlnovodného anténního elementu pro mikrovlnné zobrazování s využitím 3D tisku**

Název bakalářské práce anglicky:

**Design of 3D printed waveguide antenna element for microwave imaging**

Pokyny pro vypracování:

V numerickém simulátoru elektromagnetického pole COMSOL Multiphysics navrhnete vlnovodný anténní element pro pracovní frekvenci 1 GHz. Navržený vlnovod realizujte jak standardní výrobní cestou, tak pomocí 3D tisku. Provedte experimentální měření odrazových a přenosových koeficientů v kapalném fantomu lidské hlavy pro oba vlnovody. Výsledky měření mezi sebou porovnejte a diskutujte vhodnost využití 3D tisku pro výrobu anténních prvků.

Seznam doporučené literatury:

- [1] D. M. Pozar, Microwave Engineering, ed. 3, Wiley John + Sons, 2004, ISBN 0471448788
- [2] Jan Vrba, Lékařské aplikace mikrovlnné techniky, ed. 1, ČVUT Praha, 2003, ISBN 80-01-02705-8
- [3] M. Pastorino, Microwave Imaging, ed. 1, Wiley John + Sons, 2010, ISBN 978-0470278000

Jméno a příjmení vedoucí(ho) bakalářské práce:

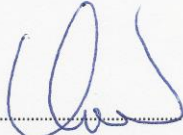
**Ing. Jan Tesařík**

Jméno a příjmení konzultanta(ky) bakalářské práce:

**Ing. Ondřej Fišer, 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.

9.5.2019

Datum převzetí zadání



Podpis studenta(ky)

## PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem **Návrh vlnovodného anténního elementu pro mikrovlnné zobrazování s využitím 3D tisku** vypracoval samostatně a použil 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 27.4.2019

.....

Jan Boxan

## **PODĚKOVÁNÍ**

Rád bych poděkoval panu inženýru Janu Tesaříkovi za veškerý čas, pomoc a odborné vedení v průběhu projektu. Dále bych chtěl poděkovat své rodině, která mi byla při práci oporou a pomáhala mi při některých realizacích práce.

## **ABSTRAKT**

### **Návrh vlnovodného anténního elementu pro mikrovlnné zobrazování s využitím 3D tisku**

Cílem práce je porovnání klasického vlnovodného anténního elementu s elementem vyrobeným pomocí 3D tisku. Práce se zaměřuje na samotnou problematiku výroby vlnovodného elementu 3D tiskem, a to z pohledu jak materiálu, tak funkčnosti. Geometrie elementu a potřebné simulace jsou provedeny v numerickém prostředí COMSOL Multiphysics se zaměřením na pracovní frekvenci 1 GHz. Výsledky jsou založeny na porovnání přenosových a odrazových koeficientů identických elementů, lišících se pouze druhem výroby. Pro všechny antény jsou experimentální měření provedena v kapalném fantomu lidského mozku. Na základě výsledků numerických měření byly vytvořeny modely vlnovodných aplikátorů pro mikrovlnné zobrazování. Impedanční přizpůsobení kovových aplikátorů je dostatečné a tudíž aplikátory mohou být využity v následujících projektech. Pokovené umělohmotné aplikátory nejsou dostatečně impedančně přizpůsobené pro použití. V budoucích projektech by mohlo být možné výrobu optimalizovat a dosáhnout tím požadovaných parametrů vlnovodu.

### **Klíčová slova**

Mikrovlnné zobrazování, vlnovod, anténa, 3D tisk

## **ABSTRACT**

### **Design of 3D printed waveguide antenna element for microwave imaging**

The main purpose of this work is a comparison of two waveguide antenna elements. One made the classic way and one made by 3D printing. In the work, we mainly look on the matters of production, whether from the side of materials or from the side of functionality. The element geometry and all needed simulations were realized in a numeric interface COMSOL Multiphysics with targeted work frequency 1 GHz. Results are based on a comparison of transmission and reflection coefficients of these identical elements, differencing only in a method of production. For all the antennas, experimental measurements were realized in a liquid phantom of a human brain. Models of waveguide applicators for microwave imaging were made based on parametric measurements. Impedance optimization of metal waveguides was sufficient and thus the applicators can be used in future projects. Metalized plastic waveguides weren't sufficiently optimized for their work frequency and thus are not to be in further use. In future projects, there might be a way to optimize the production and reach desired parameters of a waveguide.

### **Keywords**

Microwave imaging, waveguide, antenna, 3D print

# Obsah

Seznam symbolů a zkratk.....	9
<b>1 Úvod .....</b>	<b>10</b>
1.1 Přehled současného stavu.....	11
1.2 Mikrovlnné záření .....	13
1.3 Účinky na člověka.....	14
1.3.1 Tepelné účinky .....	14
1.3.2 Netepelné účinky .....	14
1.3.3 Využití mikrovlnného záření.....	14
1.4 Aplikátor.....	16
1.4.1 Požadavky na aplikátor.....	17
1.5 Vlnovodný aplikátor.....	17
1.5.1 Propustný vlnovod.....	17
1.5.2 Zádržný vlnovod.....	18
1.6 S – parametry .....	18
1.7 3D tisk .....	20
1.7.1 Tiskárna Průša i3 Mk. II.....	20
1.8 Cíle práce.....	21
<b>2 Metody .....</b>	<b>22</b>
2.1 Návrh vlnovodného aplikátoru.....	22
2.2 Teoretické výpočty .....	23
2.3 Numerické simulace .....	25
2.4 Geometrie pro uchycení aplikátorů .....	28
2.5 3D tisk modelů .....	30
2.6 Pokovení.....	31
2.6.1 Vakuové pokovení.....	32
2.6.2 Vodivé spreje.....	32
2.7 Výroba standardního vlnovodného aplikátoru .....	34
2.7.1 SMA-Z konektor se sondou.....	34
2.8 Fantom mozku.....	35
2.9 Experimentální měření .....	36



<b>3</b>	<b>Výsledky.....</b>	<b>39</b>
3.1	Numerické simulace navrženého vlnovodu .....	39
3.2	3D vytištěné modely a vlnovody.....	40
3.3	Kovové vlnovody .....	41
3.4	Experimentální měření .....	42
3.4.1	Měření dielektrických parametrů fantomu .....	42
3.4.2	Měření S - parametrů.....	42
<b>4</b>	<b>Diskuse .....</b>	<b>46</b>
<b>5</b>	<b>Závěr .....</b>	<b>49</b>
	<b>Seznam použité literatury .....</b>	<b>50</b>

# Seznam symbolů a zkratk

## Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
$ S_{11} $	dB	Modul koeficientu odrazu
$ S_{21} $	dB	Modul koeficientu přenosu
$\sigma$	$S \cdot m^{-1}$	Měrná elektrická vodivost
$\epsilon_r$	-	Relativní permitivita
$\hat{\epsilon}$	-	Komplexní permitivita
$Z_0$	$\Omega$	Referenční impedance portů
$Z_1$	$\Omega$	Impedanční zátěž
$f$	Hz	Frekvence
$\mu_r$	-	Relativní permeabilita
$\lambda$	m	Vlnová délka
$k$	$m^{-1}$	Konstanta příčného průřezu
$c$	$m \cdot s^{-1}$	Rychlost světla
$a, b, c$	m	Rozměry aplikátoru
$T_p$	$^{\circ}C$	Teplotní bod přechodu
$T_i$	$^{\circ}C$	Bod tání
$Y$	S	Admitance

## Seznam zkratk

Zkratka	Význam
MWI	Mikrovlnné zobrazování ( <i>Microwave imaging</i> )
CT	Výpočetní tomografie ( <i>Computed tomography</i> )
MRI	Magnetická rezonance ( <i>Magnetic resonance imaging</i> )
RF	Radio – frekvenční (např. záření)
CMP	Cévní mozková příhoda
UWB	Ultra-široko pásmové ( <i>Ultra-wide band</i> )
ABS	Acrylonitrile Butadiene Styrene
PLA	Poly lactid acid
PET	Polyethylene Terephthalate
SMA	Sub-Miniatur-A (konektor)

# 1 Úvod

Práce se zabývá konstrukcí a porovnáváním antén pro speciální metodu zobrazování, tzv. mikrovlnné zobrazování (MWI, microwave imaging). Konkrétní zaměření je pak na vlnovodný element. Mikrovlnné zobrazování je metoda velice podobná standardním zobrazovacím metodám typu výpočetní tomografie (CT, computed tomography) nebo magnetická rezonance (MRI, magnetic resonance imaging) a je v dnešní době používána jak k účelům detekce, tak samotného zobrazování [1].

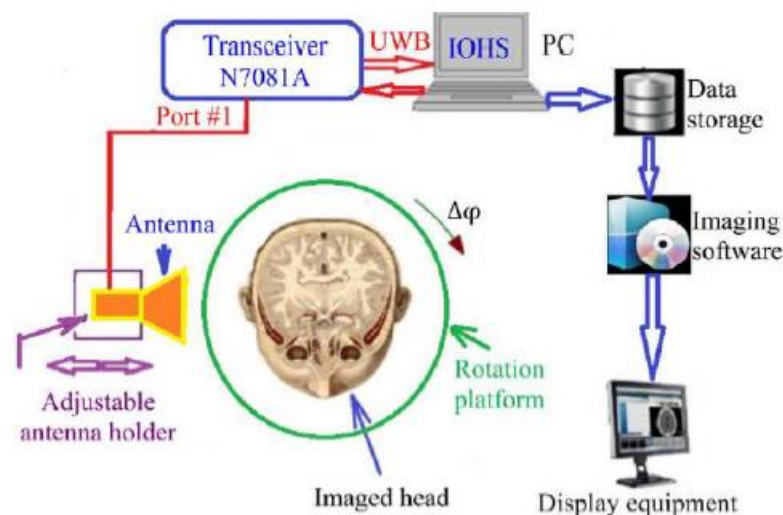
Při využívání mikrovlnného zobrazování je potřeba přenést záření od generátoru do prostředí. U CT jsou k tomuto účelu použity elektronky, MRI využívá sady několika cívek a MWI využívá anténní elementy jako jsou například vlnovodné aplikátory. Cílem použití vlnovodného elementu je detekce cévní mozkové příhody (CMP). Ze zdroje [2] cévní mozkovou příhodu definujeme jako: „*CMP je akutní stav charakterizovaný ložiskovým poškozením funkcí mozku v důsledku poruchy mozkového krevního oběhu*“. V současné době jsou však jediné zobrazovací metody schopné stoprocentně CMP detekovat pouze výpočetní tomografie a magnetická rezonance. Bohužel, tyto metody mají jak časové, tak finanční nevýhody [3]. Z tohoto důvodu se mnoho vědeckých týmů zajímá o různé jiné metody, k nimž patří například mikrovlnné zobrazování. Mikrovlnné zobrazování je tedy neinvazivní metodu, která využívá mikrovlny, což jsou vlny z oblasti elektromagnetické záření. Tato metoda pracuje na principu toho, že lidská tkáň je schopná vést elektromagnetické záření, které je pak závislé na dielektrických vlastnostech dané tkáně, mezi které patří elektrická vodivost ( $S \cdot m^{-1}$ ) a relativní permitivita (-) [2, 4].

Vlnovodné elementy, nebo pouze jednoduše vlnovody, jsou přípravky, které přenášejí elektromagnetické vlny, jejichž rozměry závisí na frekvenci přenášené vlny (více viz. Kapitola 1. 4 Vlnovodný element) [4, 5]. Cílem je vytvoření 3D vytisknutého vlnovodu a v našem případě porovnání s vlnovodem standardním. Problémem je, že výroba vlnovodů probíhající ve firmách je sice velmi přesná, ale i dlouhodobá a možnost tvorby vlnovodu pomocí 3D tisku by znamenala, že se výroba velice zjednoduší s nevýhodou ne tak veliké přesnosti. Vzhledem k tomu, že tiskárna nemůže tisknout z vodivého materiálu, musí být vytisknutý vlnovod pokovený, aby vedl proud.

Včasná detekce, diagnostika a následná vhodná terapie jsou hlavní body úspěšné léčby cévních mozkových příhod. V České Republice je podle [6] výskyt cévních mozkových příhod kolem 300 na 100 000 obyvatel a současně je to druhý největší důvod úmrtnosti na světě [2]. Metody typu CT a MRI splňují podmínky úspěšné detekce a diagnostiky, jejich hlavní problémem je ale rychlost [3]. Čekací doba na vyšetření může být v některých případech kritická. V této oblasti by mohly zastoupit mikrovlnné systémy. Jejich hlavní výhodou je rychlost diagnózy, kompaktnost, cena a v neposlední řadě využití neionizujícího záření, což by mimo jiné mohlo zabránit tzv. radiofobii (strachu z ozáření). Tyto systémy by pak mohli být jako významnou součástí vozů zdravotnických služeb, kdy by lékař mohl provést rychlou diagnózu již při příjezdu k případu a ušetřit tak velké množství času, kdy není CMP léčena. Samozřejmě i mikrovlnná diagnostika má své problémy, největší je její malá rozlišovací schopnost.

## 1.1 Přehled současného stavu

Mikrovlnné zobrazování je metoda, která se začala v poslední době hodně rozvíjet a využívat ve spolupráci s ostatními zobrazovacími metodami jako CT a MRI. Stále je však potřeba dalšího výzkumu a vývoje než dojde k nahrazení. Tato metoda se nejvíce používá při detekci karcinomu prsu a při sledování a detekci cévní mozkové příhody [4]. Na obrázku 1.1 je schéma pro systém mikrovlnného zobrazování.

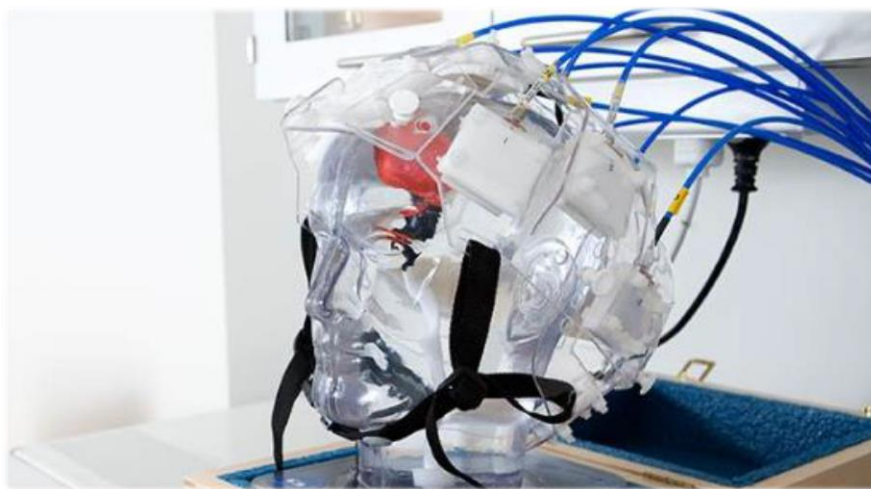


**Obr 1.1:** Schéma zapojení soustavy pro metodu mikrovlnného zobrazování.

Převzato z [23].

Nedílnou součástí této aplikace jsou anténní elementy. Antény jsou prvky, které přenášejí a zároveň přijímají mikrovlnné záření [7]. Důležité pro nás je, aby anténa odpovídala danému prostředí, tedy aby byla impedančně přizpůsobená pro prostředí. Proto se musí geometrie při každé změně parametrů prostředí měnit. Jedna z možností přizpůsobení antény je pomocí změny rozměrů. Největší vliv na změnu rozměrů má frekvence na níž musí anténa přenášet. Snažíme se docílit stavu, kdy nedochází k příliš velkému odrazu záření od antény zpět do generátoru. energii, která není efektivně využita a je odražena zpět ke generátoru, nebo energii přenesenou mezi dvěma anténami popisujeme pomocí tzv. S – parametrů, angl. *Scattering Parameters* [8, 9, 10].

Další součástí této problematiky je konstrukce systémů, na nichž jsou antény umístěny. Systémy se liší v konstrukci a v tom, jaké druhy antén využívá. Existuje mnoho různých prototypů. Například systémem pro detekci traumatických změn mozku se zabývali vědci z australského Queenslandu [11]. Velký pokrok zaznamenali vědci z Chalmers University of Technology v Göteborgu. Tým kolem profesora Mikaela Perssona a Andrease Fhagera vlastní jedinou verzi systému zavedenou do klinické praxe [12]. Na obrázku 1.2 je čtvrtá generace helmy, která funguje jako držák pro celý systém.



**Obr 1.2:** Čtvrtá generace helmy využívající metodu MWI pro detekci CMP.

Převzato z [23]

Jak jsem uvedl výše, k experimentálnímu měření se využívají fantomy. Obecně fantomy popisujeme jako struktury napodobující tkáň. Rozdělujeme je podle struktury na homogenní a heterogenní, kdy jako heterogenní si můžeme představit fantom obsahující více vrstev. Další možnost dělení je dle materiálů, a to na agarové, silikonové

a kapalinové. Fantom poté popisujeme z hlediska jeho dielektrických vlastností pomocí měrné elektrické vodivosti  $\sigma$  ( $\text{S} \cdot \text{m}^{-1}$ ) a relativní permitivity  $\varepsilon_r$  (-). Tyto parametry jsou závislé na frekvenci elektromagnetického záření a na teplotě. Obecně můžeme jakékoliv dielektrické (ztrátové) prostředí popsat pomocí komplexní permitivity  $\hat{\varepsilon}$ , kterou definujeme pomocí vztahu (1.1).

$$\hat{\varepsilon} = \varepsilon_r \cdot \varepsilon_0 - j \cdot \frac{\sigma}{\varepsilon_0 \cdot \omega} \quad (1.1)$$

kde  $\varepsilon_0$  ( $\text{F} \cdot \text{m}^{-1}$ ) je permitivita vakua a  $\omega$  ( $\text{rad} \cdot \text{s}^{-1}$ ) je úhlová frekvence elektromagnetické vlny [13].

S rozšiřující se oblibou mikrovlnného zobrazování se nabízí možnost alternativní výroby anténních elementů. Vlnovodné elementy jsou veřejně dostupné komodity běžně vyráběné z kovových, tedy vodivých materiálů. V dnešní době je snaha zavést jako metodu výroby 3D tisk. 3D tisk je velice rychle se rozšiřující a zlepšující se technologie, která nabízí velké množství možností. Nejčastěji se v průmyslu využívá způsobu výroby, který se nazývá „rapid prototyping“ a je tedy využíván pro výrobu rychlých prototypů, jak název napovídá [14].

## 1.2 Mikrovlnné záření

Mikrovlnné záření nebo mikrovlny jsou elektromagnetické záření s vlnovou délkou v přibližném intervalu od jednoho metru po jeden milimetr. Těmito vlnovým délkám odpovídají frekvence od 300 MHz do 300 GHz [4]. Mikrovlnné záření bývá občas považováno za součást radio-frekvenčního (RF) záření, kterému náleží frekvenční oblast od 300 MHz do 3 kHz. To, že s mikrovlnným zářením pracujeme na nízkých vlnových délkách nám umožňuje používat vyšších a vyšších frekvencí a veškeré součástky jsou velmi náročné na přesnost [15].

Radio-frekvenční a mikrovlnné záření je využíváno ve velkém množství odvětví, mezi něž patří telekomunikace, mobilní telefony, radary, využití v domácnosti (mikrovlnné trouby), medicína atd. Tyto záření produkují elektromagnetické pole. Když mluvíme o elektromagnetickém poli, myslíme elektrické a magnetické síly generované ze zdroje. Tímto způsobem pak záření přispívá k elektrickému znečištění [16].

Elektrické znečištění je efekt způsobený nepřírodními elektromagnetickými poli. A i když využití RF záření má velké množství výhod, část populace se začíná obávat

poškození lidského organismu vlivem dlouhodobé expozice RF záření. Veřejné mínění je, že zvyšující se množství mobilních telefonů a generátorů záření způsobuje zdravotní potíže typu bolesti hlavy, rakovinu mozku, děti narozené s leukemií. Na toto téma bylo napsáno větší množství článků, ale vzhledem k nemožnosti zajištění věrohodnosti je nebudu uvádět. I přesto, že vědecky dokázané efekty na lidské tělo nebyly, je cílem využívat více mikrovlnné záření.

### **1.3 Účinky na člověka**

Při dodání elektromagnetického se tkáň chová jako ztrátové dielektrikum, kdy se ztráty uskuteční jako přeměna na teplo. Pro nás jsou nejdůležitější tři parametry. Z hlediska parametrů záření je to pracovní frekvence (v našem případě 1 GHz) a z hlediska vlastností tkáně je to měrná vodivost  $\sigma$  a relativní permitivita  $\mu$ . Můžeme pak mluvit o tepelných a netepelných účincích na tkáň. Rozdílová hranice mezi těmito účinky je hustota výkonu  $0,1-1 \text{ W}\cdot\text{m}^{-2}$ . Kdy za rizikovou hodnotu považujeme  $2 \text{ W}\cdot\text{m}^{-2}$  a za hodnotu kritickou pro tkáň, kdy dochází k destrukci, hodnotu 100 a více  $\text{W}\cdot\text{m}^{-2}$ . Důležitá poznámka je, že žádná studie zatím neprokázala karcinogenní účinky mikrovlnného záření [4, 5].

#### **1.3.1 Tepelné účinky**

Při dodávání elektromagnetické energie do pacienta dochází k ohřívání tkáně v důsledku tepelných ztrát. S větší vzdáleností se snižuje ohřívání tkáně. Tento vztah je vidět v nepřímé úměře pracovní frekvence a hloubky vniku. Dalším tepelným problémem je zahřívání krevní sítě, která má vliv na ochlazování těla [5].

#### **1.3.2 Netepelné účinky**

Tyto účinky jsou ve formě iontových proudů, kdy iontové proudy působí na buněčné membrány a mění jejich dielektrické vlastnosti. Tímto způsobem může být ovlivňován nervový systém [5].

#### **1.3.3 Využití mikrovlnného záření**

Hlavní využití mikrovlnného záření je mikrovlnná terapie a mikrovlnné zobrazování. Mikrovlnná terapie, nebo mikrovlnná termoterapie je léčba teplem. V dnešní době

je nejlepším způsobem této terapie hypertermie. Mikrovlnná terapie je tedy způsob léčby, kdy do pacientova těla vyšleme vysokofrekvenční elektromagnetickou vlnu, která se uvnitř těla přemění na teplo. Existují dva hlavní způsoby využití této terapie. Některá střediska v České Republice využívají hypertermii jako podpůrnou léčbu k radioterapii. Po ozáření nádorové tkáně je oblast vystavena tepelným účinkům. Pokud dosáhneme dostatečné teploty (kolem 42–45 °C) můžeme selektivně odstraňovat pouze rakovinotvorné buňky. Druhým způsobem využití je estetická medicína, kdy se za použití lokální termoterapie odpařují tukové buňky. Tímto odvětvím se zabývá například firma BTL. Tuto problematiku více rozebírají [4, 5, 17].

Mikrovlnné zobrazování detekční technika využívající mikrovlnné záření [4]. Zjevná výhoda této techniky je nevyužívání ionizujícího záření, tudíž při diagnostikách nevystavujeme pacienta škodlivým vlivům. I když je pravděpodobnost destrukčních účinků ionizujícího záření malá, stále existuje a vyvolává v lidech radiofobii. Použitím mikrovlnného záření radiofobii eliminujeme. Mimo jiné můžeme použít mikrovlnné zobrazování k nedestruktivnímu testování.

Mikrovlnné zobrazování můžeme rozdělit na dva druhy: kvantitativní a kvalitativní. Kvantitativní zobrazování získá elektrické a geometrické parametry objektu. Výsledky pak získáváme pomocí řešení iteračními metodami, tedy opakováním a postupným přibližováním se výsledku, kdy každé opakování ovlivňuje opakování následující. Kvalitativní zobrazování kalkuluje profil reprezentující objekt a pomocí aproximací a zpětné projekce vytváří původní objekt. Tyto metody se využívají v radarových systémech (např.: Radar se syntetickou aperturou) [15].

V medicíně zažívá použití mikrovlnného záření největší vzrůst pro včasnou detekci prsu a detekci a diagnostiku cévních mozkových příhod. Standardní metodou pro zobrazování nádoru prsu jsou momentálně rentgenové paprsky. Tento způsob má však své nevýhody. Jsou jimi například 10–30% výskyty nezjištěného nádoru, chybné detekce nádoru a samozřejmě největším problémem je použití ionizujícího záření, což znamená, že frekvence ozařování se musí omezovat [18]. Z těchto důvodů je snaha využít mikrovlnného záření. Rentgenové záření detekuje strukturální změny, zatímco mikrovlnné zobrazování sleduje změny dielektrických parametrů ještě před strukturálními změnami, což by mohlo znamenat včasnější detekci nádoru [18].



Velice důležité odvětví v medicíně je detekce a diagnostika CMP pomocí mikrovlnného záření. 85 % mozkových příhod je ischemických – způsobených ucpáním cévy v mozku a 15 % je hemoragických – krvácením z cév do okolních struktur mozku [19]. Zjištění typu CMP a rychlá a přesná diagnóza je kritická. Moderním standardem je zobrazování pomocí CT a MRI. Zobrazování a detekce tímto způsobem je relativně složitá, protože se nacházíme v hodnotách  $\pm 10\%$  změny permitivity oproti permitivitě mozku. Výhodou pro nás je relativní rychlost diagnostiky, která je potřeba pro zavedení kontinuálního monitoringu mozku. Rekonstrukční algoritmy pracují na bázi iterativních metod. Komplexnosti problému neulehčuje ani to, že problém vidíme z pohledu párování antén vůči hlavě s tím, že nemáme přímý přístup k elektrickému poli, ale pouze  $S$  – parametrům antén [19]. K přenosu pak používáme anténní elementy, což je hlavním tématem mé práce. Nejčastěji používané antény jsou pak UWB (ultraširoko pásmové) motýlkové antény, štěrbinové antény a vlnovody [4].

## 1.4 Aplikátor

Nejdůležitější součástí celé soustavy je aplikátor, ve kterých pomocí buzení vysokofrekvenčním generátorem vzniká elektromagnetická vlna. Při navrhování aplikátoru je velice důležité dodržovat určité zásady. Nejdůležitější je, že aplikátor musí být impedančně přizpůsobený na pracovní frekvenci a uvnitř vlnovodu se musí šířit pouze vid  $TE_{10}$  (více viz. kapitola 1.5 Vlnovodný aplikátor). Pokud by tyto podmínky nebyly splněny, docházelo by k odrazům energie a tím k jejímu rozptýlení a snížení efektivity [20]. Podle [4, 5, 20] rozlišujeme aplikátory několika druhů:

- Vlnovodné aplikátory
- Planární aplikátory
- Koaxiální aplikátory
- Šroubovicové aplikátory

### 1.4.1 Požadavky na aplikátor

Existují základní požadavky na aplikátor:

- Nízké výrobní náklady
- Co nejnižší hmotnost
- Vysoká přilnavost na tkáň
- Dobré impedanční přizpůsobení
- Odolnost vůči opotřebení. Převzato z [20].

## 1.5 Vlnodný aplikátor

Vlnodný aplikátor je součástka válcového nebo kvádrového tvaru různých rozměrů (délka, průřez), pomocí které přenášíme elektromagnetické vlnění s možností co nejmenších ztrát. Vlnodem se může šířit pouze vlna TE. Vlnou TE rozumíme takovou, která nese složku elektrického pole ve směru průřezu vlnodou, ale ne ve směru šíření vlny. Ve vlnodě se šíří různé vidy. Jako vid bereme způsob rozložení elektromagnetické vlny ve vlnodě [20]. Vidy pak popisujeme pomocí mezní frekvence. Pokud se dostaneme na frekvenci stejnou nebo vyšší, nebude vlnění zprostředkované vlnodem tlumené [21]. Naším cílem je vlnod navrhout tak, aby bylo tlumení v aplikátoru co nejmenší. To zařídíme tím, že zajistíme vybuzení pouze vidu  $TE_{10}$ . Pokud se tak nestane, docházelo by k vybuzení vyšších vidů a museli bychom používat vidové filtry a obecně bychom museli dodávat větší výkon [4, 5]. V kapitole 2.1 Návrh vlnodného aplikátoru se věnuji návrhu vlnodou pouze pro vid  $TE_{10}$ . Vlnodný aplikátor dělíme na dva druhy.

### 1.5.1 Propustný vlnod

V tomto vlnodě využíváme dielektrické látky – nejčastěji destilovanou vodu. Toto využití nám umožňuje zmenšit rozměry vlnodou až 9x (viz. kapitola 2.1 Návrh vlnodného aplikátoru) a lepší impedanční přizpůsobení pacientovi [4]. Destilovaná voda nám umožňuje lepší přechod mezi fázemi, a to z důvodu, že lidská tuková a svalová tkáň je nejčastěji tvořena vodou. Využít toho můžeme i v kraniiální oblasti, kdy se voda dielektrickými vlastnostmi blíží mozku více než vakuum [20]. Tento vlnod jsem si vybral ke svému experimentu.

## 1.5.2 Zádržný vlnovod

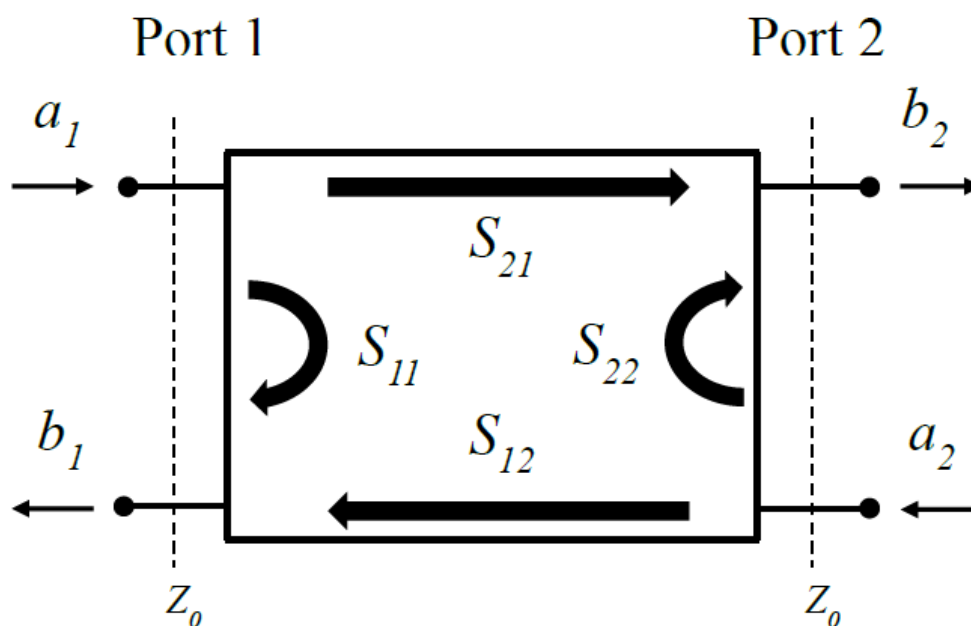
Vlnovod buzený nižší než kritickou frekvencí, z důvodu potřeby dosáhnout větší hloubky ohřevu. K zádržným vlnovodům řadíme vlnovody, které mají pracovní kmitočet menší než kritický. Pokud ale vlnovod budíme pod mezní frekvencí, šířená vlna je ztrátová i bez přítomnosti dielektrika, čímž nesplňujeme podmínky pro šíření a dochází k návratu energie do zdroje [20].

## 1.6 S – parametry

S – parametry nám umožňují popisovat šíření elektromagnetické vlny přes prostředí. Jsou to komplexní veličiny s reálnou a imaginární částí. Zjednodušený princip si ukážeme na obr. 1.1. Když na port (port 1) pošleme elektromagnetickou komplexní vlnu (V)  $a_1$ , část vlny se odrazí zpět jako vlna  $b_1$ . Poměr mezi těmito vlnami je vyjádřen pomocí koeficientu  $S_{11}$  (-), což je koeficient odrazu.  $S_{11}$  koeficient pak vyjadřujeme pomocí rovnice (1.2).

$$S_{11} = \frac{b_1}{a_1} \quad (1.2)$$

Dalším pro nás důležitým parametrem je koeficient  $S_{21}$ , tzv. Koeficient přenosu mezi portem 1 a portem 2, obecně komunikace mezi porty (anténami). Koeficient nám pak udává, jak velká část vlnění byla předána z jednoho portu do druhého [22].



**Obr. 1.1:** Znárodnění S – parametrů. Převezato z [23].

Pro to, abychom mohli použít tento popis soustavy, musíme znát referenční impedance portů ( $Z_0$ ). Pro většinu přístrojů je  $Z_0 = 50 \Omega$  [23]. Abychom zajistili dostatečný přenos, musíme antény dostatečně impedancečně přizpůsobit. Anténa tvoří spolu s koaxiálním vedením zátěž  $Z_L$ . Cílem je, aby bylo zaručené co největší přiblížení hodnot  $Z_0 \cong Z_L$ . Velikost impedancečního přizpůsobení určujeme podle  $S_{11}$  koeficientu, jak je vidět v tab. 1.1. Při zobrazování CMP musíme počítat s přechody přes prostředí. Ty nejdůležitější jsou zobrazeny na obrázku č. 1.2.



**Obr. 1.2:** Schéma fázových přechodů ovlivňujících funkci aplikátoru při MWI.

**Tab. 1.1:** Úroveň impedancečního přizpůsobení v závislosti na  $|S_{11}|$  koeficientu [23].

Stupeň přizpůsobení	$ S_{11} $ (dB)
Okrajové	-6,0
Dobré	-10,0
Vynikající	-14,0
Excelentní	-20,0

## 1.7 3D tisk

Jako první byla 3D tiskárna patentována v roce 1980 doktorem Kodamou v Japonsku. Tato metoda byla založena na tekutém fotopolymeru, který byl zpevňován pomocí UV záření. Do komerčního prodeje se 3D tisk dostal na konci 80. let 20. století, ale cena této technologie byla tak vysoká, že si ji mohli dovolit pouze velké společnosti – tisk se využíval v automobilovém designu. Po roce 2000 vypršela platnost některých patentů a 3D se stal přístupnější širší veřejnosti, ale nejvíce byl zpopularizován díky projektu RepRap [24].

RepRap je koncept, kdy jedna tiskárna může tisknout součástky pro další tiskárny, takže jedině, co je potřeba jsou kovové a elektronické části [24].

Tisk samotný je velmi časově náročný, v závislosti na kvalitě tisku a na velikosti tisknutého objektu. Čím větší je objekt, tím delší je čas tisku a zároveň, čím kvalitnější tisk, tím je čas tisku delší.

### 1.7.1 Tiskárna Průša i3 Mk. II

Jedna z nejrozšířenějších tiskáren je tiskárna uvedená na trh českým výrobcem Josefem Průšou. Tato tiskárna je součástí projektu RepRap a od počátku výroby se stala jednou z nejznámějších tiskáren. Samotný model je Průša i3 Mk. II s deskou pro tisk o rozměrech 250 × 250 × 250 mm. Má otevřenou konstrukci, LCD obrazovku pro ovládání a možnost propojení s počítačem. Průměr trysky pro tisk je 0.2 mm. Model můžeme vidět na obr. 1.2.



**Obr. 1.3:** Model Průša i3 Mk. II.

## 1.8 Cíle práce

Hlavním cílem práce je porovnání vlnovodného aplikátoru vyrobeného standardní cestou s aplikátorem vyrobeným 3D tiskem, který z důvodu zajištění vodivosti celého modelu projde pokovením. Abych toho mohl dosáhnout, musím navrhnout geometrický model systému, které sestává z aplikátorů a modelu pro kapalný fantom mozku. Následně musí být aplikátory impedančně optimalizovány pro pracovní frekvenci 1 GHz. Tato část práce bude provedena v numerickém prostředí COMSOL. Po provedení simulací a experimentálního měření obou druhů vlnovodů bude výsledkem teoretická možnost využití 3D tisku vlnovodných aplikátorů v následujících projektech.

## 2 Metody

V této kapitole se budu podrobně věnovat popisu postupů a metod použitých k dosažení výsledků práce. Veškeré měření bylo uskutečněno na Fakultě biomedicínského inženýrství ČVUT v Kladně.

### 2.1 Návrh vlnovodného aplikátoru

Tato část se zabývá teoretickým i experimentálním návrhem vlnovodu. Návrh byl uzpůsoben pracovní frekvenci  $f_p = 1$  GHz.

Podle [20, 25] délku strany  $a$  (parametricky popsáno na obrázku 2.1) vypočítáme podle vztahu:

$$a = \frac{c}{2 \cdot \sqrt{\epsilon_r \cdot \mu_r} \cdot f_p} \quad (2.1)$$

kde  $c$  ( $\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$ ) je rychlost světla,  $\epsilon_r$  (-) je relativní permitivita prostředí uvnitř vlnovodu,  $\mu_r$  (-) je relativní permeabilita prostředí uvnitř vlnovodu a  $f_p$  (Hz) je pracovní frekvence. Dalším parametrem potřebným pro výpočet je konstanta příčného průřezu:

$$k_{c_{TE_{10}}} = \frac{\pi}{a} \quad (2.2)$$

Pro pokračování ve výpočtu potřebujeme znát mezní frekvenci pro naši pracovní frekvenci. Tu vypočítáme podle vztahu:

$$f_m = \frac{k_{c_{TE_{10}}} \cdot c}{2 \cdot \sqrt{\epsilon_r \cdot \mu_r}} \quad (2.3)$$

Stranu  $b$  vypočítáme podle rovnosti:

$$a < \lambda_v < 2a \quad (2.4)$$

$$b = \frac{\lambda_v}{2} \quad (2.5)$$

Pokud víme, že vlnová délka ve vakuu  $\lambda_0 = 0,3 \text{ m}$ , můžeme vypočítat vlnovou délku ve vlnovodu, a to podle vzorce:

$$\lambda_{vln} = \frac{\lambda_0}{\sqrt{\varepsilon_r} \sqrt{1 - \left(\frac{f_m}{f_p}\right)^2}} \quad (2.6)$$

A konečně můžeme vypočítat stranu  $c$  vlnovodu jako:

$$c = \frac{\lambda_{vln}}{2} \quad (2.7)$$

## 2.2 Teoretické výpočty

Použité materiály a jejich dielektrické vlastnosti jsou vypsány v tabulce č. 2.2. Vlnovod je navržen pro případ, kdy je naplněn vodou o relativní permitivitu  $\varepsilon_r = 78$  z důvodu optimalizace. Výplň vodou umožňuje zmenšení jeho rozměrů. Kdybychom použili jinou výplň, rozměry by byly větší než které ty, které byly vypočítány v této kapitole. Snížení rozměrů je pro nás kritické, a to hlavně z důvodu aplikace v klinické praxi, kdy systémy pro MWI musí být kompaktní a přenosné.

Pokud chceme navrhnout vlnovod a uvažujeme klasický typ, tedy že  $f > f_m$  (mezní frekvence) a to, že nedochází k tlumení, můžeme říci, že strana  $a$  se vypočítá jako:

$$a = \frac{c}{2 \cdot \sqrt{\varepsilon_r \cdot \mu_r} \cdot f_p}$$

Po dosazení:

$$a = \frac{3 \cdot 10^8}{2 \cdot \sqrt{78} \cdot 1 \cdot 1 \cdot 10^9}$$

$$16,9 \text{ mm} < \lambda_v < 33,8 \text{ mm}$$

$$a = 25,47 \text{ mm}$$

Po dosazení do vztahu (2.4) a (2.5) dostaneme stranu  $b$ :

$$b = \frac{\lambda_v}{2} = \frac{25,47}{2}$$



$$b = 12,74 \text{ mm}$$

Pracujeme s vlnovodným videm  $TE_{10}$ , kdy obecně vzorec je:

$$k_c = \sqrt{\left(\frac{m\pi}{a}\right)^2 + \left(\frac{n\pi}{b}\right)^2} \quad (2.8)$$

kdy pro vid  $TE_{10}$  platí, že  $m = 1$  a  $n = 0$ . Potom můžeme říct, že:

$$k_{cTE_{10}} = \frac{\pi}{a}$$

$$k_{cTE_{10}} = \frac{\pi}{0,02547}$$

$$k_{cTE_{10}} = 123,3 \text{ m}^{-1}$$

Pro další práci potřebujeme vypočítat mezní frekvenci pro naši pracovní frekvenci podle vzorce (2.3) a znát vlnovou délku ve vakuu, která je pro naši frekvenci rovna 0,3 m. Po dosazení do vzorce:

$$f_m = \frac{123,3 \cdot 3 \cdot 10^8}{2\pi\sqrt{78} \cdot 1}$$

$$f_m = 666,6 \text{ MHz}$$

Z těchto hodnot můžeme vypočítat vlnovou délku ve vlnovodu:

$$\lambda_{vln} = \frac{0,3}{\sqrt{1 - \left(\frac{1 \cdot 10^9}{666,6 \cdot 10^6}\right)^2}} \cdot \frac{1}{\sqrt{78}}$$

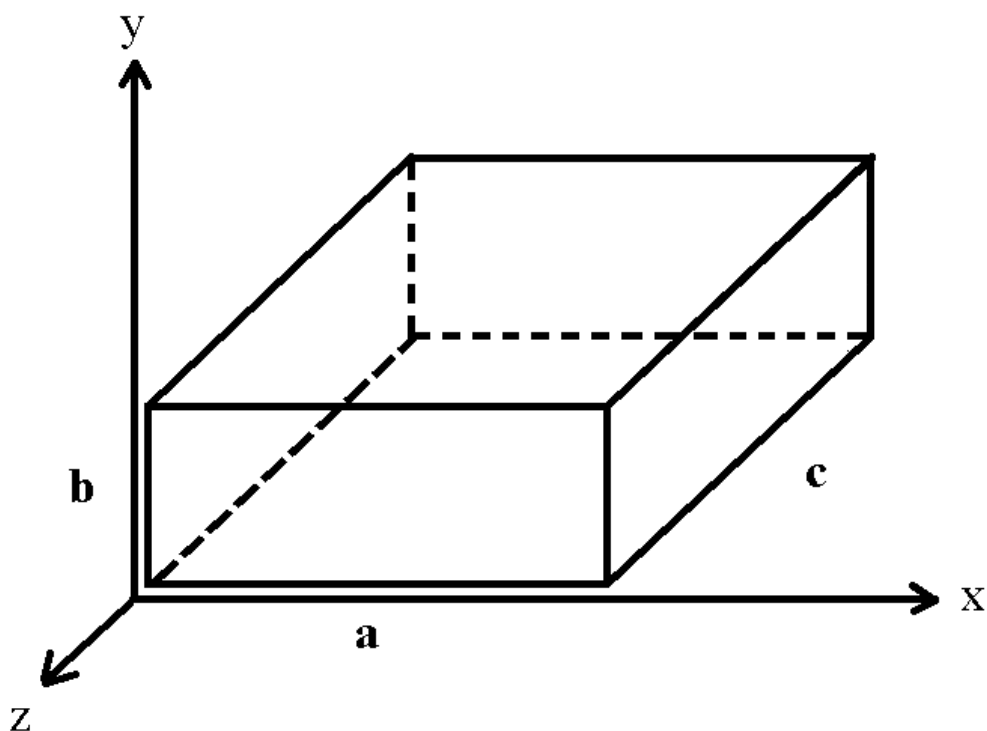
$$\lambda_{vln} = 0,045 \text{ m}$$

Z této vlnové délky můžeme vypočítat i poslední stranu  $c$ :

$$c = \frac{0,045}{2}$$

$$c = 22,79 \text{ mm}$$

Obecné schéma vlnovodu je znázorněno na obrázku č. 2.1 a parametry jsou pro přehlednost zapsány v tabulce č. 2.1.



**Obr. 2.1:** Schéma vlnovodu.

**Tab. 2.1:** Seznam parametrů navrženého vlnovodu

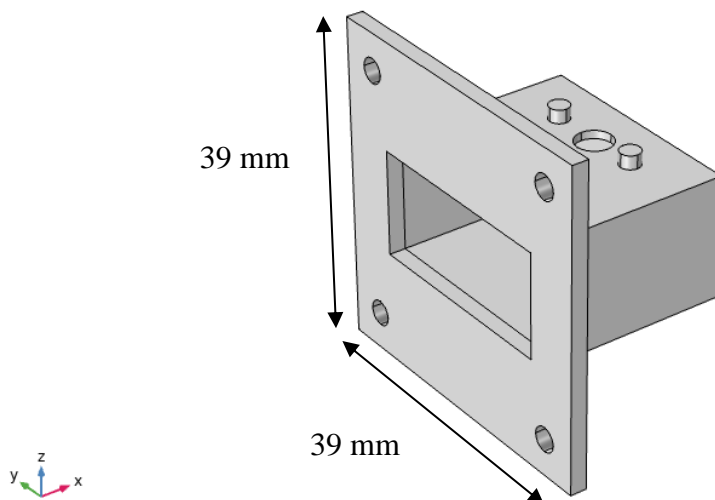
Parametr	Značka	Hodnota
Mezní frekvence [MHz]	$f_m$	666,600
Vlnová délka [m]	$\lambda_{vln}$	0,045
Konst. příčného průřezu [m <sup>-1</sup> ]	$k_{c_{TE_{10}}}$	123,300
Rozměry [mm]	$a$	25,470
	$b$	12,740
	$c$	22,790

### 2.3 Numerické simulace

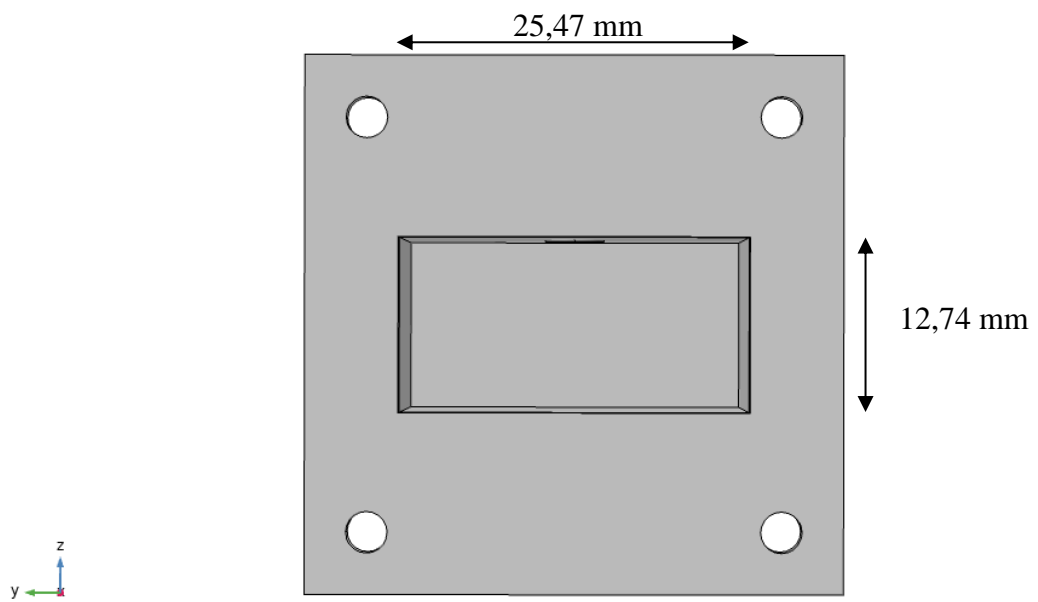
Pro řešení návrhu jsem použil numerické prostředí COMSOL Multiphysics. COMSOL je inženýrský program, který nám umožňuje modelovat a simulovat fyzikální děje. Většina dějů v reálném světě má multifyzikální povahu. Z tohoto důvodu je nutné při vývoji a výrobě testovat větší množství dějů najednou a COMSOL nám toto umožňuje. V mém případě pracuji v radiofrekvenční oblasti, frekvenční doméně a

důvodem pro použití programu COMSOL je potřeba impedančního přizpůsobení. Vlnovod byl impedančně přizpůsoben pro 1 GHz skrze parametry geometrie. V programu byly provedeny numerické parametrické s cílem nalézt vhodné parametry pro vlnovod tak, aby byl impedančně přizpůsoben k hranici S – parametru -10 dB. (viz. kapitola 3. Výsledky).

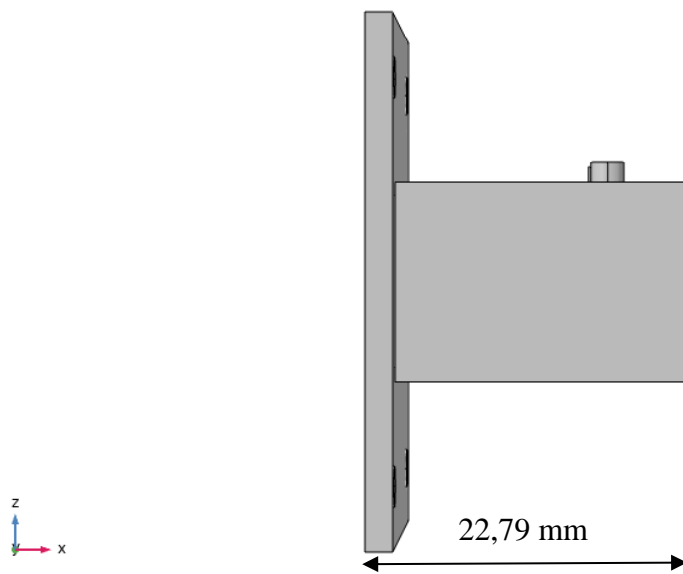
Na základě výpočtů byl vytvořen model v programu COMSOL. Geometrie sestává z části, která je naplněná vodou a obruby. Obruba je v geometrii kvůli dobrému držení v modelu pro držení fantomu. V geometrii jsou na vrchní straně dva držáky pro lepší umístění SMA-Z konektoru na model. Při modelování bylo potřeba nastavit materiály. Pro každý materiál byly nastaveny dielektrické parametry. Následně byla nastavena fyzika potřebná pro provedení simulace. Materiály a jejich parametry jsou uvedeny v tabulce č 2.2. Provedl jsem simulaci typu parametric sweep. Simulace, která provede měření pro daný parametr v určitém intervalu v pouze jedné simulaci. Simulace byly provedeny pro frekvenci v intervalu od 0,8–1,2 GHz. Navržený model je na obrázcích č. 2.2, 2.3, 2.4. Samotný koaxiální kabel s konektorem je na obrázku 2.5.



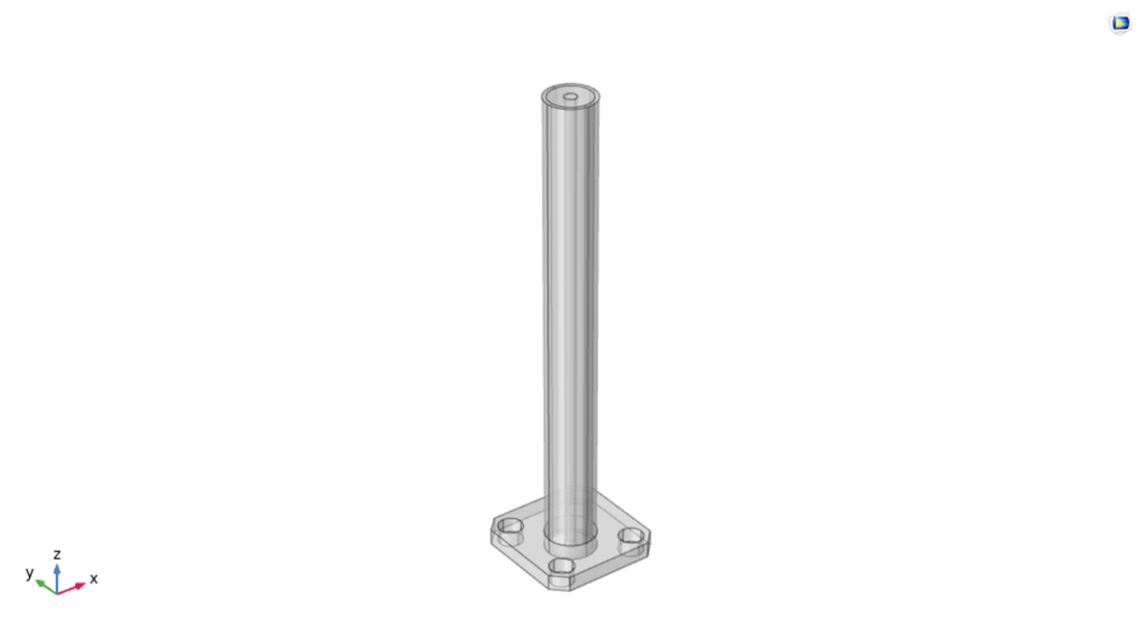
**Obr. 2.2:** Vlnovodný element navržený v programu COMSOL.



**Obr. 2.3:** Pohled z frontální roviny.



**Obr. 2.4:** Pohled ze strany.



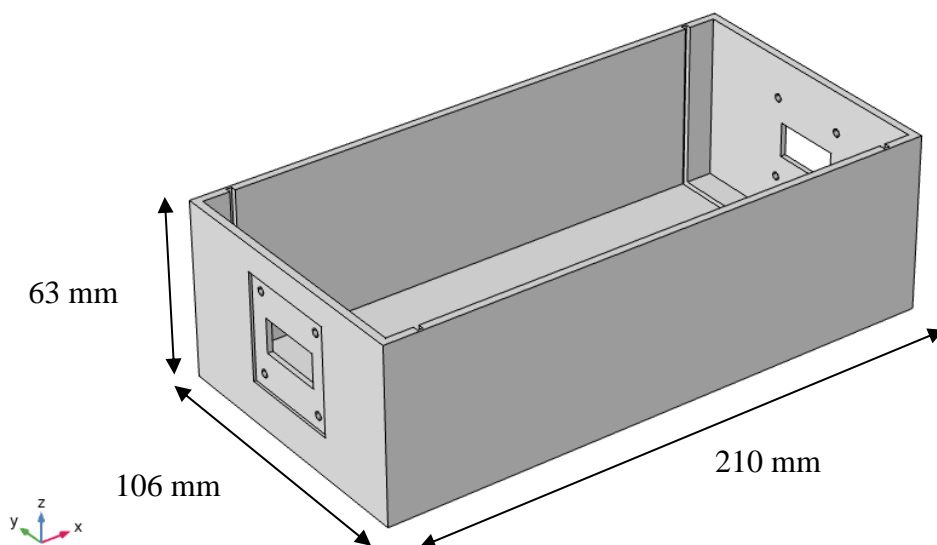
**Obr. 2.5:** Model koaxiálního kabelu s konektorem.

**Tab. 2.2:** Použité materiály a jejich parametry pro frekvenci 1 GHz.

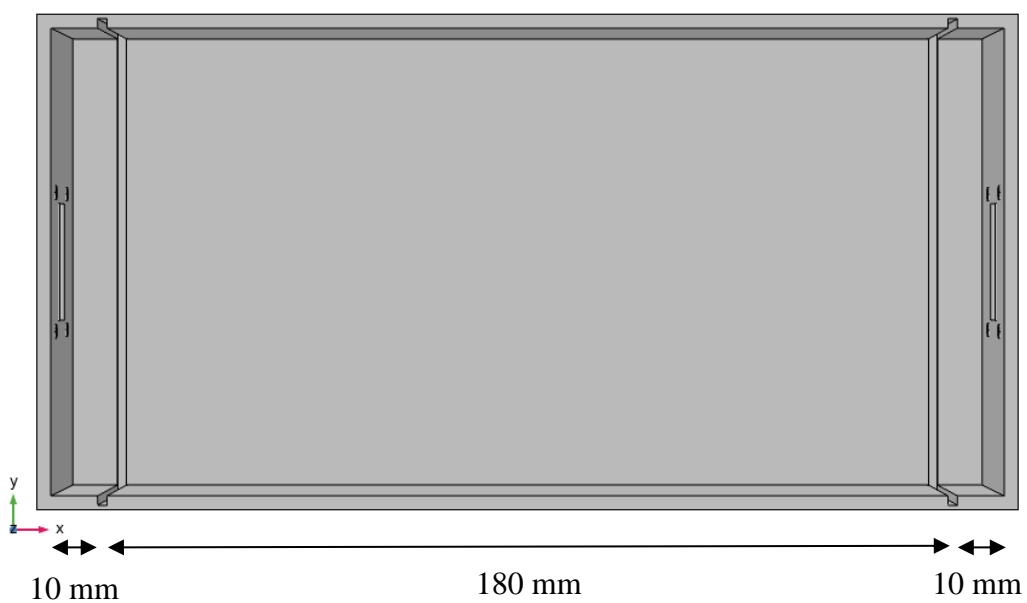
<b>Materiál</b>	<b><math>\sigma</math> (S/m)</b>	<b><math>\epsilon_r</math> (-)</b>
Voda	0,20	78,00
Vzduch	1,00	1,00
Teflon	0,00	2,10
PLA/PET	0,00	3,38
Fantom mozku	0,97	41,80

## 2.4 Geometrie pro uchycení aplikátorů

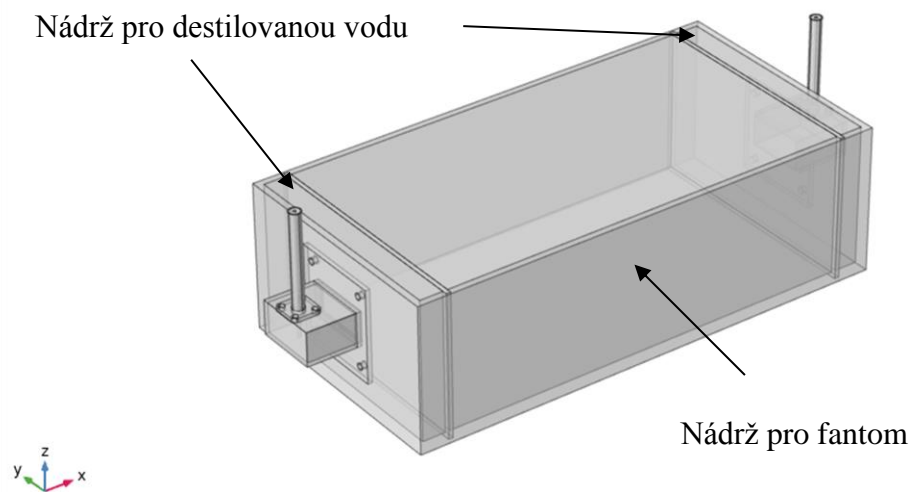
Samotné antény nám neumožní provést měření. Proto jsem navrhl model, který slouží jako nádoba pro kapalný fantom mozku a simuluje reálnou lékařskou detekci. Model obsahuje dvě nádrže na vodu pro lepší přechod vlnění z vlnovodu mezi fázemi a samotnou nádobu pro fantom. V modelu jsou drážky pro vložení plexiskla pro oddělení vody od fantomu. Velikosti modelu jsem uzpůsobil možnostem tisku na 3D tiskárně a velikosti antén. Jediný parametr, který je důležitý je délka nádoby držící fantom, přes kterou prochází vlna. Tuto vzdálenost jsem se rozhodl stanovit na 180 mm, což je průměrná šířka hlavy dospělého muže. Tuto hodnotu jsem převzal z Antropologických tabulek. Model je zobrazen na obrázcích č. 2.6, 2.7 a celkové zapojení soustavy pro simulace na obrázku 2.8.



**Obr. 2.6:** Geometrie pro uchycení aplikátorů navržený v programu COMSOL.



**Obr. 2.7:** Pohled ze shora. Nádrže na vodu mají na délku 10 mm a od nádrže na fantom jsou odděleny pomocí dvou plexiskel o tloušťce 2 mm.



**Obr. 2.8:** Zapojení celé soustavy pro simulace. Model drží dva aplikátory s vymodelovanými SMA-Z konektory a částmi koaxiálních vodičů. Vlnění se šíří přes vodní nádrže do fantomu mozku.

## 2.5 3D tisk modelů

Možnosti materiálů pro 3D tisk jsou široké. Materiály se liší jak strukturou, tak vzhledem po tisku, rozdílnou odolností vůči vysokým teplotám nebo například drsností povrchu. Můžeme používat materiály všech druhů. Patří k nim i materiály dřevěné, kovové (tedy vodivé), ale tisk pomocí těchto materiálů je pro širokou veřejnost velice nepřístupný. Nejčastěji používanými materiály tedy jsou termoplasty. Termoplasty jsou plasty, které jsou od určité teploty plastické a po následném ochlazení se stanou pevnými. Pro tyto materiály si můžeme uvést dvě hranice, teplotní bod přechodu  $T_p$  a bod tání  $T_t$ . Materiál s teplotou pod  $T_p$  je většinou v pevné fázi. Při teplotě mezi body  $T_p$  a  $T_t$  se drasticky mění materiálové vlastnosti. Nad bod  $T_t$  dochází k tání materiálu. Nejčastěji používané materiály a materiály přítomné na fakultě biomedicínského inženýrství jsou ABS, PET a PLA. Materiály pro tisk se nejčastěji prodávají s průměrem 1,75 nebo 3 mm a v rolích o 0,5 až 1 kg a jsou dostupné ve velkém množství barevných provedení.

**ABS (Acrylonitrile Butadiene Styrene)** je materiál používaný pro aplikace, které potřebují větší tepelnou odolnost. Jeho bod  $T_p$  je přibližně 102 °C a jako materiál je amorfní, tudíž nemá bod tání. Teplota pro tisk s ABS je 230 °C, v průběhu tisku

je vylučován toxický plyn, takže je doporučen tisk v dobře ventilované místnosti. ABS se používá například k výrobě kostek LEGO [24].

**PET (Polyethylene Terephthalate)** je materiál s výbornými vlastnostmi, dobrou strukturou a vysokou tepelnou odolností [24, 25].

**PLA (Polylactic Acid)** je biodegradabilní materiál s nízkou teplotou tisku, což ho dělá jedním z více ekologických variant. PLA je materiálově podobný ABS a je nejvýhodnější pro domácí tisk [24]. Porovnání materiálů je pro přehlednost uvedeno v tabulce 2.3.

**Tab. 2.3:** Porovnání materiálů pro 3D tisk – převzato a upraveno z [24].

<b>Materiál</b>	<b>T<sub>tisk</sub> (°C)</b>	<b>Cena (Kč/Kg)</b>
ABS	220-235	605
PET	210-255	545
PLA	180-220	460

Vlastnosti materiálů budou odzkoušeny na tisku aplikátorů a modelů pro držení fantomu mozku.

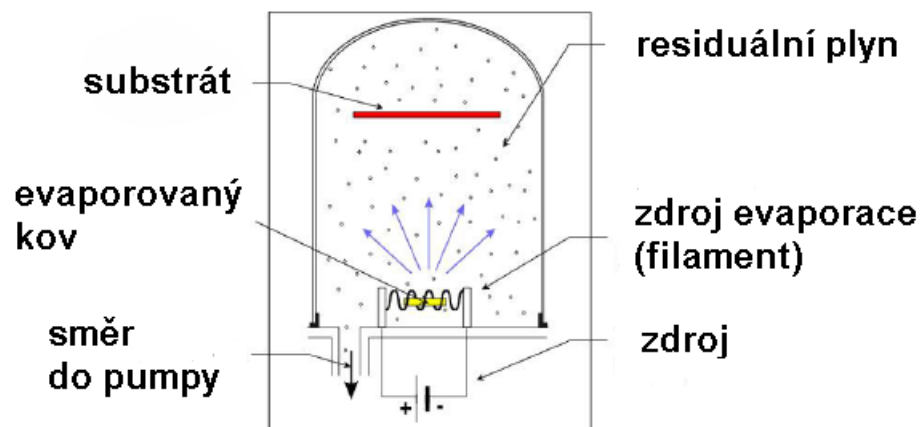
## 2.6 Pokovení

Aby byl vlnovodný aplikátor lehce vyrobitelný i ve školních laboratořích nebo domácnostech, musí být vybrán lehce dostupný materiál. Tudiž nemůže být tisknuta z kovového prášku; antény jsou vytisknuty z plastových materiálů. To znamená, že nejsou elektricky vodivé. Proto jsem vybral metodu pokovení povrchu plastu. Jedním způsobem pokovení je vakuové pokovení.



## 2.6.1 Vakuové pokovení

Vakuové pokovení nebo potahování je proces, který probíhá ve vakuové komoře (popsána na obrázku 2.9) kde se potahovací materiál ohřívá na vysoké teploty, dochází k evaporaci. Evaporovaný materiál pak kondenzuje a usazuje se na materiálu, který má být pokoven. Tato metoda je používána výhradně v průmyslu a není veřejně dostupná. Po konzultaci ve firmě, která tuto metodu provádí jsem se rozhodl pro metodu alternativní, postřik vodivým sprejem.



Obr. 2.9: Schéma vakuové komory pro vakuové pokovení.

Převzato a upraveno z [24]

## 2.6.2 Vodivé spreje

Jako alternativní metodu jsem vybral vysoce vodivé spreje. Konkrétně vodivý sprej EMILAC (obrázek č. 2.10). Tento sprej obsahuje částice mědi potažené stříbrem. Podle popisu výrobku a data sheetu [27] EMILAC chrání před elektromagnetickým vlněním a zajišťuje ochranu před elektromagnetickými interferencemi. Povrchová rezistance je menší než  $0,5 \Omega \cdot \text{mm}^{-2}$  při tloušťce  $0,25 \mu\text{m}$ .



**Obr. 2.10:** Vysoce vodivý sprej EMILAC.

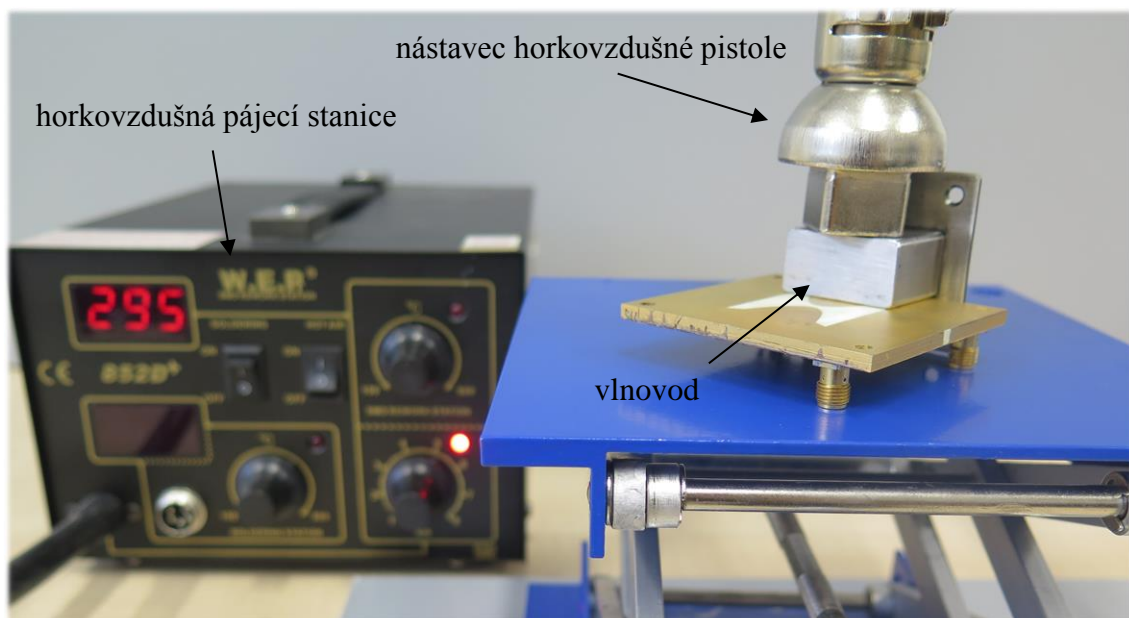
Modely vytisknuté na 3D tiskárně byly pokoveny sprejem, aby byla zajištěna vodivost povrchů. Na model byl připevněn SMA-Z konektor pro připojení koaxiálního kabelu (data sheet [28]). Z důvodu nemožnosti použití pájení kvůli vysokým teplotám dosahujícím 300–450 °C a teploty tavení plastů pohybující se kolem 250 °C byla použita alternativa ve formě elektrovodivého lepidla WIRE GLUE. (obrázek č. 2.11, data sheet [29]).



**Obr. 2.11:** Elektrovodivé lepidlo WIRE GLUE.

## 2.7 Výroba standardního vlnovodného aplikátoru

Abych mohl porovnat vytisknuté a pokovené vlnovody, potřebuji mít standard pro porovnání. Proto jsem vyrobil modely vlnovodných aplikátorů z kovového plechu. Vlnovody byly vyrobeny ve firmě Mifer s.r.o., přičemž jsem u výroby asistoval. Jednotlivé části vlnovodu byly vyfrézovány a následně svařeny dohromady. Tento způsob výroby má za účel simulovat standardní výrobu vlnovodných aplikátorů. Tloušťka plechu použitého k výrobě byla stanovena na 1 mm a jako samotný materiál jsem se rozhodl pro ocel třídy 11320. Na vlnovod bylo potřeba připevnit SMA-Z konektor. Konektor byl připevněn pomocí horkovzdušné pájecí stanice a pájecí pasty. Pasta byla nanesena na dotekovou plochu, konektor byl přiložen a vložen do improvizované pece po dobu 6 minut při teploty 290–300 °C. (viz. obrázek 2.12)



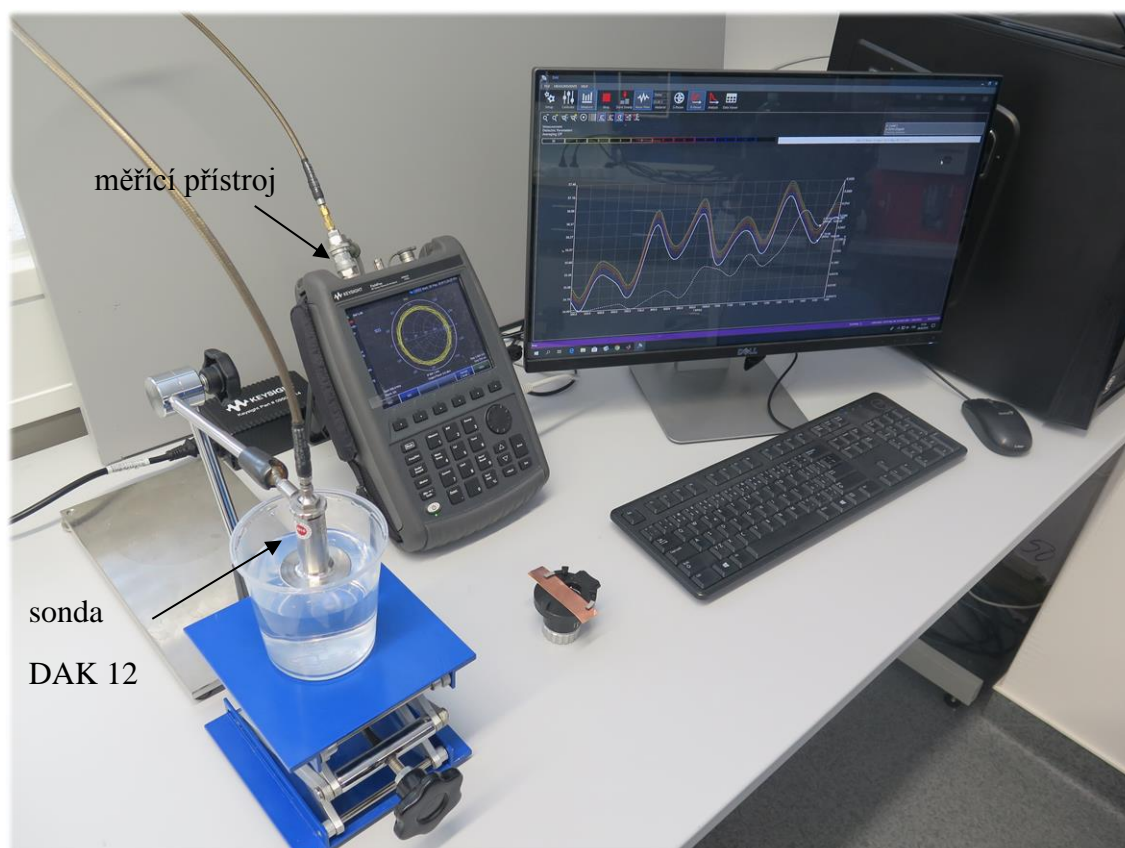
**Obr. 2.12:** Systém pro připojení konektoru ke kovovému vlnovodu.

### 2.7.1 SMA-Z konektor se sondou

Pro přenos vlnění z generátoru do vlnovodu jsem použil SMA-Z konektor PAN 50R. Konektor byl vybrán na základě velikosti a příložené plochy k obrubě. Ke konektoru byla připojena sonda z potaženého měděného drátku. Délka sondy byla upravena podle předchozích simulací na 10,75 mm aby umožňovala dobrou úroveň impedančního přizpůsobení pro pracovní frekvenci 1GHz. K připojení sondy do konektoru byla použita pájecí stanice.

## 2.8 Fantom mozku

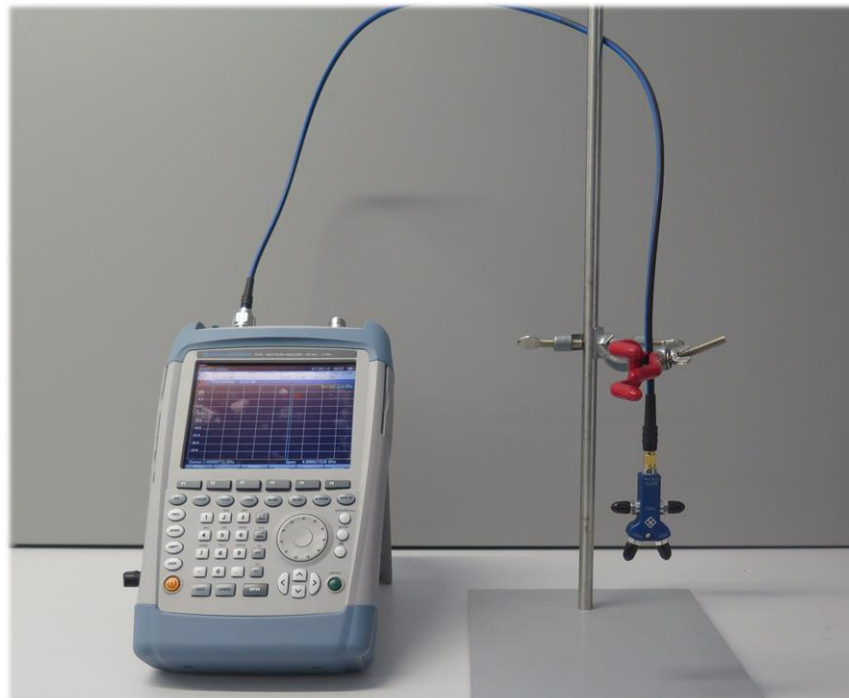
Jelikož se mikrovlnné zobrazování používá zejména k diagnostice a detekci CMP a karcinomů prsu, je nutné abychom testovali v prostředí alespoň připomínající mozek nebo tukovou tkáň prsu. Já jsem se rozhodl pro testování na fantomu mozku. V reálném prostředí bychom museli počítat s přechodem přes kůži, kosti a vzduch/vodu. Model je navržený tak, že přechod přes kůži a kosti nebere v potaz a jediné s čím počítám je přítomnost vodního bolusu, který pomáhá lepšímu přechodu mezi vlnovodem a tkání. Fantom mozku byl namíchán podle standardů IEEE [26] v laboratoři na Fakultě biomedicínského inženýrství. Měření dielektrických vlastností fantomu bylo provedeno pomocí soustavy se sondou DAK 12 (data sheet [30]). Soustava je na obrázku 2.13. K měření byla použita metoda otevřeného konce koaxiálního vedení. Metoda se skládá z třístupňové kalibrace obvodů. Kalibrační kroky jsou short: zkratování konce koaxiálního vedení, open: měření naprázdno a load: měření na předem připraveném standardu. V našem případě byl standard 0,1M NaCl. Po změření neznámé látky přístroj provede přepočít na admitanci  $Y$  (S) a následný přepočít na relativní permitivitu  $\epsilon_r$  (-) a měrnou vodivost  $\sigma$  ( $S \cdot m^{-1}$ ).



**Obr. 2.12:** Zapojení systému pro měření permitivity a vodivosti fantomu. Soustava sestává ze sondy DAK 12, měřicího přístroje KEYSIGHT FieldFox a PC.

## 2.9 Experimentální měření

Samotné měření bylo provedeno na vektorovém analyzátoru. Vektorový analyzátor je zařízení, které umožňuje sledovat až čtyři přenosové parametry; S – parametry; tedy zjišťovat závislost úrovně signálu na frekvenci. Analyzátor umožňuje zobrazení změn výsledků v reálném čase s pouze dvěma podmínkami provozu, kterými jsou správná kalibrace a udržování dobrého stavu kabelů a konektorů. Vektorový analyzátor je na obrázku 2.13.



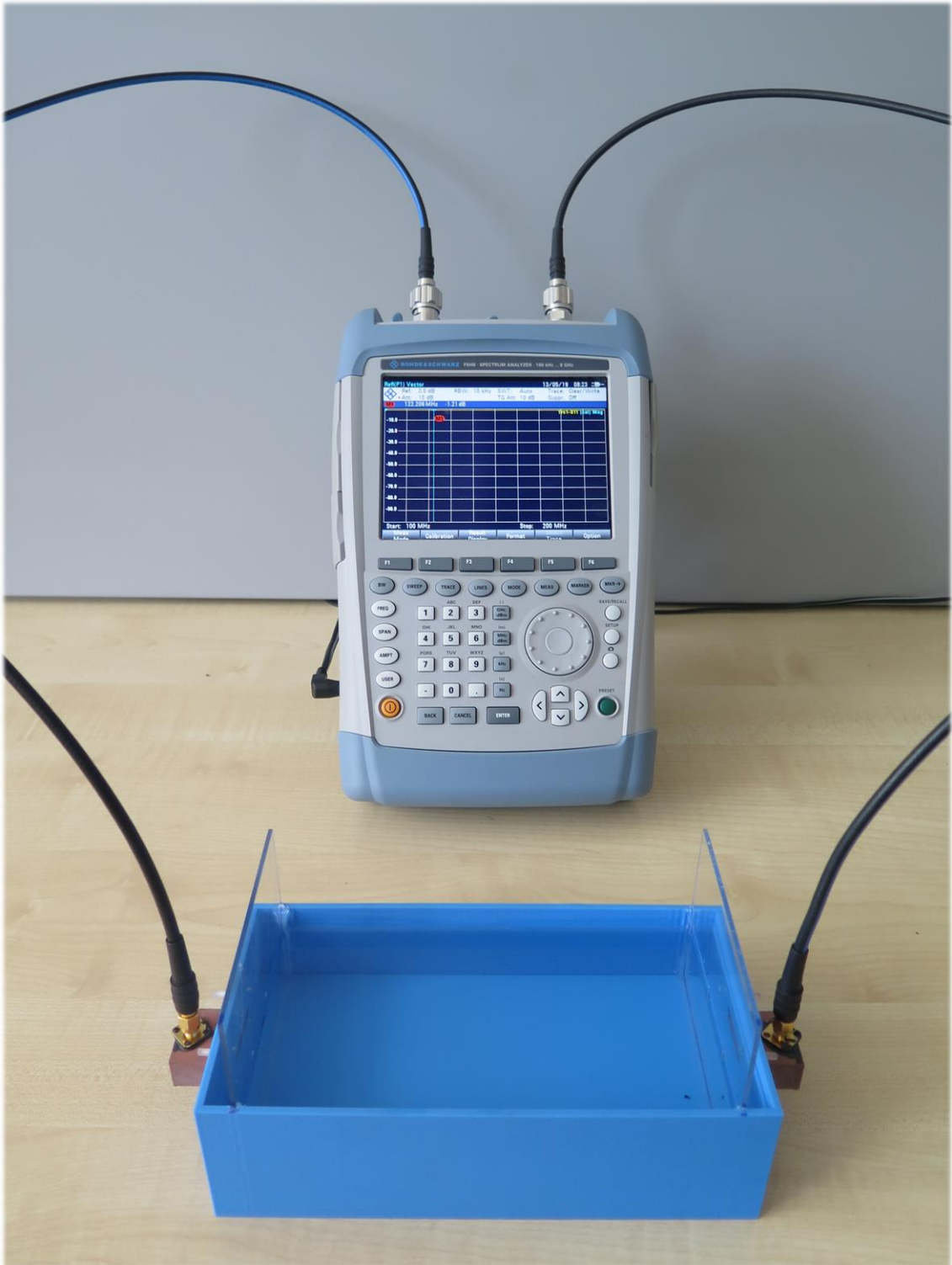
**Obr. 2.13:** Vektorový analyzátor použitý pro měření.

Před měřením byla provedena třístupňová kalibrace vedení vektorového analyzátoru. Kalibrace probíhá ve stupních short, open a load připojováním konektorů do odpovídajících portů kalibrátoru. Kalibrátor je na obrázku 2.14.



**Obr. 2.14:** Kalibrátor vektorového analyzátoru R&S®ZVZ135 Female.

Do modelů byly pomocí tavicí pistole upevněny plexisklové desky, které oddělují část simulující vodní bolus od fantomu mozku. K modelu byly po dvojicích připevněny vlnovodné aplikátory pomocí plastových šroubků PF-308K o rozměrech 3 x 8 mm. Aplikátory byly následně zataveny aby se zamezilo protékání vody z modelu. Model byl naplněn kapalinami. Do konektorů vektorového analyzátoru byly připojeny vlnovodné aplikátory připevněné na modelu pro fantom mozku. Zapojení je znázorněno na obrázku 2.15. Bylo provedeno měření, při kterém byly sledovány moduly parametrů  $|S_{11}|$ ,  $|S_{12}|$ ,  $|S_{21}|$ ,  $|S_{22}|$ , což jsou nejdůležitější parametry potřebné pro porovnání anténních elementů. K měření byly použity dva modely pro držení fantomu mozku.



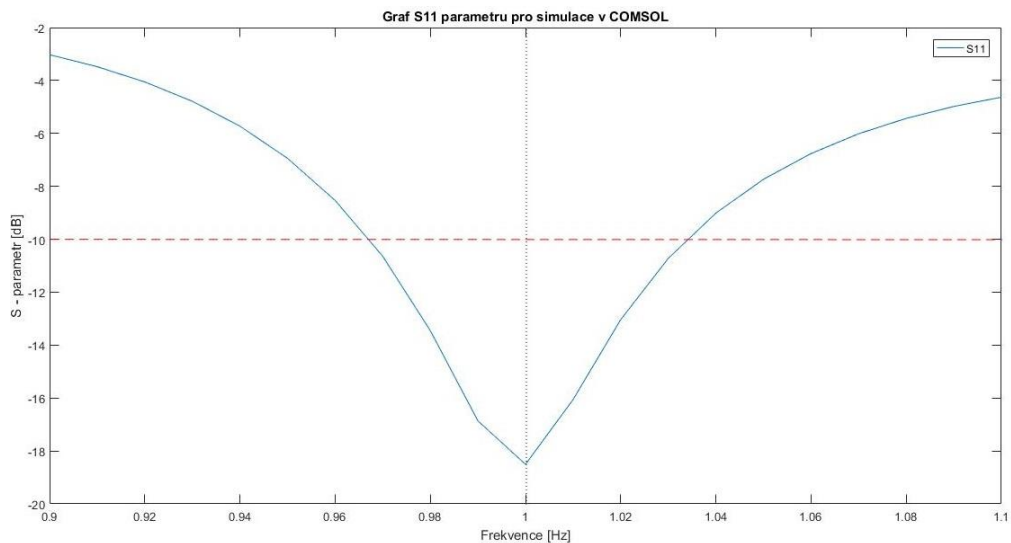
Obr. 2.15: Zapojení použité pro měření.

### 3 Výsledky

V této kapitole se věnuji prezentování výsledků naměřených na vektorovém analyzátoru v laboratořích Fakulty biomedicínského inženýrství a výsledků simulací provedených v programu COMSOL Multiphysics.

#### 3.1 Numerické simulace navrženého vlnovodu

V programu COMSOL Multiphysics bylo provedeno množství simulací, které měly za účel impedančně přizpůsobit aplikátor na pracovní frekvenci 1 GHz. Výsledek je hodnocením  $S_{11}$  parametru, nejdůležitějším pro bod přesně v 1 GHz. Provedené simulace zkoumali umístění sondy a hloubku vniku sondy do vlnovodu. Byly vybrány reprezentativní vzdálenosti a byly otestovány. Výsledná vzdálenost je 5 mm od vnitřní stěny aplikátoru v rovině x. Hloubka vniku je 10,75 mm. Výsledek je prezentován v obrázku 3.1.

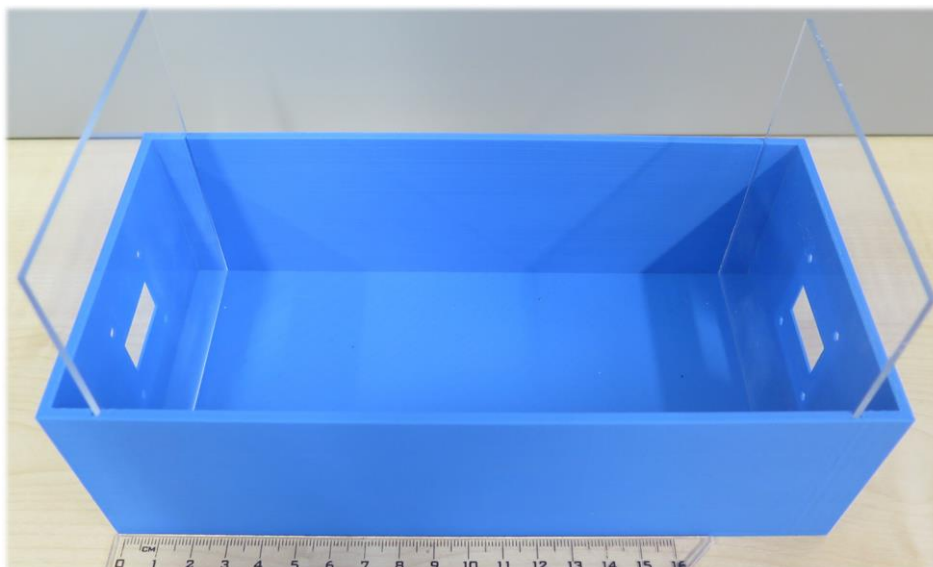


**Obr. 3.1:** Graf simulovaného  $S_{11}$  parametru pro impedančně přizpůsobený vlnovod. Červená čárkovaná linka znázorňuje hladinu S – parametru -10 dB, pod níž se snažíme dostat. Černá tečkovaná linka znázorňuje hranici 1 GHz.

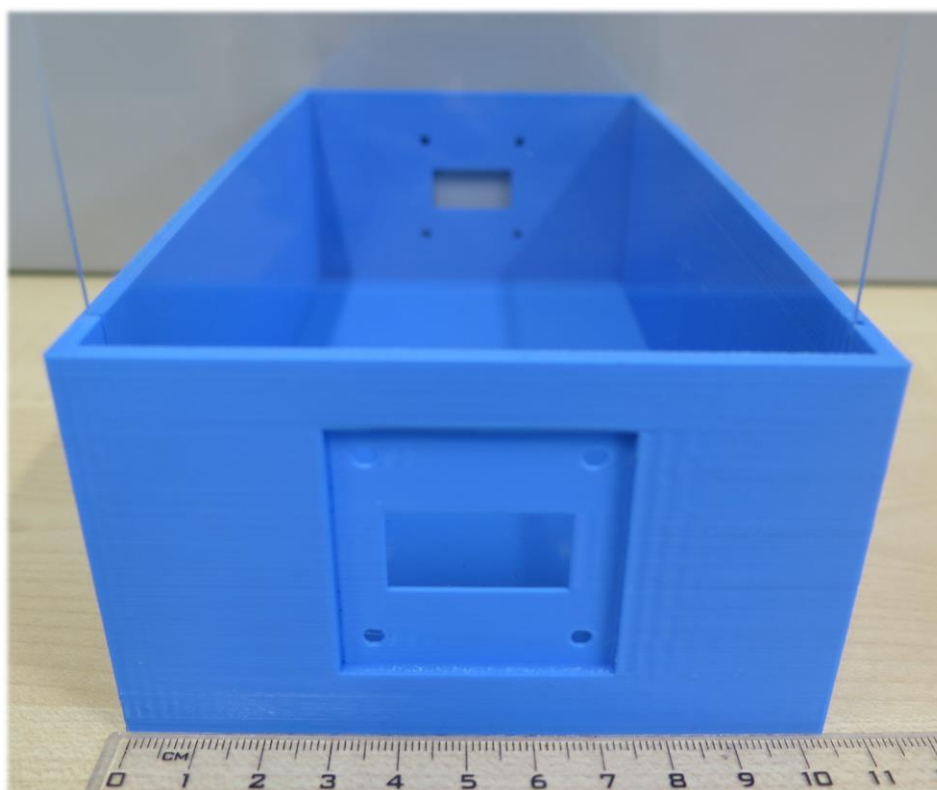


## 3.2 3D vytištěné modely a vlnovody

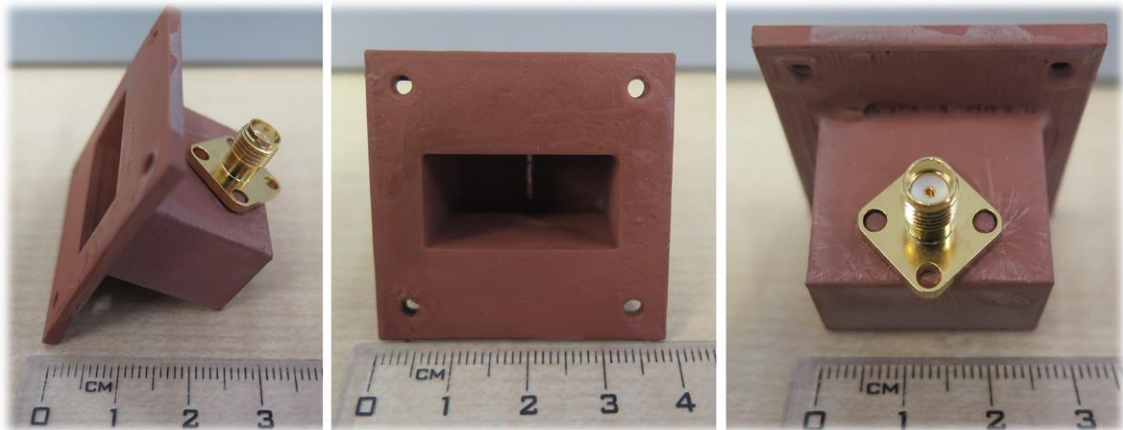
Na 3D tiskárně Průša Mk. II byly vytisknuty modely vlnovodných aplikátorů a modely geometrie pro upevnění aplikátorů a držení fantomu mozku. Tyto modely jsou zobrazeny na obrázcích 3.2–3.4.



**Obr. 3.2:** Vytištěný model soustavy pro fantom mozku.



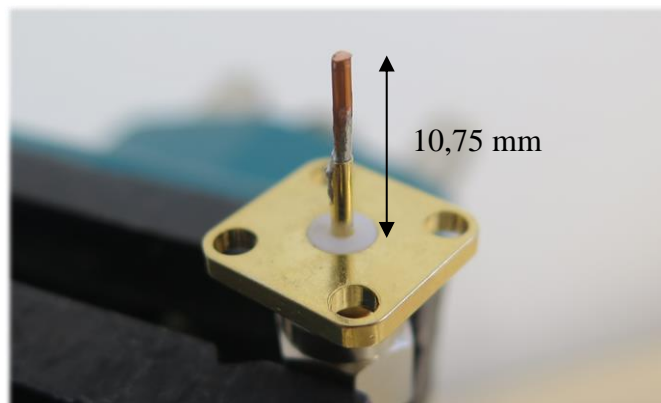
**Obr. 3.3:** Alternativní pohled.



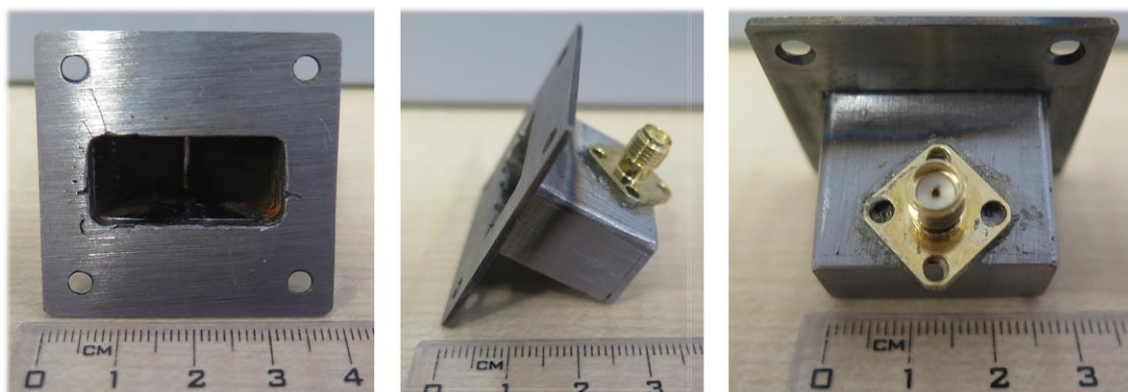
**Obr. 3.4:** 3D vytisknuté vlnovodné aplikátory pokovené vodivým sprejem EMILAC.

### 3.3 Kovové vlnovody

Ve firmě Mifer s r. o. byly za mé asistence vyrobeny kovové vlnovodné aplikátory z ocele třídy 11320. V laboratořích Fakulty biomedicínského inženýrství byly na pájecí stanici vytvořeny sondy, které byl následně pomocí horkovzdušné stanice připevněny na vlnovody. Sonda je zobrazena na obrázku 3.5 a celý vlnovod je na obrázku 3.6.



**Obr. 3.5:** Sonda připojená k SMA-Z konektoru.

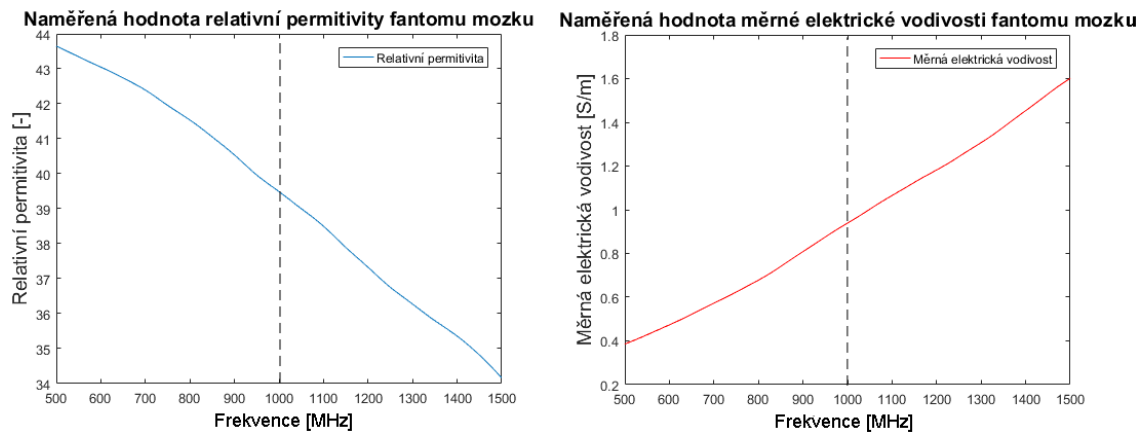


**Obr. 3.6:** Vlnovod vyrobený cestou simulující standard. K vlnovodu je připojen SMA - Z konektor se sondou.

## 3.4 Experimentální měření

### 3.4.1 Měření dielektrických parametrů fantomu

Proběhlo měření dielektrických parametrů fantomu metodou otevřeného konce koaxiálního vedení pomocí sondy DAK 12. Výsledky jsou prezentovány na obrázku 3.7 a v tabulce 3.1.



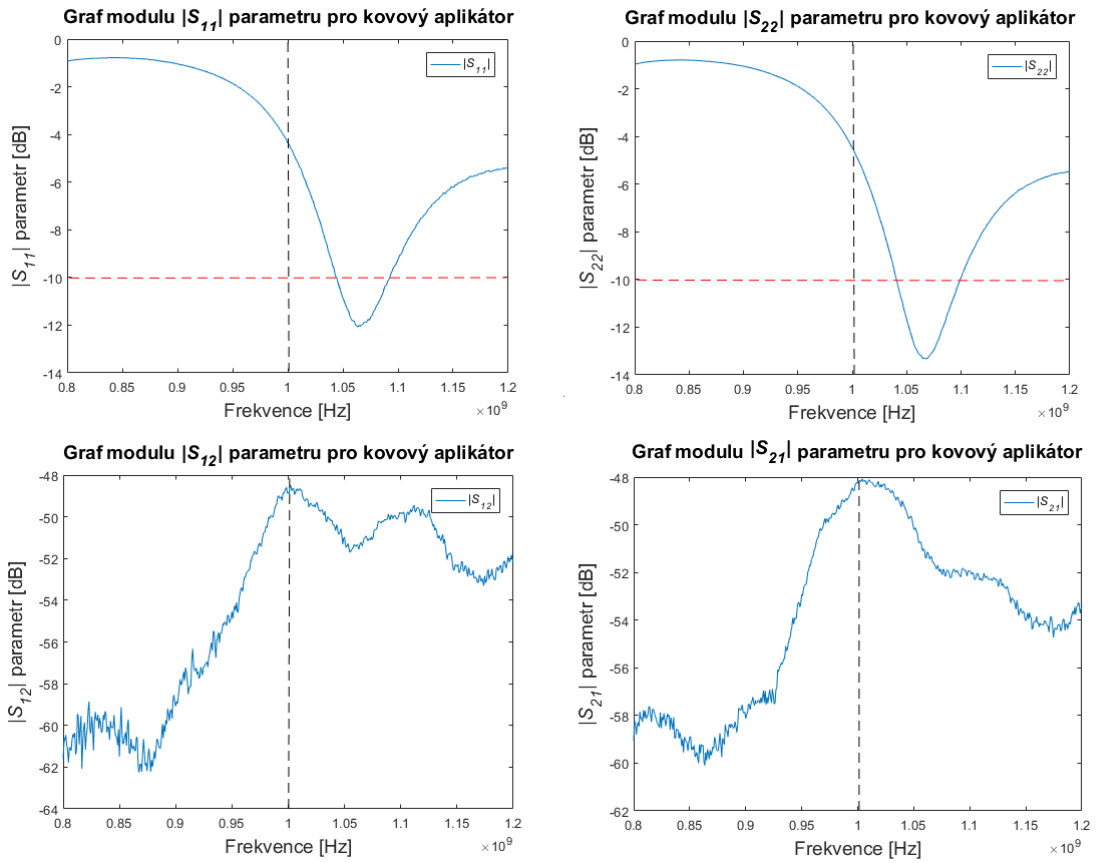
**Obr. 3.7:** Grafy naměřených dielektrických parametrů. Černá linka znázorňuje hranici 1 GHz, což je pracovní frekvence, pro kterou je naše měření důležité.

**Tab. 3.1:** Naměřené hodnoty dielektrických parametrů pro frekvenci 1 GHz.

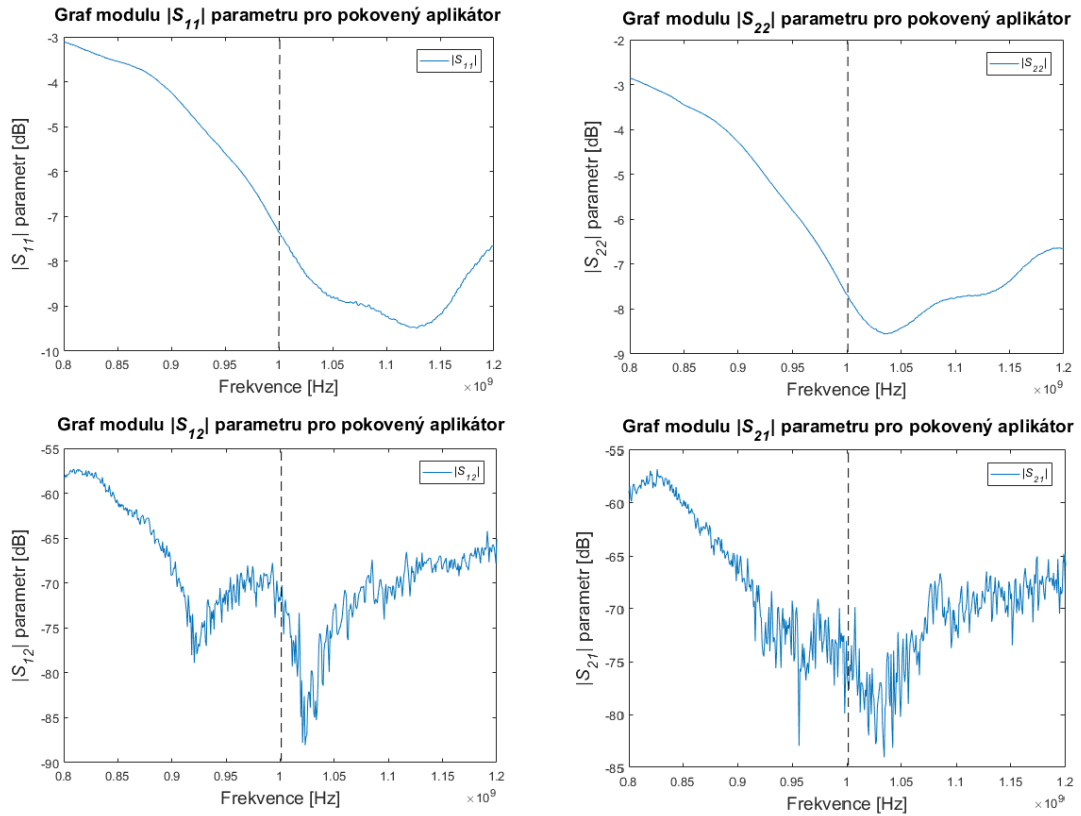
Dielektrický parametr	Hodnota
Relativní permitivita $\epsilon_r$ (-)	39,49
Měrná vodivost $\sigma$ ( $S \cdot m^{-1}$ )	0,94

### 3.4.2 Měření S - parametrů

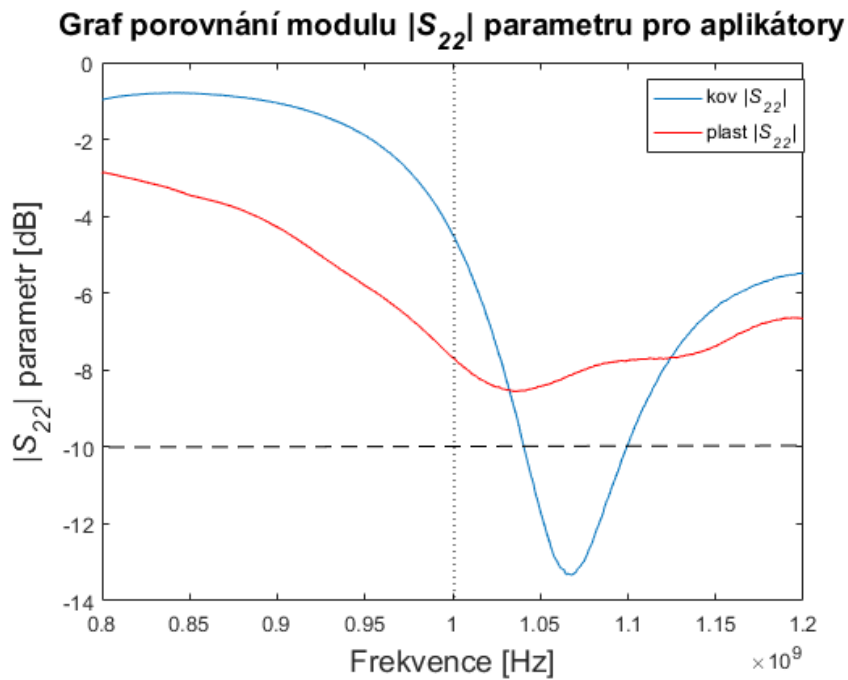
Proběhlo měření S – parametrů pro vytvořené soustavy. Měření proběhlo několikrát, aby byla zajištěna správnost a měření. Výsledky tohoto měření jsou důležité pro následné porovnání aplikátorů. Výsledky jsou prezentovány v obrázcích 3.8 a 3.9. Aplikátory jsou vzájemně porovnány na obrázcích 3.9 a 3.10. Pro větší přehlednost bylo vybráno porovnání pouze dvou modulů S – parametru.



**Obr. 3.8:** Naměřené hodnoty pro model se standardně vyrobenými kovovými vlnovodnými aplikátory. Červené linky znázorňují impedanční hladinu přizpůsobení -10 dB a černé linky znázorňují hranici 1 GHz.

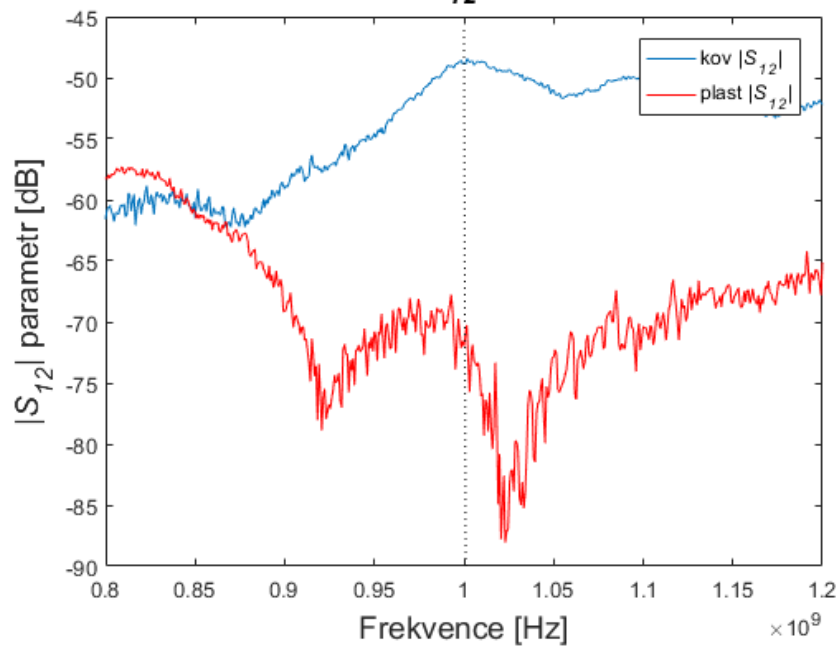


**Obr. 3.9:** Naměřené hodnoty pro 3D vyištěný a pokovený vlnovodný aplikátor. Černá linka znázorňuje hranici 1 GHz.



**Obr. 3.10:** Porovnání modulů  $|S_{22}|$  pro oba druhy modelů aplikátorů.

**Graf porovnání modulu  $|S_{12}|$  parametru pro aplikátory**



**Obr. 3.11:** Porovnání modulů  $|S_{12}|$  pro oba druhy modelů aplikátorů.

## 4 Diskuse

Výsledkem bakalářské práce je návrh, realizace a porovnání dvou druhů vlnovodných aplikátorů a systémů pro jejich použití, které splňují podmínky zadání. Navrhl jsem numerický model vlnovodného aplikátoru a geometrii pro jeho upevnění, který jsem dle numerických simulací následně i vytvořil, a to jak pomocí 3D tisku, tak standardní cestou. Model byl v simulacích impedančně přizpůsoben na pracovní frekvenci 1 GHz. Poté jsem provedl experimentální měření pomocí vektorového analyzátoru. Z měření bylo zjištěno, že kovový vlnovod je vhodně impedančně přizpůsoben na hodnotu frekvence jinou než 1 GHz a je potřeba jej dále optimalizovat, aby impedanční přizpůsobení bylo na dané pracovní frekvenci. Plastový vlnovod bohužel nebyl dostatečně přesně vyroben, takže hodnota modulu jeho  $|S_{11}|$  parametrů byla pro frekvenci 1 GHz mezi -7 až -8 dB. Pokud bychom zajistili kvalitnější homogenní pokovení, výsledky by mohly být pozitivnější. V práci byl brán v potaz ohled na trh, kdy jsem se snažil vycházet z veřejně dostupných metod a materiálů.

Prvním krokem byl matematický výpočet a návrh aplikátoru. Aplikátor byl navrhován s ohledem na pracovní frekvenci 1 GHz a s ohledem na impedanční přizpůsobení na zmíněné pracovní frekvenci. Díky použití destilované vody o  $\epsilon_r = 78$  jsem mohl vlnovod optimalizovat na minimální rozměry, což je vhodné pro kompaktnost celkové soustavy a zároveň by tato velikost vyhovovala případnému budoucímu použití v navazujících projektech. Matematicky vypočítaný model byl implementován do programu COSMOS Multiphysics, v němž jsem parametrickými studii určil vzdálenost sondy od vnitřní stěny a hloubku jejího vniku do vlnovodu. Těmito studii byla vzdálenost od vnitřní stěny určena na 5 mm na ose x a hloubka vniku na 10,75 mm. Jak je vidět na obrázku č. 3.1 po provedené simulaci dosahoval modul  $|S_{11}|$  k hodnotám -18 dB, což dle tabulky č. 1.1 ukazuje na vynikající impedanční přizpůsobení. Důležitým parametrem pro návrh modelu v prostředí bylo zvolení tloušťky stěny aplikátoru, kterou jsou určil na 1 mm. Tato velikost vyhovovala oběma druhům výroby.

Takto optimalizovaný aplikátor byl dán do výroby. Ta byla uskutečněna dvěma způsoby. Kovové materiály byly za mé osobní asistence vyrobeny ve firmě Mifer s r. o. z ocelového plechu třídy 11320. Tuto ocel jsem vybral z důvodů splnění podmínek vodivosti a relativní dostupnosti na trhu. Jednotlivé části byly vyfrézovány a svařeny

dohromady. Bylo vyrobeno větší množství kusů, z nichž jsem následně vybral dva nejlepší exempláře jak z pohledu čistoty, tak z pohledu přesnosti. Druhým způsobem byla na Fakultě biomedicínského inženýrství neprozkoumaná metoda 3D tisku. Tisk proběhl na tiskárně Průša i3 Mk. II. K tisku byl použit materiál PLA. Tento materiál jsem vybral po opakovaném tisku modelů na tiskárně. U materiálu ABS byl problém u všech modelů, kdy tiskárna vytvářela nepřesnosti a nečistoty. Tisk z materiálu PET způsoboval materiálové poškození na modelech. K aplikátorům byly vytvořeny sondy připojením měděného drátku pomocí pájecí stanice do konektoru SMA-Z (obrázek 3.5). Pro připojení sondy na kovové vlnovody byla použita horkovzdušná stanice (obrázek 2.12) a pro připojení na pokovené vlnovody bylo použito elektrovedivé lepidlo WIRE GLUE. Jedním z cílů bylo porovnat aplikátory vyrobené těmito způsoby z hlediska jejich přenosových a odrazových koeficientů Z tohoto důvodu jsem navrhl a následně vyrobil geometrii uchycení aplikátorů. Geometrie je prezentována na obrázcích 2.6–2.8 a 3.2, 3.3. Dva modely geometrie byly vyrobeny pomocí 3D tisku. Použitý materiál byl pro jeden model PLA a pro druhý PET, kvůli nedostatku materiálu na cívce PLA.

Pro potřeby měření bylo potřeba namíchat kapalným fantom lidského mozku. Fantom byl připraven smícháním destilované vody a isopropanolu v laboratoři podle standardů IEEE [26] a pomocí sondy DAK 12 bylo provedeno měření dielektrických parametrů fantomu. Naměřené výsledky jsou prezentovány v obrázku 3.7. Naměřené hodnoty se mírně lišili od hodnoty uvedené ve zdroji [26], ale relativní odchylka na 1 GHz byla 5,5 % a 3 % pro relativní permitivitu (-) a měrnou vodivost ( $S \cdot m^{-1}$ ). Tato odchylka byla způsobena neúplně dokonalým navážením jednotlivých složek a všudypřítomným odpařováním do atmosféry.

Modely aplikátorů byly připevněny na geometrie pomocí tavicí pistole a byla připravena soustava na měření (obrázek 2.15). Měření bylo provedeno na vektorovém analyzátoru Rohde & Schwarz FSH8. Z měření pro kovové vlnovody je vidět, že aplikátor je vhodně optimalizován, ale peak modulu S parametru je posunut oproti očekávané hodnotě 1 GHz o 7 MHz. Tato nepřesnost je způsobena uchycením sondy v modelu, kdy není možné sondu umístit dostatečně přesně a sonda je tak umístěna jinak než v simulacích. Sonda také není úplně dokonale rovná, což může být důvodem dané nepřesnosti. Kdyby existovala možnost, jak sondu uchytit na přesném místě určeném simulacemi, tato nepřesnost by byla minimalizována. Tento výsledek je prezentován na obrázku 3.8. Z měření 3D vytisknutého pokoveného aplikátoru prezentovaného



na obrázku 3.9 bylo zjištěno, že vlnovod není dostatečně přesně vyroben, peak modulu  $|S_{11}|$  a  $|S_{22}|$  je posunut o až 13 MHz oproti 1 GHz a nedosahuje hladiny -10 dB. Důvodem této nepřesnosti je podobně jako u kovového vlnovodu nedokonalé umístění sondy do přesného bodu. Zároveň je konektor k vlnovodu připevněn pomocí elektrovodivého lepidla, které nemusí zajišťovat dostatečně vodivé spojení. Hlavním důvodem bylo z největší pravděpodobnosti špatné pokovení vlnovodu, které způsobovalo elektromagnetické interakce a nechtěnou rezonanci uvnitř antény. Porovnání aplikátorů je prezentováno ve formě modulu  $|S_{22}|$  a  $|S_{12}|$  na obrázcích 3.10 a 3.11. Na obrázku 3.10 jsou vidět jasné nedostatky pokoveného aplikátoru způsobené důvody popsány výše oproti kovovému vlnovodu, který by při zlepšení přesnosti umístění sondy odpovídal simulacím. V porovnání modulu  $|S_{12}|$  je vidět, že pro kovový aplikátor tento parametr dosahuje hodnot -50 dB, což je hladina dostatečná, kdežto pro pokovený je na minimální hladině přenosu mezi -70 až -90 dB a výsledek je rušený šumem.

Avšak, kdyby bylo možné zajistit homogenní pokovení aplikátoru, naměřené výsledky pro moduly S – parametrů by mohly být dostačující pro další projekty a vývoj. Tohoto pokovení by mohlo být dosaženo pomocí vakuového pokovování. Já jsem se však této metodě v projektu vyhnul, protože je to metoda nepřístupná veřejnosti prováděná velkými firmami. Kromě tohoto důvodu je tato metoda materiálově a finančně náročná. Pro další pokračování projektu by bylo možné v tomto směru experimentovat.

## 5 Závěr

Cílem práce bylo navrhnout model aplikátoru v prostředí COMSOL a navržený model poté vyrobit dvěma způsoby, standardní cestou a novou metodou 3D tisku, která na Fakultě biomedicínského inženýrství nebyla prozkoumána. Model byl navržen a v numerickém prostředí následně optimalizován tak, aby byl na dané pracovní frekvenci impedančně přizpůsoben pro prostředí destilované vody o  $\varepsilon_r = 78$ . Modely byly následně vyrobeny z ocelového plechu třídy 11320 ve firmě Mifer s.r.o. a vytisknuty na 3D tiskárně Průša i3 Mk. II z materiálu PLA v laboratořích.

Dalším cílem bylo porovnat aplikátory z hlediska koeficientů přenosu. Proto byly navrženy a vytvořeny na 3D tiskárně geometrie pro jejich uchycení. Do geometrie byly pro lepší fázový přechod vlnění mezi látkami přidány vodní nádrže. Šíření vlnění probíhalo přes nádrž, do níž byl v laboratoři namíchán kapalný fantom lidského mozku. Na těchto modelech bylo provedeno experimentální měření koeficientů odrazu a přenosu. Z měření vyplývá, že kovový vlnovod má peak modulu  $|S_{11}|$  parametru o 7 % posunutý oproti očekávané pracovní frekvenci 1 GHz. Optimalizace je na dobré úrovni pro jinou pracovní frekvenci (1,07 GHz) a jeho modul přenosu je dostatečný. Pro 3D vytisknuté pokovené vlnovody je z měření zřejmé, že pro tuto metodu nejsou dostatečné, z důvodů nepřesného umístění sondy a nedostatečného pokovení aplikátoru. Po vyzkoušení tisku na 3D tiskárně mohu říci, že tato metoda by po vyřešení kvalitnějšího pokovení mohla být vhodná pro další projekty.

## Seznam použité literatury

- [1] KALINA, MUDr Miroslav. Akutní mozková hemoragie–diagnostika a léčba. *Interní medicína–mezioborové přehledy*, 2002, 6.
- [2] TICHÁČEK, MUDr Milan; MATOUŠEK, MUDr Radovan. Náhlé cévní mozkové příhody. *Česká lékařská společnost Jana Evangelisty Purkyně, Doporučené postupy pro praktické lékaře*, 2001.
- [3] ZUNA, Ivan; POUŠEK, Lubomír. *Úvod do zobrazovacích metod v lékařské diagnostice*. České vysoké učení technické, 2000.
- [4] VRBA, Jan. *Lékařské aplikace mikrovlnné techniky*. Vydavatelství ČVUT, 2003.
- [5] VRBA, Jan; LAPEŠ, Miroslav. *Mikrovlnné aplikátory pro lékařské účely*. České vysoké učení technické, 1995.
- [6] KALITA, Zdeněk. *Akutní cévní mozkové příhody: Patofyziologie, diagnostika, management*. Praha: Maxdorf, 2007.
- [7] Institute of Electrical and Electronics Engineers, “*The IEEE standard dictionary of electrical and electronics terms*”; 6th ed. New York, N.Y., Institute of Electrical and Electronics Engineers, c1997. IEEE Std 100-1996. ISBN 1-55937-833-6 [ed. Standards Coordinating Committee 10, Terms and Definitions; Jane Ratz, (chair)]
- [8] MOHAMMED, B.; ABBOSH, A.; IRELAND, D. Directive wideband antenna for microwave imaging system for brain stroke detection. In: *2012 Asia Pacific Microwave Conference Proceedings*. IEEE, 2012. p. 640-642.
- [9] TREFNA, Hana; PERSSON, Mikael. Antenna array design for brain monitoring. In: *2008 IEEE Antennas and Propagation Society International Symposium*. IEEE, 2008. p. 1-4.
- [10] S - Parameters. *Antenna Theory* [online]. [cit. 2019-5-12]. Dostupné z: <http://www.antenna-theory.com/definitions/sparameters.php>
- [11] MOBASHSHER, Ahmed Toaha; ABBOSH, Amin M.; WANG, Yifan. Microwave system to detect traumatic brain injuries using compact unidirectional antenna and wideband transceiver with verification on realistic head phantom. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 2014, 62.9: 1826-1836.
- [12] *Medfield Diagnostics* [online]. [cit. 2016-05-09]. Dostupné z: <http://www.medfielddiagnostics.com/>

- [13] S - Parameters. *Microwaves101* [online]. [cit. 2019-05-12]. Dostupné z: <https://www.microwaves101.com/encyclopedias/438-s-parameters-microwave-encyclopedia-microwaves101-com>
- [14] PRŮŠA, Michal. *Trychtýřová anténa s dielektrickou čočkou realizovaná technologií 3D tisku*. Praha, 2017. Diplomová práce. ČVUT V Praze, Fakulta elektrotechnická.
- [15] FALLAHPOUR, Mojtaba. Synthetic aperture radar-based techniques and reconfigurable antenna design for microwave imaging of layered structures. 2013.
- [16] RUSNANI, A., et al. Microwave radiation effect—a test on white mice. In: *2008 IEEE International RF and Microwave Conference*. IEEE, 2008. p. 262-267.
- [17] Rozman, J. a kol.: *Elektronické přístroje v lékařství*. Academia, Praha, 2006.
- [18] ELSDON, Michael; YURDUSEVEN, Okan; SMITH, David. Early stage breast cancer detection using indirect microwave holography. *Progress In Electromagnetics Research*, 2013, 143: 405-419.
- [19] ZAMANI, A., et al. Microwave imaging using frequency domain method for brain stroke detection. In: *2014 IEEE MTT-S International Microwave Workshop Series on RF and Wireless Technologies for Biomedical and Healthcare Applications (IMWS-Bio2014)*. IEEE, 2014. p. 1-3.
- [20] FIŠER, Ondřej. *Vlnovodný aplikátor pro lokální termoterapii*. Kladno 2011, Bakalářská práce (Bc.), České vysoké učení technické, Fakulta biomedicínského inženýrství, Katedra biomedicínské techniky.
- [21] Novotný, K., Škvor, Z., Mazánek, M., Pechač, P.: *Vlny a vedení*. Skriptum ČVUT, Praha, 2005
- [22] POZAR, David M. *Microwave Engineering*. Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons, Inc., 2012. ISBN 978-0-470-63155-3.
- [23] TESAŘÍK, Jan. *Motýlková anténa a zjednodušený model systému pro sledování cévní mozkové příhody*. Kladno 2016, Diplomová práce (Ing.), České vysoké učení technické, Fakulta biomedicínského inženýrství, Katedra biomedicínské techniky
- [24] ROXER, Adam. *Design of 3D printed circularly polarized waveguide antenna*. Praha 2016, Czech Technical University in Prague, Faculty of Electrical Engineering, Department of Electromagnetical Field.
- [25] Tysl, V.: *Obvody velmi vysokých kmitočtů*. Skriptum ČVUT, Praha, 1975
- [26] IEEE STANDARDS, IEEE Recommended Practice for Determining the Peak Spatial-Average Specific Absorption Rate (SAR) in the Human Head from Wireless Communications Devices: Measurement Techniques. [cit. 2019-5-12.] Dostupné z:

<https://ieeexplore.ieee.org/document/6589093/>

- [27]Z <https://www.ges.cz/>, [online], [cit. 2019-5-12], dostupné na:  
[http://www.ges.cz/sheets/Bezp-listy/124%20Cramolin%20EMI-Lac%20\(CZ\).pdf](http://www.ges.cz/sheets/Bezp-listy/124%20Cramolin%20EMI-Lac%20(CZ).pdf)
- [28]Z <https://www.gme.cz/>, [online], [cit. 2019-5-12], dostupné na:  
<https://www.gme.cz/data/attachments/dsh.817-109.1.pdf>
- [29]Z <https://www.gme.cz/>, [online], [cit. 2019-5-12], dostupné na:  
<https://www.gme.cz/data/attachments/bel.749-117.20.pdf>
- [30]Z <https://speag.swiss/>, [online], [cit. 2019-5-12], dostupné na:  
<https://speag.swiss/assets/downloads/speagflyers/1403-Speag-DAK.pdf>