

**ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ
FAKULTA ELEKTROTECHNICKÁ
KATEDRA ELEKTROMAGNETICKÉHO POLE**

Mikrovlnná sonda pro detekci nádorů

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Vypracoval: Jiří Skořepa
Vedoucí práce: Ing. Ladislav Oppl, Ph.D.

Praha, jaro 2016



Zadání

Název tématu: **Mikrovlnná sonda pro diagnostiku nádorů**

Pokyny pro vypracování:

Pro detekční systém nádorových onemocnění založený na odrazné metodě navrhnete vhodný typ detekční sondy, která by byla použitelná v mikrovlnném pásmu. Pomocí simulátoru elektromagnetického pole optimalizujte její rozměry, příp. tvar tak, aby detekce nádoru (nehomogenity) byla průkazná. Zvolený typ sondy realizujte a měřením na fantomu biologické tkáně ověřte použitelnost sondy pro diagnostické účely. Vstupní impedance sondy je požadována 50Ω , připojení do systému bude realizováno N-konektorem. Varianta sondy s konektorem SMA a přechodem SMA-N je rovněž akceptovatelná.

Praha, 19.2.2016

Poděkování

Děkuji panu Ing. Ladislavu Opplovi, Ph.D., vedoucímu mého projektu, za hodnotné rady, důležité připomínky, vstřícný přístup a pomoc při řešení problémů, konzultacích a měření. Také děkuji Ing. Ondřeji Fišerovi za užitečné tipy při modelování a ovládání simulátoru elektromagnetického pole a rad při návrhu sondy. V neposlední řadě děkuji též prof. Ing. Janu Vrbovi, CSc. za cenné informace z oblasti mikrovlnné techniky nejen z předmětu Vysokofrekvenční a mikrovlnná technika a také mému otci, Jiřímu Skořepovi, za pomoc a zkušenosti při realizaci detekční sondy. Dále bych rád poděkoval Radimu Svobodovi za konzultace z oblasti patologie a medicíny obecně, zapůjčení materiálů a konečnou kontrolu a korekci celé práce. Děkuji také Jakubu Novosadovi za nákres obrázků a výkresů použitých v této práci. V neposlední řadě děkuji Danieli Pokornému za kontrolu celé práce.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem předloženou práci vypracoval samostatně a že jsem uvedl veškeré použité informační zdroje v souladu s metodickým pokynem o dodržování etických principů při přípravě vysokoškolských prací.

V Praze dne 23. 5. 2016.

Abstrakt

Tento projekt se zabývá návrhem detekčních sond zejména vlnovodného typu pro detekční systém nádorových onemocnění. Úkolem navržené sondy je optimálně vyzářit elektromagnetickou energii do homogenní biologické tkáně (prsí tkáně) s nehomogenitou v podobě nádorové tkáně a následně detekovat energii odraženou na rozhraní dvou různých permitivit – prsí tkáně a nádorové tkáně. Cílem je s pomocí simulátoru elektromagnetického pole navrhnout detekční sondu pro použití v mikrovlnném pásmu, optimalizovat její rozměr pro výše popsané použití a zhotovit takovou sondu. Pro zajištění kompatibility s měřicími přístroji a propojovacími kabely je nutné dodržet vstupní impedanci 50Ω , což bude realizováno N-konektorem.

Klíčová slova

rakovina prsí tkáně, detekce nádoru, vlnovodná sonda, otevřený konec, měření činitele odrazu, mikrovlnné zobrazování

Abstract

This project focuses on design of detection probes based on waveguides for tumor diagnostic system. The main intention of designed probe is to optimally radiate electromagnetic energy into homogenous biological tissue (breast tissue) with inhomogeneity consisting of tumor tissue and then detect energy which is reflected on interface of two materials with different dielectric constant – breast tissue and tumor tissue. The subject of research is to design detection probe used in microwave band, optimize its dimensions for considered use and construct this probe. To ensure compatibility with network analyzer and connecting cables is necessary to keep the input impedance of 50Ω , which will be implemented with N-connector.

Keywords

breast cancer detection, tumor tissue, waveguide probe, open-ended, reflection coefficient measurement, microwave imaging

Obsah

1	Úvod	1
1.1	Koncepce	1
1.2	Konspekt	2
2	Základy teorie elektromagnetického pole	3
2.1	Základní veličiny	3
2.2	Maxwellovy rovnice	4
2.2.1	Zobecněný Ampérův zákon	4
2.2.2	Zobecněný Faradayův zákon	5
2.2.3	Zobecněný Gaussův zákon	6
2.2.4	Zobecněný Gaussův zákon pro magnetismus	6
2.3	Elektromagnetická vlna	6
2.3.1	Energie vlny	7
2.3.2	Šíření vlny	7
2.4	Frekvenční spektrum	8
2.4.1	Mikrovlenná oblast	9
2.4.2	Ionizující záření	9
3	Interakce elektromagnetického pole s biologickou tkání	11
3.1	Komplexní permitivita biologické tkáně	12
3.1.1	Typy tkání z dielektrického hlediska	12
3.2	Biologické účinky mikrovlenného záření	13
3.2.1	Mikrovlenná hypertermie	14
3.3	Biologické účinky ionizujícího záření	14
4	Diagnostické systémy	16
4.1	Ultrazvuk	16
4.2	Rentgen	17
4.3	Počítačová tomografie	18
4.4	Magnetická rezonance	19
4.5	Mikrovlenná tomografie	20
5	Nádorová onemocnění ženského prsu	22
5.1	Nádorová tkáň	23
5.1.1	Typy nádorů	23
5.2	Diagnostika nádorů prsní tkáně	24
6	Mikrovlenný systém detekce nádorů na principu odrazné metody	26
6.1	Vlna na rozhraní dielektrik	26
6.2	Činitel odrazu, činitel prostupu	27
6.3	Impedanční přizpůsobení	28
6.4	Hloubka vniku	28

6.5	Diagnostické sondy	29
6.5.1	Planární sondy	30
6.5.2	Koaxiální sondy	30
6.5.3	Vlnovodné sondy	31
6.6	Vektorové měření	31
7	Návrh mikrovlnné sondy pro detekci nádorů	33
7.1	Obdélníkový vlnovod	33
7.1.1	Dominantní vlnovodný vid TE ₁₀	34
7.1.2	Mezní frekvence vlnovodného vidu	35
7.1.3	Vyzařovací charakteristika otevřeného konce vlnovodu	36
7.2	Pracovní frekvenční pásmo	36
7.3	Vlastní návrh sondy	37
7.1.3	Impedanční přizpůsobení sondy	37
7.1.3	Napájení sondy	38
8	Simulace v SEMCAD X	40
8.1	Numerické metody	40
8.2	Konstrukce modelu	40
8.3	Parametry modelu a simulace	41
8.4	Výsledky simulace	41
9	Realizace sondy	43
10	Měření zkonstruované sondy	45
10.1	Fantom biologické tkáně	45
10.2	Výsledky měření	46
10.3	Měření se vzduchovým dielektrikem	46
11	Měření standardizovaných vlnovodných dílů	48
11.1	Uspořádání měřeného fantomu	48
11.2	Výsledky	49
12	Závěr	52
	Literatura	54
	Přílohy	58
	Oficiální zadání bakalářské práce	58
	Technický výkres pro výrobu realizované sondy	60
	Grafy měření standardizovaných vlnovodných dílů	61

Seznam symbolů

Symbol	Veličina	Jednotky
a	šířka obdélníkového vlnovodu	[m]
b	výška obdélníkového vlnovodu	[m]
\mathbf{B}	magnetická indukce	[T]
\mathbf{D}	elektrická indukce	[C·m ⁻²]
δ	ztrátový úhel	[rad]
\mathbf{E}	intenzita elektrického pole	[V·m ⁻¹]
E	energie	[eV]
f	frekvence	[Hz]
f_c	mezní frekvence vlnovodného vidu	[Hz]
Γ	činitel odrazu	[-]
Γ_{dB}	logaritmovaný činitel odrazu	[dB]
h	Planckova konstanta ($6,626 \cdot 10^{-34}$)	[J·s]
\mathbf{H}	intenzita magnetického pole	[A·m ⁻¹]
j	imaginární jednotka	[-]
\mathbf{J}_o	hustota indukčního proudu	[A·m ⁻²]
\mathbf{J}_p	hustota posuvného proudu	[A·m ⁻²]
$k_{c,mn}$	konstanta příčného průřezu	[m ⁻¹]
λ	vlnová délka	[m]
ϵ	permitivita (= $\epsilon_r \epsilon_0$)	[F·m ⁻¹]
ϵ_r	relativní permitivita	[-]
ϵ_0	permitivita vakua ($8,854 \cdot 10^{-12}$)	[F·m ⁻¹]
ϵ'	reálná část komplexní permitivity	[F·m ⁻¹]
ϵ''	imaginární část komplexní permitivity	[F·m ⁻¹]
μ	permeabilita (= $\mu_r \mu_0$)	[H·m ⁻¹]
μ_r	relativní permeabilita	[-]
μ_0	permeabilita vakua ($1,256 \cdot 10^{-6}$)	[H·m ⁻¹]
ρ	objemová hustota volného náboje	[C·m ⁻³]
σ	měrná elektrická vodivost	[S·m ⁻¹]
\mathbf{S}	Poyntingův vektor	[W·m ⁻²]
s_{11}	činitel odrazu (v grafech i logaritmovaný v dB)	[-]
t	čas	[s]
$\text{tg}\delta$	ztrátový činitel	[-]
v	rychlost šířící se vlny	[m·s ⁻¹]
ω	úhlová frekvence	[rad·s ⁻¹]

Seznam značek

Operátor	Význam
$div \mathbf{A} (\nabla \cdot \mathbf{A})$	divergence; $\left(\frac{\partial A_x}{\partial x} + \frac{\partial A_y}{\partial y} + \frac{\partial A_z}{\partial z} \right)$
$rot \mathbf{A} (\nabla \times \mathbf{A})$	rotace; $\left(\hat{a}_x \left(\frac{\partial A_z}{\partial y} - \frac{\partial A_y}{\partial z} \right) + \hat{a}_y \left(\frac{\partial A_x}{\partial z} - \frac{\partial A_z}{\partial x} \right) + \hat{a}_z \left(\frac{\partial A_y}{\partial x} - \frac{\partial A_x}{\partial y} \right) \right)$

Seznam obrázků

2.1	Elektrická a magnetická složka šířící se elektromagnetické vlny	7
2.2	Orientační rozdělení frekvenčního spektra elektromagnetických vln	9
4.1	Ultrazvukem pořízený snímek prsní tkáně s patrným nádorem	16
4.2	Snímek prsní tkáně s podezřením na nádorové onemocnění zachycený mamografem	17
4.3	Snímek prsní tkáně pořízený 3D mamografem (počítačové zpracování více snímků mamografu) s vyznačeným nádorem	18
4.4	Snímek prsní tkáně s dramaticky rozšířeným rakovinovým onemocněním	19
4.5	Rekonstruovaný obraz oblastí s různou relativní permitivitou s využitím mikrovlnné tomografie a radarové technologie	
5.1	Graf výskytu zhoubných nádorů u žen v České republice (údaje z roku 2005)	22
5.2	Ohraničený benigní nádor (dřeň nadledviny)	23
5.3	Maligní nádor mléčné žlázy, neohraničený, invazivní do svého okolí	24
6.1	Schéma systému pro měření činitele odrazu biologické tkáně	26
6.2	3D mikrovlnný sensor tvořený řadou patchových antén	30
6.3	Koaxiální mikrovlnné sondy vyrobené z N-konektoru	31
7.1	Konstrukční řešení obdélníkového vlnovodu	34
7.2	Grafické znázornění mezních frekvencí vidů buzených v obdélníkovém vlnovodu	34
7.3	Rozložení elektromagnetického pole a povrchových proudů v obdélníkovém vlnovodu pro vid TE ₁₀	35
7.4	Přechod mezi koaxiálním vedením a vlnovodem – vlevo buzení v H rovině, vpravo buzení v E rovině	39
8.1	Graf simulované závislosti činitele odrazu na frekvenci a na výskytu nehomogenity v prsní tkáni	
9.1	Realizovaná detekční sonda	43
10.1	Graf naměřené závislosti činitele odrazu na frekvenci a na výskytu nehomogenity ve fantomu prsní tkáně	46
10.2	Graf orientačně naměřené závislosti činitele odrazu na frekvenci a na výskytu nehomogenity v prsní tkáni	47

11.1	Rozložení fantomů nádorů ve fantomu tukové prsní tkáně	49
11.2	Graf naměřené závislosti modulu činitele odrazu na frekvenci a na výskytu a rozložení nádorové nehomogenity ve fantomu prsní tkáně pro vlnovodný díl R100 – bez nádoru; Ø18, h10; Ø28, h10	50
11.3	Obrázek 11.3: Graf naměřené závislosti modulu činitele odrazu na frekvenci a na výskytu a rozložení nádorové nehomogenity ve fantomu prsní tkáně pro vlnovodný díl R100 – bez nádoru; Ø38, h10; Ø48, h10	50
11.4	Obrázek 11.4: Graf naměřené závislosti modulu činitele odrazu na frekvenci a na výskytu a rozložení nádorové nehomogenity ve fantomu prsní tkáně pro vlnovodný díl R100 – bez nádoru; Ø18, h20; Ø28, h20	51
11.5	Graf naměřené závislosti modulu činitele odrazu na frekvenci a na výskytu a rozložení nádorové nehomogenity ve fantomu prsní tkáně pro vlnovodný díl R100 – bez nádoru; Ø38, h20; Ø48, h20	51
13.1	Graf naměřené závislosti modulu činitele odrazu na frekvenci a na výskytu a rozložení nádorové nehomogenity ve fantomu prsní tkáně pro vlnovodný díl R32 – bez nádoru; Ø18, h10; Ø28, h10	61
13.2	Graf naměřené závislosti modulu činitele odrazu na frekvenci a na výskytu a rozložení nádorové nehomogenity ve fantomu prsní tkáně pro vlnovodný díl R32 – bez nádoru; Ø38, h10; Ø48, h10	61
13.3	Graf naměřené závislosti modulu činitele odrazu na frekvenci a na výskytu a rozložení nádorové nehomogenity ve fantomu prsní tkáně pro vlnovodný díl R32 – bez nádoru; Ø18, h20; Ø28, h20	62
13.4	Graf naměřené závislosti modulu činitele odrazu na frekvenci a na výskytu a rozložení nádorové nehomogenity ve fantomu prsní tkáně pro vlnovodný díl R32 – bez nádoru; Ø38, h20; Ø48, h20	62
13.5	Graf naměřené závislosti modulu činitele odrazu na frekvenci a na výskytu a rozložení nádorové nehomogenity ve fantomu prsní tkáně pro vlnovodný díl R48 – bez nádoru; Ø18, h10; Ø28, h10	63
13.6	Graf naměřené závislosti modulu činitele odrazu na frekvenci a na výskytu a rozložení nádorové nehomogenity ve fantomu prsní tkáně pro vlnovodný díl R48 – bez nádoru; Ø38, h10; Ø48, h10	63
13.7	Graf naměřené závislosti modulu činitele odrazu na frekvenci a na výskytu a rozložení nádorové nehomogenity ve fantomu prsní tkáně pro vlnovodný díl R48 – bez nádoru; Ø18, h20; Ø28, h20	64
13.8	Graf naměřené závislosti modulu činitele odrazu na frekvenci a na výskytu a rozložení nádorové nehomogenity ve fantomu prsní tkáně pro vlnovodný díl R48 – bez nádoru; Ø38, h20; Ø48, h20	64
13.9	Graf naměřené závislosti modulu činitele odrazu na frekvenci a na výskytu a rozložení nádorové nehomogenity ve fantomu prsní tkáně pro vlnovodný díl R70 – bez nádoru; Ø18, h10; Ø28, h10	65
13.10	Graf naměřené závislosti modulu činitele odrazu na frekvenci a na výskytu a rozložení nádorové nehomogenity ve fantomu prsní tkáně pro vlnovodný díl R70 – bez nádoru; Ø38, h10; Ø48, h10	65
13.11	Graf naměřené závislosti modulu činitele odrazu na frekvenci a na výskytu a rozložení nádorové nehomogenity ve fantomu prsní tkáně pro vlnovodný díl R70 – bez nádoru; Ø18, h20; Ø28, h20	66
13.12	Graf naměřené závislosti modulu činitele odrazu na frekvenci a na výskytu a rozložení nádorové nehomogenity ve fantomu prsní tkáně pro vlnovodný díl R70 – bez nádoru; Ø38, h20; Ø48, h20	66

Kapitola 1

Úvod

1.1 Koncepce

Mikrovlnná technika patří v současné době k velmi dynamicky rozvíjejícím se oborům. Za posledních několik desetiletí prošla intenzivním rozvojem, třebaže její základy položil již James Clerk Maxwell následovaný experimenty Heinricha Hertze, a stala se tak součástí aplikací všech odvětví lidského života. Je možné se s ní setkat v telekomunikační technice, radiolokační a navigační technice či na vědeckých pracovištích a v průmyslu. Zároveň si našla cestu do mnoha domácností v podobě mikrovlnné trouby, satelitních přijímačů, mobilních telefonů a bezdrátových Wi-Fi sítí. V neposlední řadě je trendem využít mikrovlnných technologií a jejich výhodných vlastností v medicíně, což se do jisté míry daří, avšak stále zde zůstává poměrně velké pole působnosti pro budoucí vývoj.

Snahou této práce je přispět právě k problematice použití mikrovlnné techniky v lékařských aplikacích, konkrétně k diagnostickým účelům, neboť právě mikrovlnná oblast nabízí další možnosti oproti konvenčním a běžně používaným přístrojům. Cílem vědeckých týmů po celém světě je představit mikrovlnný detekční systém, který by byl schopen konkurovat dnešním přístrojům a zároveň by odstranil některé jejich neduhy – zejména vysoké pořizovací náklady a nákladný provoz, nekomfortní obsluhu, případně i zpřesnil zobrazované výsledky. Většina publikací se zaměřuje na detekci nádorových onemocnění v ženském prsu zpravidla pomocí řady antén umístěných kolem diagnostikované tkáně. Ačkoli tento přístup podává zajímavé výsledky, na finální přístroj se stále čeká. Dalším diskutovatelným úskalím může být komfort obsluhy a samotného vyšetření, jaký by tento systém poskytoval.

Tento bakalářský projekt má za úkol navrhnout sondu pro detekční systém nádorových onemocnění prsní tkáně založený na odrazné metodě, která by pracovala v mikrovlnném pásmu. Aby toto bylo možné provést, bude nezbytné lehce nastínit teorii, která se k mikrovlnnému spektru elektromagnetického pole váže. Dále bude představena problematika nádorů prsní tkáně a technologií, které jsou dnes běžně používány k diagnostice, aby je bylo možné přímo porovnávat s uvažovaným mikrovlnným systémem pro detekci.

V práci bude čerpáno ze semestrálních projektů, obzvláště z druhého projektu. Tato bakalářská práce na tyto projekty navazuje v plném rozsahu.

1.2 Konspekt

Následující text je věnován krátkému přehledu obsahu celého bakalářského projektu. Oproti projektům, na které tato práce navazuje, je zde věnován prostor elementární teorii elektromagnetického pole v kapitole 2 pro rychlé uvedení čtenářů, ne až tak zběhlých v tomto oboru, do světa elektromagnetismu. V kapitole 3 jsou vzhledem k tematickému zaměření práce nastíněny problémy a mechanismy při interakci elektromagnetického pole s biologickou tkání. Pokračujeme kapitolou, která představuje technologie používané v lékařské diagnostice. Tato kapitola má za úkol seznámit čtenáře se současnými trendy a možnostmi a zároveň slouží k porovnání těchto technologií mezi sebou a zejména pak s eventuálním přínosem uvažovaného mikrovlnného systému.

Předmětem páté kapitoly je problematika nádorových onemocnění, její zaměření je tedy lékařského rázu. Považuji však za užitečné, provést velmi stručný úvod a rozvést tak důvody, proč se tímto okruhem blíže zabývat právě v souvislosti s návrhem nových možností, jako je mikrovlnný detekční systém, a s čím by si vlastně detekční sonda a celý systém měl vypořádat. Kapitola 6 rozebírá principy fungování a požadavky na detekční mikrovlnný systém a jeho detekční sondy. V sedmé kapitole je pak popsán samotný návrh mikrovlnné sondy, přičemž je využito znalostí rozebraných v předchozích kapitolách. Následující kapitola diskutuje použití počítačového simulátoru při optimalizaci návrhu sondy tak, aby bylo možné v kapitole 9 přikročit k výrobě navržené sondy.

10. kapitola shrnuje měření vyrobené sondy na připravených fantomech. Měření vlnovodných dílů provedené v předposlední kapitole vychází z výsledků měření kapitoly 10. Závěr shrnuje výsledky a poznatky celé práce. Dále diskutuje některé nedostatky a možnosti jejich odstranění, případně vylepšení v rámci dalšího vývoje.

Kapitola 2

Základy teorie elektromagnetického pole

Pro porozumění teorii, která se váže k mikrovlnné technice, a úvahám, které z této teorie vycházejí a na kterých je tato práce vystavěna, bude nezbytné připomenout si zlehka základní vztahy z teorie elektromagnetického pole. Jedná se o vztahy z makroskopické elektrodynamiky, která popisuje interakce mezi polem a jeho zdroji, přičemž nahlíží na projev látky jako na celek. Vzhledem k rozsáhlosti této problematiky, kterou není možno v této práci obsáhnout a ani to není jejím cílem, doporučuji při hlubším studiu projít zdroje uvedené na konci práce, konkrétně [1] - [9].

2.1 Základní veličiny

Pojem pole lze v problematice elektromagnetismu chápat jako zprostředkovatele interakcí mezi jím obklopenými hmotnými objekty. Ať už jsou to elektrony, ionty nebo vodiče vysokého napětí, či obyčejný napájecí kabel k žehličce. Elektromagnetické pole má charakter vektorového pole, což znamená, že jeho jednotlivé veličiny, pomocí kterých je popsáno (a které jsou rovněž vektorové), mohou mít v různých směrech různé hodnoty. Jinak řečeno pole se v jednom bodě prostoru mezi hmotnými body může chovat tak a o malý kousek dále jinak.

Samotné elektromagnetické pole můžeme pozorovat pouze v oblasti viditelného světla, které jsme schopni vnímat naším zrakem a to ještě poměrně omezeně, v ještě omezenější míře jsme schopni vnímat infračervenou oblast jako teplo. Pole se však projevuje silovými účinky – je schopno otočit kolem elektromobilu, rozdrnčet zvonek u dveří nebo rozeznít reproduktory domácího kina. Aby bylo možné elektromagnetickému poli lépe porozumět, bylo zavedeno mnoho veličin, z nichž čtyři budou v této kapitole představeny.

Intenzita elektrického pole

Vyjadřuje silové účinky elektrického pole na jednotkový náboj. Lze říci, že čím je její hodnota větší, tím je silový projev větší. Jde o vektorovou veličinu (má velikost a směr). Značí se \mathbf{E} , jednotkou je volt na metr [V/m].

Elektrická indukce

Vektor elektrické indukce charakterizuje reakci materiálu na přítomnost elektrického pole o intenzitě \mathbf{E} . Značí se \mathbf{D} , jednotkou je coulomb na metr čtverečný [C/m²].

Intenzita magnetického pole

Název napovídá, že intenzita magnetického pole by měla být paralelou intenzity elektrického pole v magnetické doméně. Takto nazvána je však spíše z historických důvodů a ve skutečnosti má tím, co vyjadřuje, analogicky blíže k \mathbf{D} . Její značka je \mathbf{H} , jednotkou je ampér na metr [A/m].

Magnetická indukce

Vektor magnetické indukce vyjadřuje silové účinky magnetického pole na pohybující se náboj. Svoji definicí má i přes matoucí název blíže spíše k intenzitě elektrického pole. Značí se \mathbf{B} , jednotkou je weber na metr čtverečný [Wb/m²], nebo častěji, na počest slavného vynálezce, tesla [T].

Pomocí znalosti těchto veličin jsme schopni v jakémkoli prostředí jednoznačně určit elektromagnetické pole, což se ukáže hned v následující podkapitole. Relací mezi těmito čtyřmi vektory jsme schopni určit vlastnosti prostředí, které jsou popsány makroskopickými parametry prostředí.

$$\mathbf{D} = \varepsilon \mathbf{E} \quad (2.1)$$

$$\mathbf{B} = \mu \mathbf{H} \quad (2.2)$$

$$\mathbf{J}_0 = \sigma \mathbf{E} \quad (2.3)$$

Jedná se o permitivitu ε , permeabilitu μ a vodivost σ . Tyto parametry budou důkladněji rozebrány v samostatném odstavci níže v textu.

2.2 Maxwellovy rovnice

„Od doby, kdy Newton založil teoretickou fyziku, největších změn v jejích teoretických záklaech, jinými slovy, v našich představách o struktuře reality, bylo dosaženo díky Faradayovým a Maxwellovým zkoumáním elektromagnetických jevů.“

A. Einstein

Maxwellovy rovnice shrnují všechny doposud získané poznatky o elektřině a magnetismu. Matematická podoba Maxwellovy teorie je nezbytným aparátem pro výpočet veličin elektromagnetického pole. V následujících řádcích bude sada rovnic vyjádřena v diferenciálním tvaru, který popisuje pole v infinitizimálně malých objemech prostoru a který je stěžejní pro odvozování obecných rovnic popisujících elektromagnetické jevy. Kromě této varianty se můžeme setkat i s integrálním tvarem těchto rovnic, který popisuje pole v konečných objemech a je tak vhodnější pro praktické výpočty.

2.2.1 Zobecněný Ampérův zákon

První z rovnic zobecňuje stav, který byl známý již před Maxwellem a platil pouze pro stacionární pole, a sice při průchodu elektrického proudu vodičem, se kolem vodiče

vytváří magnetické pole, jehož kruhové uzavřené siločáry jsou kolmé na směr proudu procházejícího vodičem.

$$\operatorname{rot}\mathbf{H} = \frac{\partial\mathbf{D}}{\partial t} + \mathbf{J}_0 \quad (2.4)$$

Zavedením posuvného proudu však vztah (2.4) platí i pro časově proměnná pole. Lze jej interpretovat jako magnetické pole, které je popsáno vektorem intenzity magnetického pole \mathbf{H} a jehož siločáry jsou uzavřeny kolem vektoru elektrické indukce \mathbf{D} a kondukčního proudu. Je důsledkem ony elektrické indukce \mathbf{D} měnící se v čase t a vektoru hustoty kondukčního proudu \mathbf{J}_0 (proud pohybu volných elektronů ve vodiči).

\mathbf{J}_0 není nic jiného než Ohmův zákon, pouze v diferenciálním tvaru (2.3), kde σ je elektrická vodivost prostředí a \mathbf{E} intenzita elektrického pole ve vodiči a vyjadřuje tedy proud procházejícím vodičem (resp. jeho proudovou hustotu).

Jinými slovy tyto vztahy také říkají, že magnetické pole se bude měnit v čase, pokud bude docházet k časovým změnám pole elektrického, které magnetické pole budí. Příkladem využití tohoto fenoménu jsou například elektromagnety, kdy je z vodiče namotána kruhová cívka, kterou prochází proud. Intenzita magnetického pole má potom uvnitř takové cívky směr rovnoběžných siločar kolmých na průřez cívky. Bez takové (a velmi rozměrné) cívky by se neobešla mimojiné i nukleární magnetická rezonance.

2.2.2 Zobecněný Faradayův zákon

Druhá rovnice matematicky formuluje jev elektromagnetické indukce, kdy magnetické pole měnící se v čase vyvolává pole elektrické.

$$\operatorname{rot}\mathbf{E} = -\frac{\partial\mathbf{B}}{\partial t} \quad (2.5)$$

Doslovná interpretace vztahu odpovídá popisu, kde elektrické pole popsané vektorem intenzity elektrického pole \mathbf{E} , je důsledkem změny vektoru magnetické indukce \mathbf{B} měnící se v čase t . Je zde vidět jistá analogie s rovnicí (2.4), neboť právě spolu se vztahem (2.5) popisují vzájemnou interakci elektrického a magnetického pole. Odlišnosti budou rozebrány vzápětí v další podkapitole.

Příklady, jejichž fungování je přímo založeno na tomto vztahu, je mnoho. Asi každý se na základní či střední škole setkal s jednoduchým experimentem výroby elektrické energie za pomoci permanentních magnetů a jednoduché cívky. Princip použití vztahu byl jednoduchý. Časová změna vektoru magnetické indukce byla způsobena buď přímo pohybem permanentního magnetu uvnitř cívky, nebo byly permanentní magnety fixovány a měnila se poloha cívky vůči magnetickým siločárám těchto navzájem přitahujících se magnetů – otáčelo se s ní v prostoru mezi magnety. Důsledkem obou variant pak bylo, že se v cívce indukoval elektrický proud (resp. proudová hustota \mathbf{J}_0) který je popsán za pomoci vektoru intenzity elektrického pole vztahem (2.3). Další aplikací je ku příkladu elektromagnetický snímač strunných hudebních nástrojů.

2.2.3 Zobecněný Gaussův zákon

Třetí výraz popisuje stav, kdy se divergence vektoru elektrické indukce \mathbf{D} rovná objemové hustotě volného náboje ρ . Říká, že kladný náboj se chová jako zdroj (zřídlo) elektrického pole, naopak záporný náboj funguje jako jímka (nora). Tuto situaci si lze lépe představit v analogii, kde kohoutek představuje onen kladně nabitý náboj a je tak zdrojem vody, která představuje elektrické pole. Logicky pak vypouštěcí otvor dřezu bude připodobňovat záporně nabitý náboj, který bude reprezentovat onu noru.

$$\operatorname{div}\mathbf{D} = \rho \quad (2.6)$$

Zde je také odpověď na drobnou odlišnost mezi jinak velmi podobnými rovnicemi (2.4) a (2.5). Volný náboj, neboli také monopól ať už kladný nebo záporný, je zdrojem elektrického pole. Tento volný náboj tak musí být zahrnut do rovnice (2.4), protože jak ukazuje vztah (2.6), elektrické pole je pole zřídlové. Oproti tomu magnetické pole má charakter pole vírového.

2.2.4 Zobecněný Gaussův zákon pro magnetismus

Závěrečná rovnice již pouze říká, že magnetické pole je nezřídlové, čímž se odlišuje právě od pole elektrického. Divergence vektoru magnetické indukce je nulová.

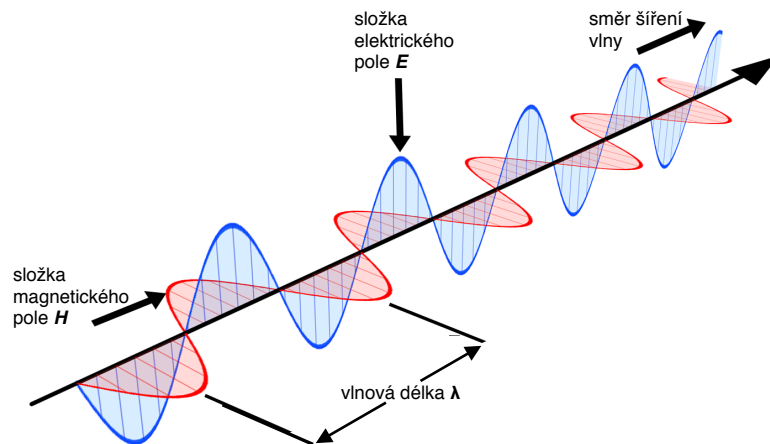
$$\operatorname{div}\mathbf{B} = 0 \quad (2.7)$$

Tento vztah matematicky popisuje, že magnetické monopóly neexistují, jinak řečeno neexistuje magnetický nosič kladného nebo záporného náboje, tak jako tomu je u elektrického pole (záporně nabitý elektron, kladně nabitý proton). Analogii můžeme spatřit v případě, kdy například po rozpůlení feritového tyčového magnetu, budou mít obě poloviny svůj vlastní severní (kladný) a jižní (záporný) pól. Výsledné dva magnety tedy opět budou dipóly.

Dále ze vztahu vyplývá, že magnetické pole má tendenci vytvářet siločáry kruhového tvaru, které se uzavírají okolo pole elektrického. A díky tomu, že elektrické pole je svázáno s magnetickým polem právě přes vztahy (2.4), (2.5), kdy v časově proměnných polích nemůže jedno bez druhého existovat, potom je tedy jasné, proč došlo k ustálení výrazu elektromagnetické pole.

2.3 Elektromagnetická vlna

V kapitole 2.2 bylo ukázáno, že časová změna pole elektrického vytváří magnetické pole a naopak. Tímto nerozdělitelným spojením dochází ke vzniku elektromagnetických vln. Vznik vln je důsledkem urychlování elektrických nábojů – náboj vyzářuje energii, pokud prochází procesem urychlování. Z předchozích vět je tak patrné, že při statickém náboji (tedy ani při stejnosměrném proudu) vlny nevznikají. Samotný mechanismus vzniku elektromagnetických vln na nižší úrovni je poněkud složitější, avšak vzhledem k tomu, že se zabýváme klasickou makroskopickou elektrodynamikou není nezbytné takové mechanismy rozebírat. V průběhu práce si vystačíme s Maxwellovým chápáním elektromagnetismu.



Obrázek 2.1: Elektrická a magnetická složka šířící se elektromagnetické vlny. Zdroj [44]

Při představě elektromagnetické vlny si lze pomoci podobností se strunou na kytarě, kterou rozechvějeme úhozem. Vzniklé vlnění struny ve směru kolmém na pražce pak mohou reprezentovat magnetickou složku elektromagnetické vlny. Pro elektrickou složku, která je kolmá na magnetickou složku a kolmá na směr šíření, však paralela u kytarové struny neexistuje. Hypoteticky by kytarová struna musela kmitat nejen ve směru kolmém na pražce, ale také směrem od těla kytary. Celá situace je korektně popsána v *Obr. 2.1*, konkrétně pro tzv. rovinnou vlnu.

2.3.1 Energie vlny

Není překvapením, že vlna přenáší energii. Z ústředního topení vyzařující v infračervené oblasti sálá teplo, sluneční paprsky dopadající na solární panel na střeše domku generují pomocí fotoelektrického jevu elektrický proud. V teorii elektromagnetického pole je energie vlny popsána tzv. Poyntingovým teorémem, který udává bilanci energie pole v obecném bodu prostoru.

Velice často se lze setkat s Poyntingovým vektorem \mathbf{S} , který vztahuje průtok energie na jednotku plochy. Je dán vektorovým součinem vektorů \mathbf{E} a \mathbf{H} pro okamžitou hodnotu plošné hustoty výkonu. Směr Poyntingova vektoru pak udává směr šíření vlny (a tím i směr toku energie), přičemž je kolmý na vektory \mathbf{E} a \mathbf{H} . Jednotkou \mathbf{S} je watt na metr čtverečný [W/m^2].

Určení energie (výkonu) vlny je zásadní při úvahách týkajících se elektromagnetického pole. Figuruje rovněž v hygienických limitech apod. Často také bývá výkon jedna z mála veličin, které jsme při praktických realizacích v mikrovlenné technice efektivně měřit.

2.3.2 Šíření vlny

Šíření elektromagnetických vln je ovlivněno mnoha faktory, které můžeme rozdělit do dvou skupin. Jednak je nezbytné uvažovat vlastnosti prostředí (materiálu), jímž se vlna šíří a jednak prostorové (geometrické) uspořádání celé situace.

Vlastnosti prostředí z hlediska makroskopických elektromagnetických jevů lze popsat materiálovými parametry:

Permitivita

Charakterizuje tendenci dipólových částic v materiálu měnit orientaci za přítomnosti elektrického pole (vektory \mathbf{E} a \mathbf{D}). Jednotkou je farad na metr [F/m]. Vzhledem k zásadnímu vlivu při experimentech této práce jí bude věnován prostor v následujících kapitolách.

Permeabilita

V souvislosti s feromagnetickými materiály se analogicky k permitivitě zavádí permeabilita. Vektory \mathbf{H} a \mathbf{B} jsou pak při šíření vlny materiálem na permeabilitě závislé. Jednotkou je henry na metr [H/m].

Vodivost

Vodivost je mírou, jak snadno může elektrický proud téci daným materiálem. Pro danou intenzitu elektrického pole v materiálu, vyšší hodnota vodivosti znamená vyšší tok proudu materiálem. Lze říci, že reprezentuje ztráty výkonu v materiálu. Materiál, o kterém lze říci, že je bezztrátový má vodivost blízko nule. Jednotkou je siemens na metr [S/m].

Tyto parametry jsou určeny velmi složitými a nejrůznějšími mikroskopickými jevy v materiálech, jako jsou vazby elektronů v atomech, vazby mezi atomy, spin, molekulární vazby aj. Jsou závislé na mnoha fyzikálních veličinách, ku příkladu na teplotě, intenzitě polí, frekvenci nebo mechanickém napětí.

Dále pak záleží na geometrickém uspořádání prostředí, kde se vlna šíří. Například jiný charakter bude mít vlna u zdroje (zpravidla kulový) a jiný ve vzdálené oblasti od zdroje (zpravidla rovinný). Od tohoto faktu se odvíjí výkonová bilance, řešení vlnové rovnice aj. U vln se rovněž projevuje jejich ohyb a odraz, na což je nutné myslet zvláště při šíření v členitých prostorech.

2.4 Frekvenční spektrum

Při úvahách nad elektromagnetickými vlnami je často elementárním rozlišovacím prvkem frekvence vlny, případně vlnová délka:

$$f = \frac{v}{\lambda} \quad (2.8)$$

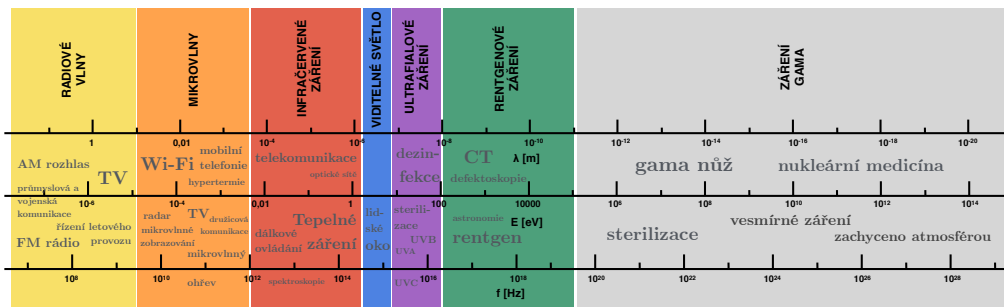
kde v je rychlost šíření vlny daným prostředím a λ její vlnová délka.

Dle frekvence (vlnové délky) je celé pásmo vln rozděleno od několika oblastí (*Obr. 2.2*), které se používají k praktickým účelům, tak, jak je ukázáno na obrázku níže.

Je nutné brát v potaz, že od určité frekvence se dostáváme za hranice platnosti makroskopické teorie elektrodynamiky. V takové chvíli je potřeba přejít k teoriím z kvantové elektrodynamiky.

Vzhledem k nepřehlednému množství aplikací techniky pracující v celém spektru možných frekvencí – od obyčejného rádia, přes laser až po rentgen – je dobré

poznamenat, že frekvenční spektrum může být vnímáno jako myšlené přírodní bohatství a mělo by s ním být efektivně a hospodárně nakládáno.



Obrázek 2.2: Orientační rozdělení frekvenčního spektra elektromagnetických vln

2.4.1 Mikrovlnná oblast

Mikrovlnné pásmo, které je pro tuto práci stěžejní a je v této práci výhradně využíváno, ohraničují obvykle frekvence od 300 MHz, kde navazuje na oblast radiových vln, po 3 THz, kde se dotýká navazujícího infračerveného pásma. Odpovídající vlnová délka se pak pohybuje od 1 m do 0,1 mm. Zde je možné si všimnout, že při vysokých frekvencích je vlnová délka velice malá – srovnatelná s rozměry mikrovlnných obvodů, vedení a obecně mikrovlnné techniky. To s sebou nese mnoho úskalí a sice mikrovlnné obvody mají charakter obvodů s rozprostřenými parametry, o nichž bude řeč později v textu.

Dále je pak v této práci využito faktu, kdy při buzení elektromagnetické energie v prostředí s vysokou relativní permitivitou dochází k uplatnění principů mikrovlnné techniky i při nižších frekvencích, neboť v prostředí s vysokou relativní permitivitou se vlnová délka zkrátí úměrně druhé odmocnině z relativní permitivity.

Důvodem pro zasazení práce do této oblasti byla snaha využít známých a dobře popsaných principů a výhod, které tato oblast nabízí, a aplikovat je pro myšlený účel, neboť ve využití mikrovlnné techniky v medicíně je značný a do jisté míry ještě nenaplněný potenciál. Mikrovlny jsou v současné době (v běžných aplikacích, kterým se může člověk volně dostat) považovány za velice bezpečné při kontaktu s lidskou tkání, což je velmi pozitivní faktor ve srovnání s rentgenovým a gama zářením, jejichž veličiny musejí být velmi striktně sledovány.

2.4.2 Ionizující záření

V oblasti vyšších frekvencí směrem k ultrafialovému záření již nelze použít úvahy makroskopické teorie, neboť začínají převažovat jevy kvantové elektrodynamiky. Platí, že s rostoucí frekvencí roste energie kvanta (energie fotonu) dle Planckova zákona. Tento zákon hovoří, že záření je vyzařováno nebo pohlcováno po diskretních kvantech energie, jeho energie je pak dána vztahem (2.9).

$$E = hf \quad (2.9)$$

Ze vzorce (2.9) je patrné, že tato energie roste úměrně s frekvencí f (h je Planckova konstanta).

Ionizující záření je tok hmotných částic nebo fotonů, které mají právě takovou energii kvanta, jež umožní ionizovat atomy prostředí, ve kterém se šíří, nebo excitovat jejich jádra. Vzniká při procesech, kdy se jádro (nebo obal) atomu dostává do excitovaného stavu a stává se tak energeticky nestabilní. Aby se dostal opět na energeticky stabilní hladinu, vyzáří energii ve formě částic nebo fotonů elektro-magnetického záření. Za energetickou hranici ionizujícího záření se považuje energie 5 keV pro záření fotonů, elektronů, beta i alfa částic [11].

Kapitola 3

Interakce elektromagnetického pole s biologickou tkání

Tématem této práce je přímo intereagovat pomocí elektromagnetického pole s biologickou tkání za účelem detekce nádorových nehomogenit, považují proto za důležité věnovat část textu této problematice. Zároveň je tato problematika často opředena množstvím polopravd a dezinformací, které vedou v mnoha případech ke zbytečným obavám ze střetu s elektromagnetickým zářením. Je známo, že elektromagnetické vlny doprovází vývoj vesmíru takřka od jeho počátku; lidské tělo samotné také generuje elektromagnetické záření, Slunce vyzařuje takřka v celém spektru a i na Zemi lze najít mnoho přírodních zdrojů.

Fyzikální princip interakce elektromagnetického pole s biologickou tkání spočívá ve specifickém chování elektricky nabitých částic, jež jsou vystaveny vnějšímu elektromagnetickému poli. Jak známo elektrony přítomné v atomových obalech jsou záporně nabitě, protony v jádrech atomů kladně. Pokud jsou tedy atomy a molekuly biologické tkáně vystaveny elektrické složce elektromagnetického pole, pak reagují posunem nebo deformací těchto nabitých částic z jejich ustálené neutrální polohy dávajíc za vznik elektrickým dipólům. Ve chvíli, kdy je vnější elektrické pole odstraněno, nabitě částice v atomech a molekulách se začnou vracet zpět do své obvyklé polohy. Rozlišujeme mechanismy, při nichž tyto dipóly vznikají:

Elektronová polarizace

Dochází k posunu (natočení) elektronů vůči jádru atomu.

Atomová polarizace

Dojde k posunu celých jader atomů v důsledku nerovnoměrného rozložení náboje v molekule.

Orientovaná polarizace

Látky, které obsahují permanentní dipóly v důsledku asymetrického rozložení opačných nábojů v molekule látky, například polární dielektrika.

Jev, kdy jsou dipóly látky natočeny stejným směrem nazýváme jako polarizace. Z toho je jasné, že pokud vystavíme biologickou tkáň (nebo jakékoli jiné dielektrikum) vnějšímu časově proměnnému elektrickému poli, vzniklé dipóly budou mít tendenci měnit svoji orientaci vzhledem k aktuálnímu směru působení elektrického pole. Elektrické pole vyvolá kromě polarizace atomů a molekul rovněž pohyb volných

elektronů a iontů (jsou li přítomny). Působícím elektrickým polem na volné náboje v biologické tkáni vzniká vedený proud \mathbf{J}_0 , jehož hustota je dána výrazem

$$\mathbf{J}_0 = \sigma \mathbf{E} = 2\pi f \varepsilon_0 \varepsilon_r'' \mathbf{E} \quad (3.1)$$

Interakcí s vázanými náboji vyvolá elektrické pole posuvný (kapacitní) proud, jehož hustota \mathbf{J}_p je vyjádřena vztahem

$$\mathbf{J}_p = \varepsilon_0 \varepsilon_r' \frac{\partial \mathbf{E}}{\partial t} = 2\pi f \varepsilon_0 \varepsilon_r' \mathbf{E} \quad (3.2)$$

Poměrem těchto dvou veličin dostaneme tangentu ztrátového úhlu delta, mnohdy uváděného jako ztrátový činitel.

$$\frac{\mathbf{J}_0}{\mathbf{J}_p} = \frac{\sigma}{2\pi f \varepsilon_0 \varepsilon_r'} = \frac{\varepsilon_r''}{\varepsilon_r'} = \operatorname{tg} \delta \quad (3.3)$$

Elektromagnetická energie při frekvencích nezasahujících do oblasti ionizujícího záření se tedy v biologické tkáni mění převážně na tepelnou energii. Je to dáno zpožděním kmitajících elektrických částic v látce za budící intenzitou vnějšího elektrického střídavého pole. Proud těchto nábojů není ve fázi s intenzitou elektrického pole. Při popisu míry polarizačního efektu elektrického pole – schopnosti měnit orientaci nabitých částic v prostředí látky (materiálu), na které působí elektrické pole – zavádíme pojem komplexní permitivita biologické tkáně.

3.1 Komplexní permitivita biologické tkáně

Biologická tkáň má charakter ztrátového dielektrika, které pro tyto potřeby popisujeme zpravidla materiálovým parametrem – permitivitou ε v komplexním tvaru. Ta je závislá na frekvenci elektrického pole, jemuž je tkáň vystavena, a v nevelké míře i na teplotě tkáně. Závislost na tlaku a intenzitě elektrického pole \mathbf{E} je zanedbatelná. Základní vztah pro komplexní permitivitu je pak:

$$\varepsilon = \varepsilon_0 \varepsilon_r = \varepsilon_0 (\varepsilon_r' - j \varepsilon_r'') = \varepsilon_0 \left(\varepsilon_r' - j \frac{\sigma}{\omega \varepsilon_0} \right) \quad (3.4)$$

Je to matematické rozložení na reálnou část permitivity ε' , která sleduje vektor intenzity elektrického pole. Druhá (imaginární) složka, která je příčinou ztrátového proudu ohřívajícího dielektrikum a která tvoří vodivostní složku permitivity ε'' , odpovídá fázi potencionálního rozdílu na elektrodách.

3.1.1 Typy tkání z dielektrického hlediska

Biologické tkáně se liší nejen z biologického hlediska, ale i z hlediska fyzikálního svými dielektrickými parametry, čímž mění charakter šíření elektromagnetických vln. Při vystavení tkáně elektromagnetickému záření rozlišujeme tkáně dle obsahu vody:

Tkáně s vysokým obsahem vody

Svalová tkáň, kůže, vnitřní orgány atd.

Tkáně s nízkým obsahem vody

Tukové tkáně, kosti atd.

Je to dáno faktem, že samotná voda má poměrně vysokou hodnotu relativní permitivity ($\epsilon_r = 78$), při vystavení elektromagnetickému poli se pak tyto tkáně chovají poněkud odlišně oproti tkáním s nízkým obsahem vody.

3.2 Biologické účinky mikrovlenného záření

Účinky elektromagnetických vln jsou neustále předmětem studií po celém světě. Pravdou zůstává, že na objevy některých funkčních principů stále čekáme, u jiných můžeme bezpečně tvrdit, že jejich podstatu známe. Tak jako u všech ostatních studií, i studií týkající se této problematiky je potřeba pečlivě rozlišovat v kvalitě těchto publikací a nepropadat unáhleným závěrům, tak jako je tomu v posledních letech běžné.

Absorbce vlny – a tím i její účinky – jsou závislé zejména na těchto vlastnostech biologických tkání:

- dielektrické vlastnosti tkáně
- její geometrické tvary a rozměry
- prostorovém nehomogenním rozložení
- orientaci a polarizace elektromagnetického pole
- frekvenci elektromagnetického pole
- délce expozice
- intenzitě elektromagnetického a magnetického pole

Netepelné účinky

Jedná se o skutečně přímé účinky elektromagnetického pole. Při nízké energetické úrovni, kdy nedochází k absorpci většího výkonu, a tím ani ke zvýšení teploty tkáně, v současné době nebyly prokázány jakékoli škodlivé účinky na enzymy, DNA, buněčnou membránu, ani na jiné části buněk nebo organismu. Toto je podstatný rozdíl oproti elektromagnetickému vlnění o frekvencích odpovídajících ionizujícímu záření. Avšak existují studie, které pojednávají o prokazatelném zrychlení reakční doby uživatele mobilního telefonu v průběhu jeho užívání. Jsou diskutovány i subjektivní potíže – únava, pocit zhoršené paměti, atd. Z tohoto hlediska však může docházet k fobii z elektromagnetického ozáření.

Tepelné účinky

Při polhčení vyšší úrovně elektromagnetické energie dochází vlivem ztrátového proudu k ohřevu tkáně. Jde o stejný efekt, jakého se užívá při ohřevu potravin v mikrovlenné troubě, která je již značně výkonným zdrojem mikrovl. Nicméně je potřeba si připomenout, že kromě výkonu zařízení, záleží také na prostorovém uspořádání situace, geometrických rozměrech, délce vystavení záření, atd. Je známo, že při ohřevu velmi objemných potravin musí být expozice zářením i při výkonném zařízení, jako je mikrovlenná trouba, v řádech minut až hodin. Tepelných účinků se však kontrolovaně využívá v medicíně a sice při léčbě rakovinových nádorů za pomoci hypertermie.

3.2.1 Mikrovlnná hypertermie

V posledních letech, kdy se civilizace musí vyrovnávat s početným výskytem rakovinových onemocnění, se začíná využívat kromě konvenčních technologií i mikrovlnné hypertermie. V principu jde o kontrolovaný ohřev rakovinového nádoru, jehož buňky postrádají termoregulační schopnosti zdravé tkáně, za pomoci elektromagnetického záření v mikrovlnné oblasti. Jde o velice šetrnou a neinvazivní léčbu. Tento hypertermický systém je využíván především v zahraničí, přesto se však v České republice najdou klinická pracoviště, která jej využívají, stejně jako vědecká pracoviště, která se podílí na jeho zdokonalování a vývoji. Tato práce se v mnohém inspiroje a čerpá zkušeností právě z technologie hypertermického ohřevu a jejích aplikátorů, což je část systému, která je přímo v kontaktu s lidskou kůží a má za úkol efektivně přenášet elektromagnetickou energii do tkáně. Zpravidla se jedná o aplikátory vlnovodné nebo planární konstrukce.

3.3 Biologické účinky ionizujícího záření

Průchodem ionizujícího elektromagnetického záření biologickým prostředím dochází k ionizaci a excitaci atomů a molekul buněk organismu. Pro podrobný popis by bylo nutné znát vztahy a efekty kvantové elektrodynamiky, vzhledem k rozsahu práce však postačí elementární znalost chování vln na takto vysokých frekvencích (viz *Obr. 2.2*). Dle Planckovy kvantové hypotézy je energie elektromagnetického záření kvantována a je úměrná jeho frekvenci (vztah 2.9). Pokud se prostředím šíří vlna takto vysoké frekvence, energie jejího kvanta je vyšší než vazebná energie v elektronovém obalu atomu látky prostředí. Protože platí zákon zachování energie, energie kvanta vlny předá energii orbitálnímu elektronu a dojde tak k jeho vytržení z atomového obalu. Tento proces se nazývá ionizace. Pokud energie kvanta není dostatečná, dojde k posunu elektronu na některou z vyšších energetických hladin v atomovém obalu. Tento proces je znám jako excitace.

Ionty i excitované atomy a molekuly způsobují vznik chemicky reaktivních látek, převážně volných radikálů. Na tyto fyzikální a fyzikálně chemické děje navazují další reakce, které vedou k poškození ozářeného organismu. Postupně dochází k funkčním i morfologickým změnám na molekulární, buněčné, orgánové úrovni i organismu jako celku. V buňkách s nízkým obsahem vody vlivem ionizujícího záření zpravidla dochází k bezprostředním změnám v jádru buňky. Dále může docházet k radiolýze vody za vzniku volných radikálů H^+ a OH^- , které jsou velmi reaktivní a pro organismus tak velice agresivní. Mohou reagovat s molekulami DNA, kterou dokáží nenávratně poškodit. Při léčebných aplikacích se však právě těchto efektů kontrolovaně a stimulovaně využívá.

Tak jako u mikrovlnného záření i u ionizujícího záření závisí jeho účinek na:

- dávce záření a dávkovém příkonu
- prostorovém uspořádání
- délce expozice
- druhu záření
- metabolickém stavu organismu v době ozáření

Při práci s ionizujícím zářením je tak vždy nutné dbát přísných bezpečnostních opatření, neboť i drobná chyba může mít fatální důsledky. Toto je jedna z výhod mikrovlnné techniky a sice, že není nutná takto přísná kontrola a přímo se tak nabízí pro další rozvoj v medicínských aplikacích.

Kapitola 4

Diagnostické systémy

Pro lepší přiblížení problematiky a pro porozumění souvislostem a důvodům, proč tato práce pojednává o mikrovlnných sondách pro detekční systém nádorových onemocnění, bude uvedeno několik technologií, které se v současnosti běžně používají k diagnostickým účelům v lékařství. Informace v následující kapitole tak poskytnou srovnání výhod a nevýhod jednotlivých systémů a bude tak možné provést porovnání s uvažovaným mikrovlnným detekčním systémem. Vlastnosti látek, které určují interakci mechanismů jednotlivých technologií, jsou pro každou technologii odlišné. Z toho vyplývá i zpravidla mírně odlišné použití dané technologie pro konkrétní diagnostický účel.

4.1 Ultrazvuk

Jak již název napovídá, tato technologie pracuje na principu mechanickém kmitání částic hmotného prostředí (tkáně), jímž se šíří ultrazvuková vlna. Jde o stejný fyzikální princip jako u klasického akustického zvuku, kdy tlakové změny prostředí, jímž se šíří zvuková vlna, rozkmitají ušní bubínky. Předpona „ultra“ poté naznačuje polohu těchto kmitů ve frekvenčním spektru mechanického vlnění a sice vyšší než 20 kHz. V mnoha ohledech lze najít podobnosti s elektromagnetickým vlněním. Při správné zvolených intenzitách ultrazvukové vlny dobře pronikají živou tkání směrem od zdroje (zpravidla piezoelektrický měnič generující ultrazvukové impulzy) a díky nehomogenitě tkání se ultrazvukové vlny zčásti odráží na každém rozhraní dvou tkání o rozdílných akustických impedancích.



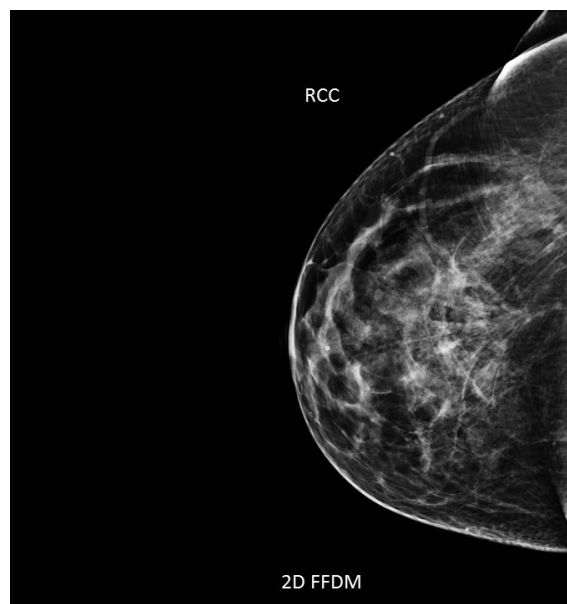
Obrázek 4.1: Ultrazvukem pořízený snímek prsní tkáně s patrným nádorem. Zdroj [48]

Tyto zpětně odražené vlny jsou pak piezoelektrickým měničem zaznamenávány a rekonstruovány v obrazový signál. Využitím Dopplerova jevu, při kterém dochází k posunu frekvence v důsledku pohybu zdroje vlnění oproti detektoru vlnění, lze dobře sledovat pohybující se akustické rozhraní, např. pohyb srdečních chlopní.

Mechanické kmity ultrazvuku se rovněž projevují biologickými účinky. Jsou výsledkem fyzikálních a chemických účinků jako například tepelných, kdy při kmitání hmotných částic vzniká teplo. Rovněž může dojít k excitaci molekul nebo tvorbě volných radikálů. Avšak intezita ultrazvukového vlnění, při kterých by k těmto jevům docházelo a které by tak mohly ohrozit zdraví jedince, je velice vysoká. Běžně používaný piezoelektrický měnič není schopen poskytnout dostatečný výkon, aby tyto nebezpečné jevy mohly nastat. Ultrazvuk se tak řadí k velice bezpečným diagnostickým technologiím.

4.2 Rentgen

Patří k nejstarší technologii, díky které lze neinvazivně provést diagnostiku vnitřní struktury člověka (převážně kostní tkáně). Rentgenové záření je elektromagnetické záření o velmi vysoké frekvenci (viz. *Obr. 2.2*) a vysoké energii kvanta. Fotony rentgenového záření jsou schopny, oproti fotonům elektromagnetických vln o nižší frekvenci, pronikat téměř všemi látkami. Míra absorpce závisí na vlastnostech prostředí jímž se šíří – roste s geometrickými rozměry tkáně, měrnou hmotností a hodnotou protonového čísla prvků, z nichž se tkáň skládá. Tohoto efektu se využívá právě při diagnostice, kdy výsledný snímek (negativ) tělní oblasti tvoří různé odstíny šedé



Obrázek 4.2: Snímek prsní tkáně s podezřením na nádorové onemocnění zachycený mamografem [49]

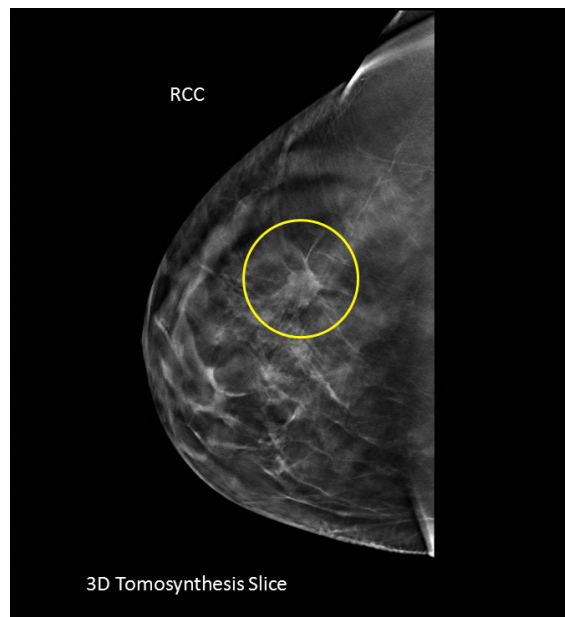
podle výše jmenovaných vlastností dané tkáně. Proto se např. plíce, pro velký obsah vzduchu, jeví jako transparentní pro rentgenové záření. Z toho také vyplývá použití pro konkrétní diagnostický účel. Na rentgenovém snímku jsou tedy dobře patrné kostní tkáně, neboť obsahují vápník a fosfor, které mají vyšší protonové číslo, než ostatní tkáně. Používá se také při diagnostice rakovinových nádorů prsní tkáně – mamografii.

Při diagnostice měkkých vnitřních orgánů již však rentgen není plně efektivním prostředkem a je proto lepší využít jeho sofistikovanější podoby – CT, nebo magnetické rezonance.

Vzhledem k faktu, že rentgenové záření spadá do oblasti ionizujícího záření (kapitola 3.3), je vždy nezbytné zvážit přínos diagnostického vyšetření a riziko možného poškození zdraví použitím rentgenu. Aby bylo možné minimalizovat možné poškození, omezuje se čas expozice a počet snímků na nejnižší míru. Pro ochranu zdravotnického personálu je potřeba dodržovat striktní pravidla, dbát na použití ochranných prostředků, jako jsou stínící olověné vesty a zástěry, rukavice. Místnost obsluhy musí být dostatečně stíněna. Součástí osobního vybavení personálu je rovněž dozimetr měřící hlavně dlouhodobou dávku rentgenového záření. To s sebou přináší nezdědky mnoho komplikací, zejména vysoké pořizovací náklady i náklady na samotný provoz.

4.3 Počítačová tomografie

Častěji známá jako CT - *Computational tomography*. Technologie založená na principu absorpce rentgenového záření. Od rentgenu se liší hlavně větším počtem rentgenových projekcí v různých polohách vůči pacientovi. Pořizuje nejčastěji příčné řezy pacientova těla, kdy je ležící pacient prozařován v určité rovině. Poté se zdroj rentgenového záření vůči



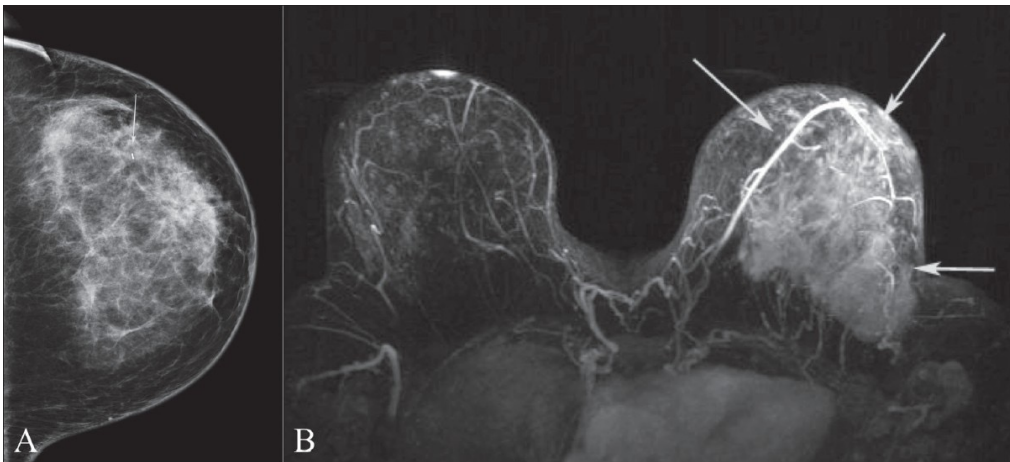
Obrázek 4.3: Snímek prsní tkáně pořízený 3D mamografem (počítačové zpracování více snímků mamografu) s vyznačeným nádorem. Zdroj [49]

podélné ose těla potočí a provede další snímek. Postupně je tak pacient prozařen ze všech úhlů kolem dokola. To pak umožní za pomoci počítače rekonstruovat obraz. Další výhodou oproti klasickému rentgenu je možnost neinvazivně zobrazovat i měkké tkáně jako je mozek, slezina, pankreas, ledviny, svalové tkáně, avšak i to má svá omezení. Někdy je pro zlepšení kvality snímku podána kontrastní látka.

Hlavní nevýhoda sdílená s rentgenem a sice použití ionizujícího záření zůstává. Finanční náklady na pořízení systému jsou oproti rentgenovému přístroji vyšší.

4.4 Magnetická rezonance

Mezi nejkomplicovanější diagnostické systémy patří magnetická rezonance (*MR*, *MRI* – *MR imaging*, *NMR* – *Nuclear Magnetic Resonance*). Staví na fyzikálním principu sledování chování různých buněk, lišících se hlavně obsahem vody, při působení silného magnetického pole. Atomy buněk se skládají z nukleonů - protonů a neutronů. Kladně nabitě protony rotují kolem své vlastní osy. Každá nabitá částice, která vykonává pohyb, kolem sebe vytváří magnetické pole, což ostatně vyplývá i z maxwellových rovnic. Atomová jádra s lichým nukleonovým číslem si pak zachovávají svůj magnetický moment a jsou tak vhodná k zobrazování pomocí MR. U skenování lidského těla, které jak známo obsahuje více než 60% vody, se využívá atom vodíku ^1H , který má pouze jeden proton. Za určitých podmínek a při určitých záměrech lze použít i atomy ^{13}C , ^{19}F , ^{23}Na , ^{31}P . Pokud vložíme biologickou tkáň do silného magnetického pole, rotační osy protonů budou mít tendenci natočit se rovnoběžně se siločarami vnějšího magnetického pole a to jak paralelně (souhlasně) s vektorem vnějšího magnetického pole, tak antiparalelně. Antiparalelní uspořádání protonů je energeticky náročnější, a proto je takto natočena méně než polovina protonů. Nerovnováha mezi orientací natočení způsobí, že tkáň vykazuje celkový magnetický moment a navenek se chová magneticky, což je možné měřit.



Obrázek 4.4: Snímek prsní tkáně s dramaticky rozšířeným rakovinovým onemocněním. Zdroj [50]

Zároveň s původním rotačním pohybem protonů dochází k tzv. precesnímu pohybu, který je způsoben právě vnějším magnetickým polem. Frekvence, s jakými protony tento precesní pohyb vykonávají, se nazývá Larmorova frekvence. Pokud dojde vyslání elektromagnetického pulzu do tkáně o frekvenci shodné s Larmorovou frekvencí, dochází k magnetické rezonanci a tím i absorpci energie vyslaných elektro-magnetických vln protony. To vede ke změně poměru mezi antiparalelním a paralelním uspořádáním protonů, čímž se opět změní magnetický moment, který je změřen. Po skončení elektromagnetického pulzu protony postupně odevzdávají nadbytečnou energii a vrací se do svého původního stavu. Tento děj se nazývá relaxace a doba se označuje relaxační

čas T1. Za pomoci kombinace různých impulzů jsou vyvolávány různé relaxační časy, z jejichž měření je poté možné ve stupních šedi rekonstruovat obraz.

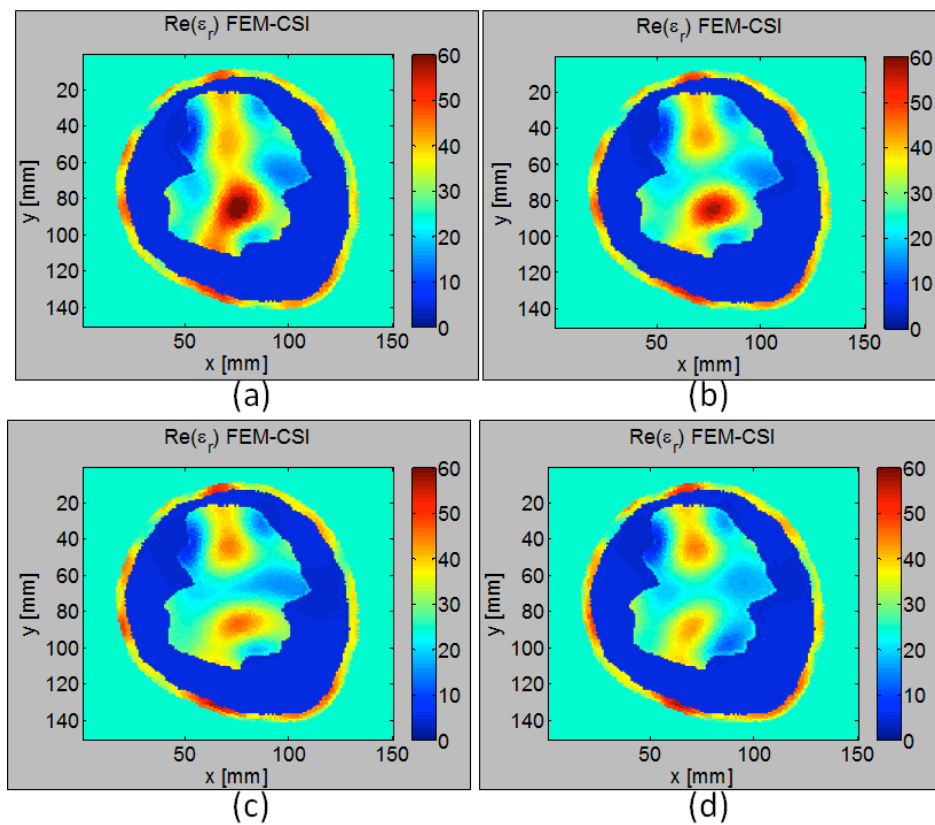
Nespornou výhodou této zobrazovací technologie je šetrnost k lidskému organismu. Není zde využíváno ionizujícího záření. Snímek magnetické rezonance má vysokou cenu při diagnostice degenerativních onemocnění centrální nervové soustavy, cévních příhod, vrozených vad a především nádorů mozku a míchy. Velice dobře lze zobrazovat i k diagnostice kostní dřevě.[12] Oproti CT umožňuje lepší odlišení cév od lymfatických uzlin a tumorů. V souvislosti s hypertermií lze použít magnetické rezonance k velmi přesnému rozložení teploty v tělesné tkáni.

Problémem může být vysoká hodnota intenzity magnetického pole, hlavně v případě, kdy tkáň vyšetřovaného pacienta obsahuje kovové předměty – endoprotézy, implantáty, kardiostimulátory, ale i tetování obsahující těžké kovy. Tato vysoká hodnota může být předmětem diskusí, avšak dosud se nepotvrdily žádné přímé škodlivé účinky. Velkou nevýhodou jsou pak velmi vysoké pořizovací náklady v řádech desítek až stovek miliónů korun.

4.5 Mikrovlonná tomografie

Jak bylo zmíněno dříve, mikrovlonná technika je dnes široce rozšířena ve všech možných odvětvích. Aktuálním předmětem mnoha vědeckých pracovišť je rozvoj diagnostické metody pomocí mikrovlonné tomografie. Takový systém se může skládat z pole antén umístěných okolo vyšetřované tkáně (v podstatě anténní řada), které mohou být dále rozlišovány na vysílací a přijímací antény. Principem technologie je měření rozptýleného pole – generovaného vysílacími anténami – kolem měřeného objektu. K tomuto měření lze použít běžného analyzátoru obvodů (spolu s přepínací maticí). Naměřená data lze pak pomocí matematického aparátu počítačově zpracovat. Principy mikrovlonného zobrazování jsou ve větší míře rozebrány ve zdrojích [15], [25], [26], [32], [34], [36], [38], [40].

Lze však využít i jiného principu. Laboratorní měření naznačují, že je možné využít například jedné jediné antény k měření rozptylových parametrů vyzářeného pole a získat tak data o měřené tkáni pomocí analýzy odraženého signálu popsáno tzv. činitelem odrazu S_{11} . Tohoto principu je použito právě v této práci, jejím cílem je pak přímo navrhnout takovouto použitelnou anténu. Více se tomuto problému budu zabývat v následujících kapitolách.



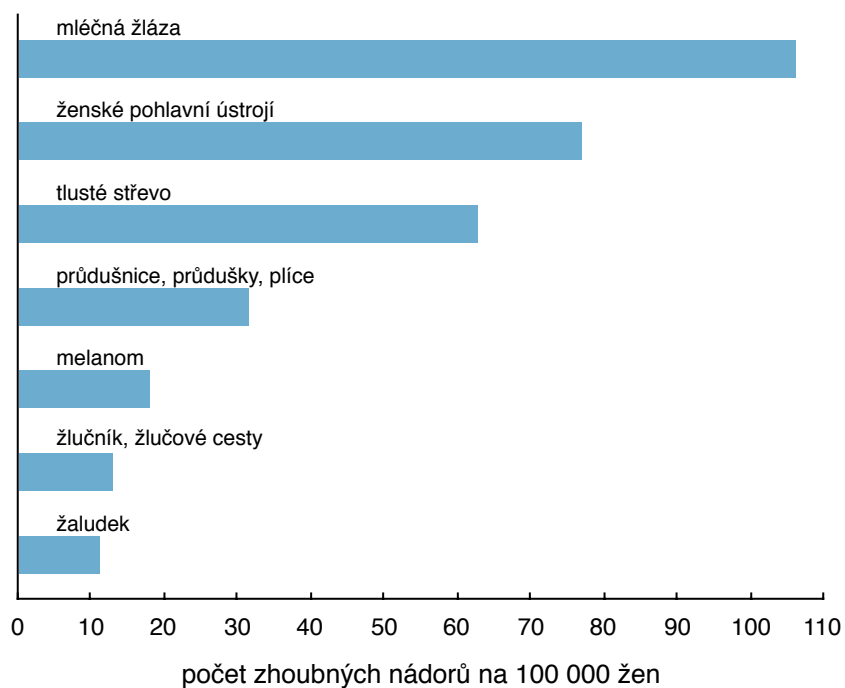
Obrázek 4.5: Rekonstruovaný obraz oblastí s různou relativní permitivitou s využitím mikrovlnné tomografie a radarové technologie. Zdroj [40]

Výzkum takového systému je velice perspektivní, neboť příslibem od případného finálního produktu je využití v rámci možností bezpečných mikrovln. Dalším přínosem by mohly být i nižší náklady na pořízení a provoz oproti výpočetní tomografii či magnetické rezonanci – mikrovlnná technika je v porovnání s uvedenými technologiemi relativně levná. Zároveň by takový systém nevyžadoval nutná a nákladná bezpečnostní opatření.

Kapitola 5

Nádorová onemocnění ženského prsu

Nádorová onemocnění jsou u dospělých osob po kardiovaskulárních chorobách druhou nejčastější příčinou úmrtí. Jde o rozsáhlou skupinu chorob, jejichž společným znakem je deregulovaný růst buněk. Studium, diagnostikou a terapií nádorových onemocnění se cíleně zabývá obor onkologie.



Obrázek 5.1: Graf výskytu zhoubných nádorů u žen v České republice (údaje z roku 2005). Zdroj [16]

Při pohledu na *Obr 5.1* si lze povšimnout, že karcinomy mléčné žlázy jsou nejčastějším rakovinovým onemocněním ženské populace v ČR, kde způsobují každé páté úmrtí žen na zhoubný nádor. Donedávna platilo, že zemře každá druhá žena, u které byl tento nádor diagnostikován. Zdokonalení včasné diagnostiky a terapie vede k postupnému snižování úmrtnosti při stále se zvyšujícím počtu tohoto onemocnění. [16] [17] Z tohoto pohledu vidím další možný přínos právě ve včasné a komfortní diagnostice, například za pomoci právě vyvíjeného mikrovlnného zobrazování. Má tedy smysl zabývat se touto problematikou nejen v rámci této práce.

5.1 Nádorová tkáň

Vyjádřit jednoduše a výstižně tak složitý proces, jako je nádorové bujení s jeho neuvěřitelně rozmanitými projevy i složitými a dosud neobjasněnými patogenetickými cestami vzniku, není možné. Přesto lze pro obecné pochopení nádor stručně definovat takto: nádor, novotvar - neoplazma, je nově vytvořená masa tkáně, jejíž růst přesahuje anatomické i funkční potřeby tkáně normální a pokračuje i poté, co příčiny vyvolávající nádorové bujení (radiační záření, chemické látky, virové infekce, působení toxických radikálů na DNA, atd) přestaly působit. Nádorová tkáň postrádá diferencované mikroskopické i makroskopické uspořádání normální tkáně a po funkční stránce se nepodílí na fyziologické činnosti buněk. [16] [17]

Všechny nádory mají dvě základní složky: nádorový parenchym a stroma nádoru. Parenchym představuje vlastní nádorovou tkáň, která by ovšem nemohla existovat bez podpory stromatu. Stroma tvoří pojivová tkáň, cévy, popř. zánětlivé buňky hostitele. Stroma nepředstavuje jen pasivní podporu, jakousi kostru, na které nádor roste, nýbrž přináší výživu a růstově regulační prvky ovlivňující nádorový parenchym. [16] [17]

5.1.1 Typy nádorů

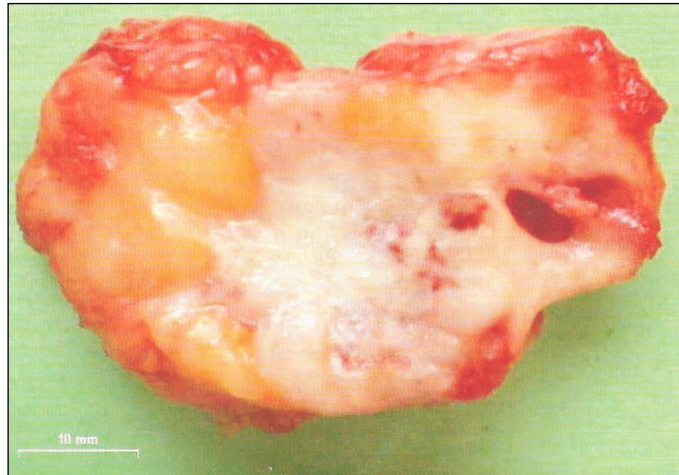
V první řadě je nutné uvažovat, že ne každý tumor je nádorem. Tumor je nesprávné označení, může znamenat skutečný nádor, ale také zánětlivý tumor, pseudotumor či edém. Zduřenou tkáň jako takovou mohou tvořit nenádorové léze, cysty, apod. Z dielektrického hlediska však mohou vykazovat jistou podobnost s nádory samotnými. Spolehlivé rozlišení těchto nehomogenit od nádorových ložisek je tak možné pouze při histopatologickém vyšetření.



Obrázek 5.2: Ohraničený benigní nádor (dřeně nadledviny). Zdroj [16]

Jako základní rozdělení nádorů postačí v rámci této práce rozlišení benigního – nezhoubného a maligního – zhoubného nádoru, neboť kromě histologického hlediska se tyto nádory často liší svým tvarem a růstovým uzpůsobením. Tyto rozdíly mohou hrát určitou roli při snaze detekovat takové nádory. Co do velikosti tumoru rozlišujeme karcinom mikroinvazivní (ložisko do 1 mm), s minimální invazí (do 1 cm) a s invazí (větší než 1 cm).

Benigní nádory rostou expanzivně a bývají dobře ohraničené. Hranicí může být přímo kontaktní zóna nádorové a okolní nenádorové tkáně. Na rozdíl od benigních nádorů nádory maligní nebývají ohraničené, často nejsou opouzdřené a prorůstají do svého okolí – invadují. Okolní tkáně maligní nádory obvykle zároveň destruktivně narušují. Představu o hmotě nádorové tkáni si lze udělat z přiložených *Obr. 5.2 a 5.3*.



Obrázek 5.3: Maligní nádor mléčné žlázy, neohraničený, invazivní do svého okolí benigní nádor. Zdroj [16]

V principu existuje značné množství typů prsních nádorů a není v rozsahu tohoto projektu se jimi zabývat. Pro počáteční pokusy a měření v této práci si lze situaci týkající se nádorů poněkud zjednodušit a uvažovat dielektrickou podobnost se svalovou tkání.

5.2 Diagnostika nádorů prsní tkáně

Včasná a přesná diagnostika rakovinového onemocnění je zcela zásadní pro zahájení efektivní léčby. Pro stanovení diagnózy se zpravidla kombinuje více metod, nicméně v první fázi se lékaři zpravidla spoléhají na zobrazovací technologie jako jsou mamograf, ultrazvuk či magnetická rezonance. V České republice je preventivní mamografické vyšetření pro ženy od 45. roku každé dva roky plně hrazeno z veřejného zdravotního pojištění.

Mamograf je zobrazovací přístroj principelně vycházející z rentgenu. V porovnání s ním však prozařuje tkáň relativně měkkým rentgenovým zářením s energií cca 25 keV a dokáže tak dobře zobrazit i měkké tkáně s nízkým kontrastem. Při samotném vyšetření je nezbytná komprese prsní tkáně. Tento proces nemusí být vždy zcela komfortní. Některé mamografické přístroje dnes již využívají pokročilého digitálního zpracování, čímž se funkčně přibližují CT přístrojům, což může přinést přesnější zpracování výsledného obrazu a více detailů ve snímku.

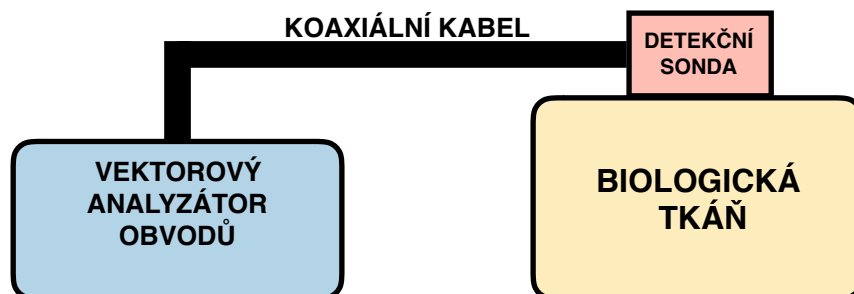
Pro pořízení snímků tkáně lze využít rovněž ultrazvukového vyšetření. Někdy se pro přesnější sken využívá také magnetické rezonance. Základní principy fungování těchto technologií nalezneme v kapitole 4 spolu s obrázky ilustrující právě vyšetření prsní tkáně.

Nutno podotknout, že výše popsané zobrazovací metody umožňují pouze nalézt shluky tkání podezřelé na nádorové onemocnění. Jediným naprosto spolehlivým způsobem, jak diagnostikovat, zda-li se skutečně jedná o rakovinový zhoubný nádor, zůstává biopsie podezřelé tkáně, což je invazivní, přímé odebrání buněk dané tkáně a jejich následný histologický rozbor.

Kapitola 6

Mikrovlnný systém detekce nádorů na principu odrazné metody

Tento systém, uvažovaný převážně pro detekci rakovinových tumorů v prsní tkáni, vychází z mikrovlnných metod měření na mikrovlnném vedení, kdy je sledován jeden z tzv. rozptylových parametrů elektromagnetického pole na vedení a sice koeficientu odrazu S_{11} . Jedná se o nedestruktivní a neinvazivní metodu, je tedy velmi vhodná pro měření právě k tomuto účelu. Funguje na frekvencích spadajících do mikrovlnného spektra, lze ji také považovat za velmi šetrnou k lidskému organismu, jak bylo pospáno v kapitole (3.2). Základní schéma takového systému je – měřící soupravy – je velmi jednoduché a je znázorněno na obrázku 6.1.



Obrázek 6.1: Schéma systému pro měření činitele odrazu biologické tkáně

Prinipem této metody je vyzáření elektromagnetické energie do měřené biologické tkáně pomocí sondy s otevřenou aperturou. Platí, že různé biologické tkáně mají různou permitivitu. V případě že elektromagnetická vlna dopadá na rozhraní dvou dielektrik s různou relativní permitivitou, část její energie se odrazí dle Snellova zákona pro odraz. Sonda měřícího systému je pak schopna tuto energii detekovat a je možno analyzovat modul činitele odrazu – parametru S_{11} .

6.1 Vlna na rozhraní dielektrik

Při dopadu vlny na povrch látkového tělesa dochází ke vzniku mnoha vlnových procesů, které se projevují vně tělesa – odražená vlna, i uvnitř – prostupující vlna. Fyzikální popis spočívá ve vyvolání proudů, vodivých i posuvných, v materiálu tělesa, na který

dopadá vlna. Tento efekt je při obecných geometrických představách velmi složitý. V dalších uvážkách se tedy omezíme na zjednodušené modely, u kterých lze velmi názorně nastínit jevy, které se při tomto efektu odehrávají.

Pro zjednodušení předpokládejme šíření rovinné harmonické vlny v biologické tkáni, jež má charakter ztrátového dielektrika, jak bylo popsáno v kapitole 3.1. Obecně je biologická tkáň nehomogenní. Obsahuje značné množství rozhraní různých dielektrik. Jmenujme například rozhraní apertura sondy – kůže, kůže – tuková tkáň, – tuková tkáň – svalová tkáň, tuková tkáň – nádorová tkáň, atd. Při šíření vlny takovým prostředím dochází na každém takovém rozhraní k odrazům (částečným, ve speciálních případech i totálním odrazům) a postupům šířící se vlny (částečným, ve speciálních případech totálním). Tato skutečnost se projevuje ve vlastnostech odražené (pohlčené) vlny, zejména pak v jejich amplitudě, polarizaci a změny fáze. Tyto vlastnosti jsme schopni za pomoci přístrojů měřit a z naměřených hodnot tak v porovnání se známými parametry měřicího systému a známých parametrech různých typů tkání usuzovat o složení měřené tkáně. Biologická tkáň jako taková je pro tento účel nejlépe popsána materiálovými parametry (kapitola 3) – permitivitou a vodivostí.

Fenomén, kterým se rovněž dá vyjádřit odraz na rozhraní v mikrovlnných aplikacích je odraz daný tzv. impedančním nepřizpůsobením. V mikrovlnné technice lze za pomoci materiálových parametrů popsat impedanci dané tkáně (obecně jakéhokoli prostředí, jímž se vlna šíří).

6.2 Činitel odrazu, činitel prostupu

Činitel (koeficient) odrazu je definován jako poměr velikosti určité složky vektoru intenzity vlny, odražené na rozhraní dvou tkání s různými dielektrickými parametry, ku velikosti téže složky vektoru intenzity dopadající vlny. Zároveň musí platit, že toto rozhraní musí být dostatečně rozlehlé v příčném směru ke směru šíření vlny, aby ho dopadající vlna nemohla obejít. U koeficientu prostupu dělíme velikost určité složky intenzity vlny, která nehomogenitou prošla. Je tedy zřejmé, že činitel odrazu a činitel prostupu nabývají hodnot od nuly, nic se neodrazilo, nic neprošlo, do jedničky – všechno se odrazilo, všechno prošlo.

Koeficient odrazu je možné definovat měřením napěťových vln šířících se prostředím tkáně v opačném směru, tedy směrem k detekční sondě. Pokud se prostředím šíří vlna v kladném směru dopadající napěťová vlna a v určitém bodě narazí na překážku – rozhraní dvou dielektrik, což je místo se svou vlastní charakteristickou impedancí danou dielektrickými parametry, dojde k odrazu vlny a směrem k detekční sondě se bude šířit odražená vlna.

Zároveň je však nutné pamatovat, že se pohybujeme v mikrovlnné technice, vlny se šíří prostředím nebo vedením, tudíž jednotlivé součásti obvodu mají rozptylové parametry – tzv. s-parametry (scattering parameters), což jsou obecně komplexní veličiny udávající se většinou pomocí amplitudy a fáze. Toto je zásadní rozdíl oproti nízkofrekvenčním obvodům, kde lze uvažovat prvky se soustředěnými parametry (standardní odpor, kondenzátor, indukčnost). Tomuto tématu je možné se do podrobnosti věnovat v literatuře [4] a [20].

V této práci však není nezbytně nutné měřit fázi odrazů. Stěžejní měřenou veličinou bude modul koeficientu odrazu s_{11} $|\Gamma|$, který se zpravidla udává v dB a vyjadřuje útlum odrazů (Reflection Loss, Return Loss, RL). Hodnota $RL = \Gamma_{dB}$ má výkonový charakter a udává o kolik dB je výkon odražené vlny nižší oproti vlně dopadající. Výhodou této veličiny je, že se velmi dobře měří.

$$\Gamma_{dB} = -20\log|\Gamma| \quad (6.1)$$

Jistým úskalím může být však zobrazení této hodnoty u měřících přístrojů, kdy řada těchto přístrojů zobrazuje veličinu

$$\Gamma_{dB} = +20\log|\Gamma| \quad (6.2)$$

která však spíše odpovídá termínu „přenos odrazů“. Tohoto termínu se však v měřící technice nepoužívá.

6.3 Impedanční přizpůsobení

Impedančním přizpůsobením rozumíme stav, při kterém nedochází v obvodu k odrazům od jednotlivých rozhraní prvků, jež tvoří obvod a naopak dochází k dokonalému přenosu energie do zakončovací impedance. Zcela nezbytné je dobré impedanční přizpůsobení na všech konektorech a přechodech mikrovlnného měřícího systému. Tento předpoklad bývá zpravidla zaručen použitím správných propojovacích koaxiálních kabelů s měřícími přístroji. Prvním místem, které však bude vyžadovat jistou pozornost při návrhu, bude přechod mezi konektorem kabelu a samotnou sondou diagnostického systému. Při špatném přizpůsobení by mohly nastat značné odrazy již na tomto rozhraní, což by degradovalo vypovídající hodnoty měření takového systému. Dalším rozhraním, které bude kritické pro návrh a dodržení impedančního přizpůsobení bude kontakt mezi aperturou sondy a oblastí biologické tkáně.

Samotným principem odrazné metody pro diagnostiku nádorů v prsní tkáni je však stav impedančního nepřizpůsobení, přesněji nepřizpůsobené rozhraní tuková tkáň - nádorová tkáň způsobené zejména značným rozdílem relativních permitivit a vodivosti těchto tkání. V tomto směru budu vycházet z aplikátorů pro hypertermii, kde je snaha nejen impedančně přizpůsobit a ideálně přenést maximální možnou vyzářenou energii přímo do nádorové tkáně a minimalizovat absorpci energie v jiných tkáních. Myšlenka je tedy taková, že pokud bude například detekční sonda lépe přizpůsobená na tkáň s nádorem, lze očekávat, že v případě tkáně bez nádoru dojde k odrazům na základě impedančního nepřizpůsobení.

6.4 Hloubka vniku

Jedním z parametrů pro optimální návrh diagnostické sondy je důležité znát efektivní hloubku vniku elektromagnetické vlny vyzářené danou sondou do biologické tkáně. Efektivní hloubku vniku elektromagnetické energie do tkáně ovlivňují zejména tyto základní parametry:

- frekvence vyzářované elektromagnetické vlny
- velikost apertury detekční sondy

- prostorové rozložení různých typů biologických tkání v měřené oblasti

Při šíření rovinné elektromagnetické vlny do biologické tkáně se výkonová hustota i intenzita elektrického a magnetického pole zmenšují exponenciálně se vzdáleností od povrchu tkáně. V teorii elektromagnetického pole je zvykem definovat hloubku vniku na základě poklesu intenzity elektrického pole na $1/e$ hodnoty na povrchu. Je dána vztahem

$$d = \frac{1}{\sqrt{\pi f \mu \sigma}} \quad (6.3)$$

kde f je frekvence, μ permeabilita a σ je měrná vodivost biologické tkáně. Tento vztah platí pro $2\pi f \varepsilon' \ll \sigma$ kde ε' je reálná (relativní) část permitivity tkáně.

V biologických aplikacích se často užívá upravená definice hloubky vniku, kdy se za 100 % výkonové hustoty bere úroveň v hloubce 10 mm pod povrchem tkáně. Tento fakt je odvozen od skutečnosti používání hypertermických aplikátorů, neboť při jejich použití dochází k přenosu velkých výkonů (desítky až stovky wattů), čímž na rozhraní mezi aplikátorem a biologickou tkání vznikají složité jevy, které se snažíme vyloučit. Hloubka vniku $d_1/2$ je pak dána poklesem výkonové hustoty na 50 % (třetina hloubky vniku dle konvenční definice).

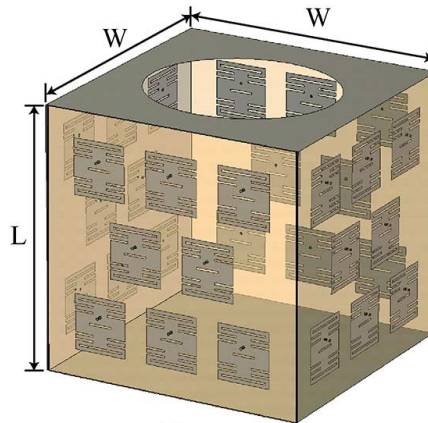
Útlum elektromagnetické vlny v biologické tkáni je značný a hloubka vniku proto nebývá příliš velká – řádově v centimetrech. Vztah (6.3) implikuje i značnou frekvenční závislost a je vlastně jedinou veličinou, kterou jsme schopni efektivně měnit. Permeabilita, permitivita i vodivost jsou dané typem měřené tkáně. S tím přímo souvisí volba pracovního kmitočtu celého systému a tím i nároky na návrh detekční sondy. S rostoucí frekvencí klesá hloubka vniku, zároveň však roste “rozlišení” – nehomogenitu, která je rozměrově menší než vlnová délka šířící se vlny, vlna zjednodušeně řečeno obejde, ohne se kolem takové nehomogenity. Při návrhu detekční sondy je proto mít tyto skutečnosti na paměti.

6.5 Diagnostické sondy

Pro účely mikrovlnného diagnostického systému a jeho sondy se přímo nabízí použít diagnostické sondy některé z typů konvenčních antén, jež se používají například v radiové technice. Jak ukazují studie publikované například v [32] dobře fungují monopólové nebo planární zářiče sestavené do anténní řady kolem diagnostikovaného objektu. Studie [34] diskutují použití planárních technologií patchových antén, opět uspořádaných do řady. V neposlední řadě lze zmínit i hypertermické aplikátory, které byly do nedávné doby, než se přistoupilo i k planárním aplikátorům, téměř výhradně vlnovodného charakteru. Z problematiky měření komplexní permitivity tkání [13], [22] se k potencionálnímu použití jeví i koaxiální sondy. Úkolem diagnostické sondy je zajistit dobré impedanční přizpůsobení mezi mikrovlnným měřicím systémem a povrchem biologické tkáně a s optimálním rozložením vyzářit elektromagnetickou energii do diagnostikovaného objektu.

6.5.1 Planární sondy

Sondy tohoto charakteru vycházejí z mikropáskových vedení a rezonátorů. Mnohdy jsou svojí konstrukcí velice blízké konvenčním radiovým planárním anténám. Od jednoduchých „patchů“ až po velmi složité struktury. Jsou tvořeny úzkými vodivými pásky případně rezonanční strukturou geometrického tvaru na jakostním dielektrickém substrátu. Ony geometrické struktury mají značný vliv na charakter vyzařovaného elektro-magnetického pole. Vhodně navržený a následně vyleptaný geometrický obrazec může například optimalizovat vyzařovací charakteristiku takové sondy. Vhodně přivedeným napájením k takovému obrazci lze měnit přizpůsobovací impedanci.



Obrázek 6.2: 3D mikrovlnný sensor tvořený řadou patchových antén. Zdroj [34]

Planární sondy mají zpravidla plochý tvar, v případě použití ohebného dielektrika, na němž jsou aplikovány vodivé struktury pak dokáží velmi dobře kopírovat tvar diagnostikované tkáně. Maximální kontakt a minimalizace vzduchových prostor mezi sondou a tkání zaručí přesnější měření. Výrobní náklady takovýchto sond jsou v porovnání s ostatními diskutovanými typy minimální.

6.5.2 Koaxiální sondy

Při měření dielektrických parametrů biologických tkání, zejména jejich relativní permitivity, bylo s úspěchem využito koaxiálních sond, které konstrukčně vycházejí z koaxiálního vedení. Jejich geometrické rozměry, přesněji poloměr vnitřního a vnějšího vodiče, lze měnit pro pohyb s pracovním frekvenčním pásmem takové sondy (je zpravidla nežádoucí budit vlnovodné vidy), při těchto změnách geometrie je však pro zachování pracovního frekvenčního pásma důležité uvažovat i vyplňující dielektrikum mezi vnějším a vnitřním vodičem (vzduch, teflon, apod.). Dielektrikum v apertuře takovéto sondy má ještě jeden praktický účel a sice zabraňuje měřenému vzorku prostupovat směrem dovnitř do sondy.

Jak ukazuje práce [19] koaxiální sondy do určité míry lze použít jako detekční sondy pro mikrovlnný systém detekce nádorů.



Obrázek 6.3: Koaxiální mikrovlnné sondy vyrobené z N-konektoru

6.5.3 Vlnovodné sondy

Vlnovodné sondy principiálně vycházejí z hypertermických vlnovodných aplikátorů, které jsou výhodné pro léčení malých i velkých nádorů. Přínos vlnovodných typů spočívá ve výhodném rozložení elektromagnetického pole, kde ve střední části jejich apertury má vyzařovaná vlna charakter blízký vlně rovinné. Změnou geometrických rozměrů vlnovodu lze stejně jako u koaxiálních sond posouvat pracovní frekvenční pásmo, lze tak dosáhnout pro danou frekvenci a dané rozměry apertury největší hloubku vniku.

Princip a konstrukce vlnovodných sond je založen na využití základních vlastností úseku vedení, přesněji řečeno vlnovodů. V mikrovlnné technice platí konvence, kdy je potřeba rozlišovat pojmy vedení a vlnovod. Distribuce elektromagnetické energie ve vlnovodné sondě je pak dána řešením maxwellových rovnic, což je také důvod, proč jim byl na začátku práce věnován značný prostor. Určitými nezbytnými aspekty této problematiky se budu zabývat v následujících kapitolách, nicméně nelze obsáhnout veškerá odvození, proto k úplným popisům doporučuji prostudovat alespoň zdroje [4] a [10].

Důvodem pro volbu vlnovodného typu sondy byly velmi dobré výsledky při použití vlnovodných aplikátorů v hypertermii – [10], [14], [23], [35].

6.6 Vektorové měření

Nedílnou součástí detekčního mikrovlnného systému je analyzátor obvodů, jímž je možné změřit koeficient odrazu měřené biologické tkáně. Činitel odrazu definovaný pomocí napěťových vln je jedním z rozptylových parametrů. Tyto parametry jsou obecně komplexní veličiny vyjadřované nejčastěji pomocí amplitudy (modulu) a fáze. V principu je možné měřit pouze výkon, tedy amplitudu činitele odrazu. Toto umožňují skalární analyzátoři obvodů. I takovýmto jednoduchým měřením jsme schopni na základě rozdílných hodnot amplitudy (modulu) koeficientu odrazu určit, zda se v měřené tkáni nachází nehomogenita v podobě nádorové tkáně, jak bylo popsáno v kapitole 6.1 dojde na rozhraní těchto dvou různých tkání s navzájem různou permitivitou k odrazu elektromagnetické vlny. Tato zpětně přijatá energie je detekována skrze detekční sondu a následně vyhodnocena skalárním analyzátořem ve vztahu k vlně dopadající (referenční, do měřené tkáně vyslané vlny).

Přístroje, které umožňují měřit amplitudu i fázi koeficientu odrazu (obecně všech rozptylových parametrů), se nazývají vektorové analyzátory obvodů. Jádrem systému vektorového analyzátoru je jednotka pro určení komplexního poměru a jednotka pro oddělení referenční, odražené a prošlé napěťové vlny. Výhodou těchto zařízení je kromě možnosti měřit fázi, což pro účel detekce nádorů v prsní tkáni není výhradně nutné, je znatelně větší dynamický rozsah v porovnání se skalárními analyzátory. Vektorové analyzátory mají rovněž implementovány směrové vazby a bezodrazové koncovky nezbytné pro měření koeficientu odrazu, čímž se zjednoduší sestavení samotné měřicí soustavy. Dále mají vestavěny korekční metody pro eliminaci systematických chyb, oproti skalárním analyzátorům dokáží odstranit vlivy odrazů, ke kterým dochází v průběhu celé měřené cesty (samotné zapojení měřících kabelů, konektory, měřený vzorek). Jistou komplikací může být časově náročnější počáteční kalibrace vektorového analyzátoru před měřením.

Kapitola 7

Návrh mikrovlnné sondy pro detekci nádorů

Důvodem, proč se tento projekt zabývá vlnovodnými detekčními sondami je možnost analytického popisu rozložení elektromagnetického pole v obdélníkovém vlnovodu s použitím nenáročného matematického aparátu, což poskytuje jistou představu o návrhu ještě před využitím numerických metod - počítačového simulátoru. Dále je pak snahou aplikovat znalosti a výhody vlnovodů, jako jsou nejmenší ztráty přenášené elektromagnetické energie, možnost přenosu největšího výkonu, zejména však široké přenášené frekvenční pásmo a zcela potlačené vyzařování přenášené energie do okolního prostoru. V neposlední řadě také zkušenosti z oblasti hypertermie, kde se vlnovodných aplikátorů využívá a kde dochází rovněž k vyzařování energie do biologické tkáně, byť za mírně odlišným účelem.

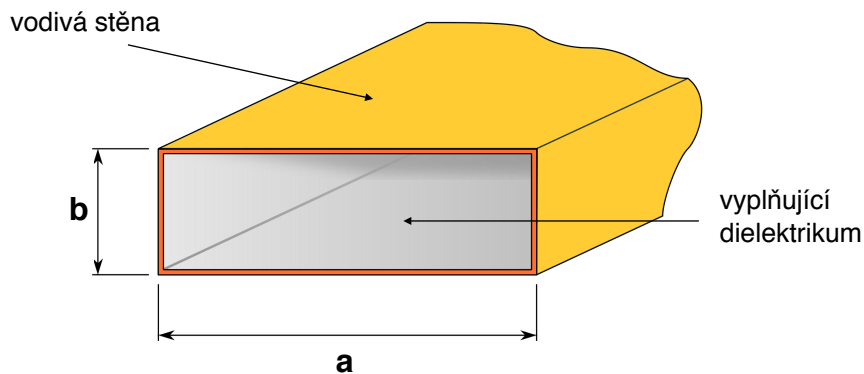
Tématem této kapitoly bude návrh detekční sondy. Při návrhu je nutné uvažovat frekvenční pásmo, ve kterém bude sonda provozována, její geometrické rozměry, potažmo rozměry apertury, její impedanční přizpůsobení na výstupu směrem do biologické tkáně a způsob připojení k měřicí soustavě, s čímž souvisí také impedanční přizpůsobení na vstupu. Zanedbat lze parametry elektrické pevnosti a maximálního možného přenášeného výkonu, neboť sonda bude při měření připojena k vektorovému analyzátoru, jehož výkonová úroveň je vzhledem k robustnosti vlnovodu velmi nízká.

7.1 Obdélníkový vlnovod

Obdélníkový vlnovod je využíván ve frekvenčních pásmech od cca 1 GHz do frekvencí kolem 100 GHz. I přesto, že dnes dochází v mnoha oblastech včetně mikrovlnných obvodů k masivní miniaturizaci a snižování nákladů využitím planárních obvodů, je vlnovod díky jeho vlastnostem vhodný k nejrůznějším aplikacím.

Konstrukčně se jedná o trubku vnitřního obdélníkového průřezu (s šířkou a , výškou b dle *Obr. 7.1*). Stěny (plášť) vlnovodu jsou vyrobeny z vysoce vodivého materiálu jako například stříbro, měď, mosaz nebo hliník. V praxi, kdy je kladen důraz také na mechanické zpracování a ekonomické náklady se obdélníkové vlnovody realizují vykováním z kruhové masivní mosazné trubky, která se pro dosažení minimálního měrného útlumu pokovuje například právě stříbrem. Síla stěny (pokovení) musí být pěti až desetinásobek efektivní hloubky vniku, což zpravidla bývá splněno, neboť vlnovod musí být i mechanicky pevný a stálý. Z tohoto důvodu se nepoužívá čistá měď, která je velice měkká a vlivem času a vnějších podmínek mění svůj tvar – má tendenci neustále

téct. Pro účely tohoto projektu, kdy nebudou realizovány dlouhé vlnovodné trasy, by však měla být měď jako materiál při výrobě akceptovatelná.



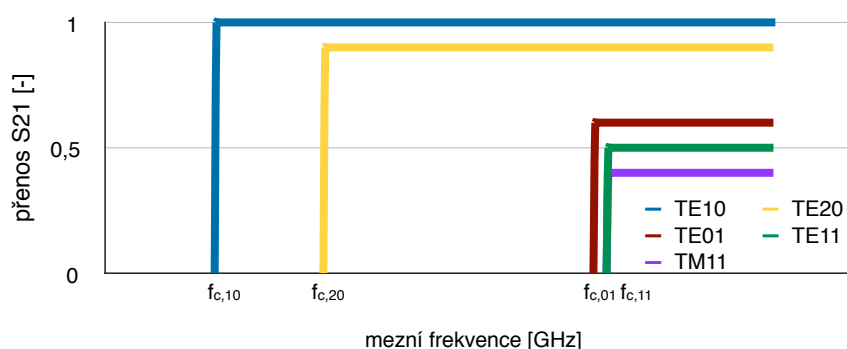
Obrázek 7.1: Konstrukční řešení obdélníkového vlnovodu

7.1.1 Dominantní vlnovodný vid TE_{10}

Vlnovody umožňují přenos elektromagnetické energie formou harmonických vln. Z Maxwellových rovnic je možné odvodit, že vlnovodem lze přenášet pouze vlny transverzálně elektrické - TE a vlny transverzálně magnetické - TM. O vlnách s takovým příčným (transverzálním) rozložením elektromagnetického pole hovoříme jako o vidu. Každý vid je charakterizován určitou mezní frekvencí, fázovou rychlostí, délkou vlny a skupinovou rychlostí. Dále pak při řešení vlnové rovnice s použitím okrajových podmínek pro TE nebo TM vid dojdeme k pojmu konstanta příčného průřezu, která charakterizuje uspořádání elektromagnetického pole vidů ve vlnovodu

$$k_{c,mn} = \sqrt{\left(\frac{m\pi}{a}\right)^2 + \left(\frac{n\pi}{b}\right)^2} \quad (7.1)$$

kde m a n jsou takzvaná vidová čísla (celočíselná), která odpovídají jednotlivým vidům, a a b jsou geometrické rozměry vlnovodu. V případě obdélníkového vlnovodu nám vlnová čísla říkají, kolik půlvln stojatého vlnění je naskládáno v příčném směru.

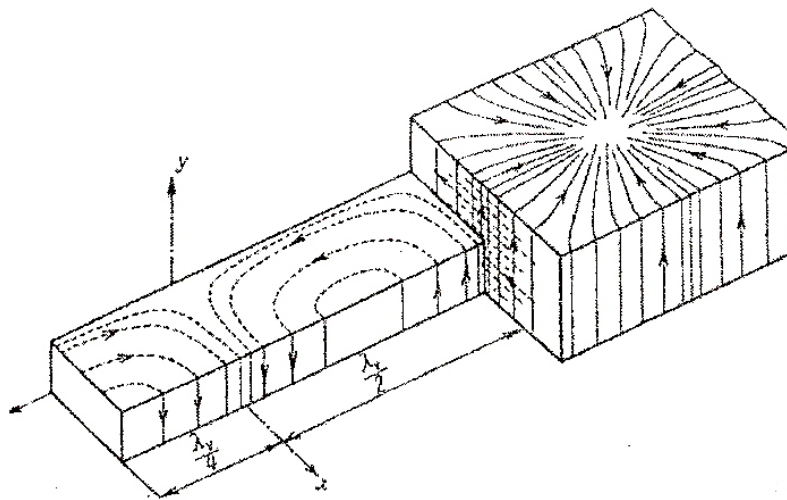


Obrázek 7.2: Grafické znázornění mezních frekvencí vidů buzených v obdélníkovém vlnovodu.

V obdélníkovém vlnovodu lze tedy vybudit více vidů zároveň. Je však nutné uvažovat který, případně jaký počet vidů použít. Obecně platí, že každý vid má jinou mezní

frekvenci buzení, jinou rychlost šíření, což vede k vidové disperzi – na konci trasy se bude lišit fáze jednotlivých vidů a může tak docházet k vzájemné interferenci. Každý vid má kromě toho i jiné rozložení elektromagnetického pole, takže návrh detekční sondy pro více vidů by byl značně komplikovaný, neboť optimální parametry návrhu – geometrické rozměry, velikost a umístění budícího členu – pro jeden vid nezaručuje správnou funkci pro jiné vidy.

Návrh detekční sondy se tedy vzhledem k těmto problémům bude soustředit na pásmo jednovidovosti vidu s nejnižší mezní frekvencí, který se nazývá dominantní vid. Důvodem pro výběr dominantního vidu, kterým je v obdélníkovém vlnovodu vid TE_{10} , je nejširší možné frekvenční pásmo jednovidovosti, nejmenší geometrické rozměry sondy při dané budící frekvenci a nejjednodušší rozložení elektromagnetického pole, což přináší výhody při samotné konstrukci sondy.



Obrázek 7.3: Rozložení elektromagnetického pole a povrchových proudů v obdélníkovém vlnovodu pro vid TE_{10} , Zdroj [4]

Na *Obr. 7.3* je znázorněné rozložení siločar intenzity elektrického (kolmé na stranu *a*) a magnetického pole (kolmé na stranu *b*) v obdélníkovém vlnovodu s využitím dominantního vidu TE_{10} . Dále je zobrazeno rozložení povrchových proudů na vodivém plášti vlnovodu. Znalost tohoto rozložení je nezbytné pro správný návrh a výslednou konstrukci detekční sondy.

7.1.2 Mezní frekvence vlnovodného vidu

Každý vlnovod má určitou frekvenci, od které je schopen přenášet elektromagnetickou energii. Oproti vedení, které se sestává vždy ze dvou nezávislých vodičů - je to vlastně pouze jeden vodič, z čehož plyne, že vlnovod z principu nemůže přenášet stejnosměrnou složku. Nelze však přenášet ani frekvence nižší, než je mezní frekvence daného vlnovodu, která je v případě obdélníkového vlnovodu dána především jeho geometrickými rozměry (*Obr. 7.1*). Při buzení vlnovodu pod mezním kmitočtem dojde k exponenciálnímu poklesu veličin elektromagnetického pole, který však není způsoben ztrátami absorpčního charakteru, ale jde o tzv. odrazný princip útlumu.

Do výsledného vztahu se kromě geometrických rozměrů promítne i dielektrická výplň vnitřní dutiny vlnovodu. Je to jeden z mála způsobů, jak korigovat mezní frekvenci

vlnovodu ve frekvenčním spektru při zachování geometrických rozměrů V praxi lze použít jakékoli dielektrikum, avšak musí platit, že je bezztrátové. Pro konstrukci výkonových vlnovodů je též nutné uvažovat elektrickou pevnost takového dielektrika.

Mezní frekvence pro vlnovodný vid obdélníkového vlnovodu je dána vztahem:

$$f_c = \frac{c_0 k_{c,mn}}{2\pi \sqrt{\mu_r \varepsilon_r}} \quad (7.2)$$

kde m a n jsou vidová čísla, která odpovídají jednotlivým vidům, c_0 je rychlost elektromagnetické vlny ve vakuu, $k_{c,mn}$ je konstanta příčného průřezu, μ_r je relativní permeabilita dielektrika vyplňujícího vlnovod a ε_r jeho relativní permitivita. Ze vztahu je jasně patrné, že mezní frekvence vidu klesá s druhou odmocninou permitivity. Toho se dá využít, pokud chceme sondu budít na nižších frekvencích při zachování stejných geometrických rozměrů sondy (konstanta příčného průřezu, která je na geometrických rozměrech závislá, zůstává stejná), případně zmenšit rozměry při zachování stejné mezní frekvence. Zjednodušeně lze říci, že vlivem dielektrického prostředí s vyšší relativní permitivitou než jedna dojde ke zkrácení vlnové délky, vlna se tak do vlnovodu vejde a může se jím šířit.

Z Obr. 7.2 je dobře patrný důvod, proč byl pro další úvahy vybrán dominantní vid TE₁₀ pro provoz ve vlnovodné detekční sondě. Je zde vidět nejširší pásmo jednovidovosti, kterého by se sice dalo dosáhnout i u ostatních vidů, ale znamenalo by to použití vidových filtrů a tím i komplikace při konstrukci. Dále je pak patrné, že dominantní vid přenáší největší možný výkon.

7.1.3 Vyzařovací charakteristika otevřeného konce vlnovodu

Vlnovody se pro svoje vlastnosti jako je malý měrný útlum a vysoký možný přenášený výkon nejčastěji používají pro přenos energie. Avšak lze je použít i pro vyzařování. Otevřený konec vlnovodu si můžeme představit jako plošku ozářenou elektromagnetickým polem. Pro přibližné řešení vyzařovací charakteristiky se předpokládá, že pole na konci vlnovodu je tvořeno součtem dopadající a odražené vlny dominantního vidu. Vyšší vidy se neuvažují.

Z řešení vyplývá, že otevřený konec vlnovodu je jen velmi málo směrová anténa. Pro běžně používaný vlnovod typu R100¹ vychází šířka svazku v rovině H 80° a v rovině E 140°. [5] Tyto skutečnosti platí převážně pro vyzařování do vzduchu. Vyzařování do biologické tkáně bude předmětem následujících simulací.

7.2 Pracovní frekvenční pásmo

Ze vztahů (6.3) vyplývá, že nemá velký význam pohybovat se ve frekvencích nad 10 GHz, neboť při těchto frekvencích je již hloubka vniku velmi malá a takový detekční systém by ztrácel svůj význam. Jistým omezením je také frekvenční rozsah měřícího přístroje – vektorového analyzátoru obvodů. Zpravidla platí, že čím větší frekvenční rozsah přístroje, tím rapidně stoupá jeho cena. Toto platí v principu jak pro vektorové tak pro skalární analyzátory.

¹ Vlnovod R100 s pracovním frekvenčním pásmem dominantního vidu TE₁₀ od 8,20 do 12,4 GHz dle zdroje [3]

Stejně tak bude provozní frekvence omezena i zespodu. Nízké frekvence sice budou mít velmi velkou hloubku vniku, ale při velmi nízkých frekvencích (řádově desítky MHz), kdy je vlnová délka vlny šířící se tkání příliš velká na to, aby rozlišila případnou nádorovou nehomogenitu v prsní tkáni.

7.3 Vlastní návrh sondy

Pro počáteční úvahy byl zvolen úsek obdélníkového vlnovodu na jednom konci zkratovaný, druhý konec, který tvořil aperturu sondy je otevřený. S ohledem na budoucí pokusy byly jako výchozí bod brány frekvence z ISM (*industrial, scientific and medical*) pásma, které jsou volné pro radiový provoz. Centrální frekvence těchto pásem: 433,92 MHz, 915 MHz a 2450 MHz byly jednotlivě umístěny doprostřed pásem jednovidovosti dominantního vidu TE_{10} obdélníkového vlnovodu. Jednotlivé mezní frekvence se tedy potom rovnají dvěma třetinám těchto centrálních frekvencí. Použitím vzorců (7.1) a (7.2) a úvah z předchozích kapitol byly vypočteny geometrické rozměry několika různých typů sond s průřezem obdélníkového vlnovodu. Pro strany a , b platí poměr 2,25:1.

centrální frekvence	mezní frekvence	pásmo vidu TE_{10}	ϵ_r vyplňujícího dielektrika	rozměr strany a	rozměr strany b
[MHz]	[MHz]	[MHz]	[-]	[mm]	[mm]
433,92	289	289 - 578	78	59,43	26,41
433,92	289	289 - 578	1	518,06	230,25
915	610	610 - 1220	78	28,18	12,52
915	610	610 - 1220	1	245,68	109,19
2 450	1 633	1 633 - 3266	78	10,26	4,56
2 450	1 633	1 633 - 3266	1	91,75	40,78

Tabulka 7.1: Parametry navržených detekčních sond

Protože při použití vzduchové výplně jsou rozměry takové sondy příliš velké, což by značně komplikovalo zamýšlené použití pro detekční systém, byla jako vyplňující dielektrikum použita deionizovaná voda, která má zanedbatelnou vodivost a velmi nízký ztrátový činitel, dá se o ní říci, že je bezetrátová, proto je pro takové použití vhodná. Zároveň má vysokou permitivitu a sníží tak ztatené rozměry sondy. Parametry navržených sond jsou uvedeny v *Tab. 7.1*.

7.1.3 Impedanční přizpůsobení sondy

V mikrovlnné technice se běžně používají kabely a systémy s charakteristickou impedancí 50Ω , je tedy nutné rozhraní kabel – sonda impedančně přizpůsobit, aby nedocházelo k odrazům a netvořilo se stojaté vlnění, které by ztateně ovlivnilo, nebo dokonce znemožnilo jakékoli použití pro měřící účely. Toto bude zajištěno použitím 50Ω N-konektoru, na který poté bude možné připojit standardní měřící fázově stalý koaxiální kabel.

Přizpůsobení na rozhraní apertura sondy – biologická tkáň lze vystihnout jen velmi obtížně. Jedním ze způsobů, jak zlepšit přizpůsobení s biologickou tkání, je pozvolně zvětšovat rozměry vlnovodu a to jak v rovině E, tak v rovině H. Je možné konstatovat,

že takto trychtýřovité rozšíření vlnovodu mají oproti pouhému otevřenému konci vlnovodu odlišnou vyzařovací charakteristiku a lepší přizpůsobení k vnějšímu prostředí.

Řešení takovýchto trychtýřových rozšíření je však poněkud obtížné, a provádí se tak pouze přibližně. Při jejich návrhu je nutné uvažovat rozměry velikosti apertury trychtýře a jeho délka. Veličiny, ze kterých se vychází jsou obvykle vlnová délka a šířka svazku v rovinách E i H trychtýře. Nicméně tyto veličiny pro jednoznačný popis nedostačují. Rovnocenné vlastnosti může totiž vykazovat celá řada trychtýřů, které se nebudou v ostatních parametrech shodovat.[5] Nalezení optimálních rozměrů otevřeného konce vlnovodu, potažmo trychtýřového rozšíření tak může napovědět opět počítačová simulace.

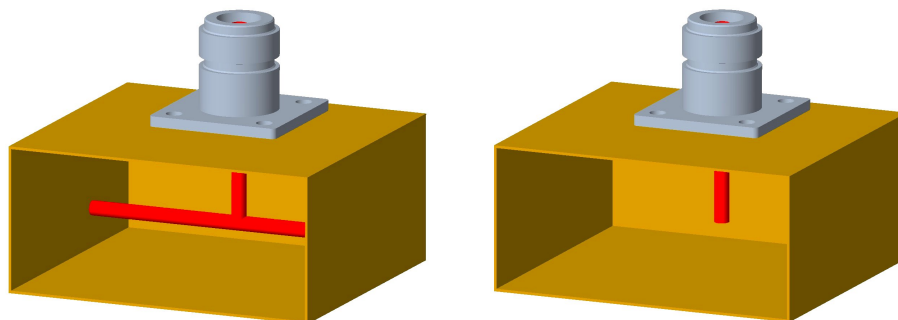
7.1.3 Napájení sondy

Přivedení výkonu z měřicího přístroje do vlnodné sondy, jinými slovy vybuzení elektromagnetického pole uvnitř sondy a jeho následné vyzáření může být realizováno více způsoby. Základem je propojit měřicí přístroj se sondou, což je většinou realizováno pomocí propojovacích koaxiálních kabelů zakončených různými konektory.

V praxi nejčastějším způsobem, jak přivést energii do vlnovodu, je vytvoření magnetického pole ve vlnovodu. Toho může být dosaženo vložením hrazdičky rovnoběžné s širší stranou vlnovodu – vazba H složkou pole (*Obr. 7.4*). Při průchodu proudem hrazdičkou, se kolem ní vytváří magnetické pole, které jak známo vyvolává pole elektrické. Pokud je frekvence proudu procházejícího hrazdičkou v rámci šířky pásma buzeného vlnovodu, bude se energie takovým vlnovodem šířit.

S postupným rozvojem planárních řešení je dnes již možné budít vlnovody i pomocí mikropáskových antén – patchů umístěných zpravidla k zadní stěně vlnovodu a napájených přes koaxiální konektor.

Způsob napájení, který bude použit při konstrukci sondy v této práci bude pomocí kolíku kolmého na širší stranu vlnovodu – vazba E složkou pole. Ve své podstatě se jedná o malou sondu vloženou do vlnovodu, která působí jako „čtvrtvlnná“ anténa dodávající mikrovlnnou energii. Ze znalosti rozložení elektromagnetického pole dominantního vlnodného vidu (*Obr. 7.3*) je patrné, že tento kolík musí být pro maximální účinnost vybuzení dominantního vidu umístěn v místě s největší intenzitou E, tedy uprostřed širší strany vlnovodu. Dále musí být dodržen odstup kolíku od zadní stěny vlnodné sondy jednu čtvrtinu vlnové délky uvažované provozní frekvence dominantního vidu. Délka kolíku by pak dle teoretických předpokladů měla být čtvrt vlnové délky frekvence dominantního vidu.



Obrázek 7.4: Přechod mezi koaxiálním vedením a vlnovodem – vlevo buzení v H rovině, vpravo buzení v E rovině.

V praxi však toto není možné zcela dodržet, neboť výška vlnovodu (strana *b* Obr. 7.1) je srovnatelná s hodnotou čtvrt vlnové délky pracovní frekvence vlnovodu. Zkušenosti zároveň naznačují, že ona vzdálenost čtvrtvlnové délky od zadní stěny ve skutečnosti v ideálním případě neodpovídá. Tyto teoretické hodnoty tedy není dobré brát zcela dogmaticky. Optimální geometrické rozměry napájecího kolíku a jeho polohu ve vztahu k dané vlnovodné sondě bude proto opět vhodné stanovit z provedených počítačových simulací.

Kapitola 8

Simulace v SEMCAD X

V současné době se vývoj jakýchkoli mikrovlnných komponentů neobejde bez počítačových simulací. Byl to hlavně rozvoj výpočetní techniky a nárůst jejího výkonu za posledních několik desetiletí, který umožnil další rozmach mikrovlnné techniky a její miniaturizace. Do té doby nebylo jiných možností, než vše řešit analyticky, což u složitých struktur není vždy dost dobře možné. „Násilné“ numerické řešení Maxwellových rovnic pomocí vysokého výpočetního výkonu přináší efektivní nástroj pro návrh nejen detekční sondy v této práci.

8.1 Numerické metody

Numerické řešení záležitostí elektromagnetického pole poskytuje oproti analytickým postupům nesporný komfort, vysokou rychlost zpracování veškerých dat, snadnou modifikaci parametrů a také vizualizaci celého problému. Principelně nejsou omezeny tvarem ani složitostí struktur mikrovlnného dílu. Jejich hlavní nevýhodou jsou vysoké (a tím i nákladné) nároky na patřičný software a hardware. Přinášejí však velmi přesné výsledky.

Cílem simulace je optimalizovat rozměry sondy, rozměry budícího kolíku a jeho polohu. Konkrétně bude využito programu SEMCAD X Light ve verzi 13.0 Bernina. Tento software byl vyvinut za účelem modelování elektromagnetických polí a jeho vlivu na biologickou tkáň. K numerickým výpočtům využívá metodu konečných diferencí v časové oblasti – FDTD. Je nutné dodat, že se jedná o omezenou verzi pro vzdělávací účely, a tak zde nenajdeme některé prvky a možnosti jako u plnohodnotné inženýrské verze. Největším omezením bude limit na počet voxelů v celé trojrozměrné mřížce.

8.2 Konstrukce modelu

V simulačním programu byly vytvořeny modely odpovídající jednotlivým návrhům z bodu 7.3. Délka sondy, která doposud nebyla v textu zmiňována byla pro první simulace u všech typů stanovena na polovinu mezní vlnové délky dominantního vidu. Výchozí hodnota délky budícího kolíku je polovina délky strany b , a jeho průměr je 4 mm. Pro polohu budícího kolíku byla jako výchozí zvolena hodnota čtvrtiny vlnové délky na vedení. Apertura sondy je přiložena těsně k modelu prsní tkáně. V úvahách byl zvolen úsek obdélníkového vlnovodu na jednom konci zkratovaný, druhý konec, který tvořil aperturu sondy je otevřený.

8.3 Parametry modelu a simulace

Každé části modelu musí být nastaveny odpovídající parametry – aby se model pláště a budícího kolíku choval jako vodič (v případě simulace ideální vodič), model vyplňujícího dielektrika jako bezztrátové dielektrikum s relativní permitivitou 78 a aby byly modelu prsní tkáně přiřazeny hodnoty definujících parametrů – relativní permitivity a elektrické vodivosti dle zdroje [45].

ϵ_r prsní tkáně [-]	5,5
σ prsní tkáně [S/m]	0,036
ϵ_r tumorové tkáně [-]	56
σ tumorové tkáně [S/m]	0,8
ϵ_r vyplňujícího dielektrika [-]	78
σ vyplňujícího dielektrika [S/m]	bezztrátové
σ vodivých částí [S/m]	dokonale vodivé

Tabulka 8.1: Tabulka dielektrických parametrů uvažovaných modelů simulace

Jako budící zdroj modelu sondy sloužil hranový zdroj, který byl vložen mezi vodivý plášť a budící kolík sondy. Protože je ve studentské verzi programu SEMCAD omezený počet diskretizačních voxelů pro numerické výpočty rozložení elektromagnetického pole, bylo vždy nutné optimalizovat tento počet voxelů vzhledem ke konkrétnímu modelu tak, aby nevznikaly po diskretizaci modelu prázdné oblasti apod.

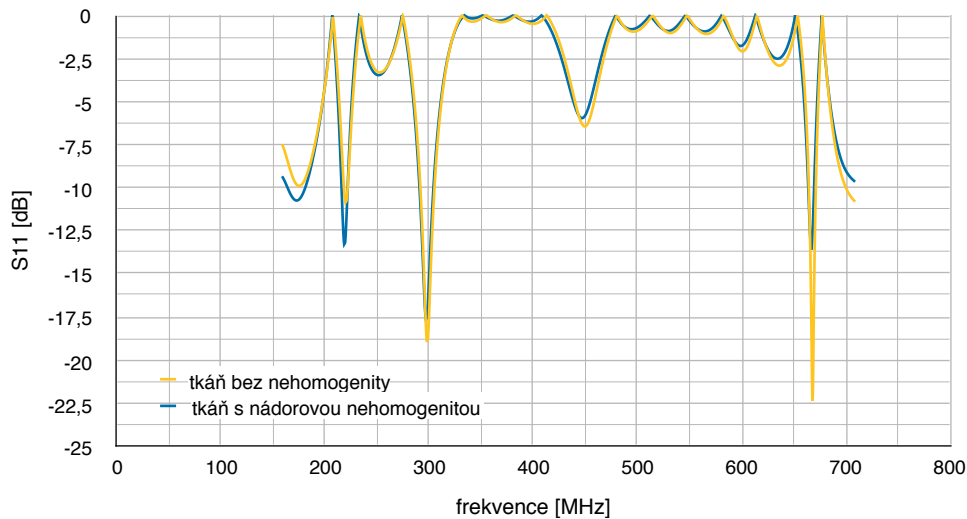
8.4 Výsledky simulace

Systematickými změnami geometrických rozměrů detekční sondy, budícího kolíku a jeho polohy v jednotlivých simulacích byla vytipována nejvhodnější detekční sonda pro detekci nehomogenit v prsní tkáni. Dalším sledovaným parametrem bylo stojaté vlnění, které je způsobeno odrazy na rozhraní apertury sondy a prsní tkáně, případně i polohou a délkou budícího kolíku. Takovéto impedanční nepřizpůsobení by znemožňovalo zamýšlené použití sondy k detekčnímu systému nehomogenit. Snahou tedy bylo toto stojaté vlnění minimalizovat a sondu impedančně přizpůsobit tak, aby dokázala při určité frekvenci efektivně vyzářit elektromagnetickou energii do prsní tkáně.

Teoretický předpoklad a simulace naznačovaly, že tento úkol nebude jednoduchý, neboť rozdíl mezi relativní permitivitou prsní tkáně a relativní permitivitou, která vyplňuje sondu, je vysoká. Obvyklé způsoby jako impedanční transformátor, vodní bolus nebo divergentní trychtýřovitý díl, rozšiřující aperturu sondy se dle simulace příliš dobře neosvědčily.

Ze všech provedených simulací poskytoval nejlepší impedanční přizpůsobení a tedy nejlepší vyzáření elektromagnetické energie do tkáně typ detekční sondy standardního vlnovodného tvaru vyplněného bezztrátovou vodou při frekvenci cca 300 MHz, blízké mezní frekvenci daného typu.

Z Obr. 8.1 je patrné, že nejlepšího přizpůsobení je dosaženo při frekvenci 298 MHz, kdy je modul činitele odrazu -19 dB pro homogenní prsní tkáň. K dalšímu, ne už tak příznivému, vyzáření energie dojde při frekvenci 449,5 MHz, kdy modul činitele odrazu dosahuje hodnoty -6,5 dB.



Obrázek 8.1: Graf simulované závislosti činitele odrazu na frekvenci a na výskytu nehomogenity v prsní tkáni

Pro prsní tkáň s nehomogenitou v podobě nádoru o velikosti 30 x 30 x 30 mm, v hloubce 10 mm od povrchu dojde k lehkému posuvu ve frekvenci a moduly činitele odrazu poklesů stoupnou na -17,7 dB při 297,4 MHz u prvního poklesu a -6 dB při 447 MHz u druhého poklesu.

V grafu je též patrný třetí největší pokles, ten však nespadá do pásma jednovídnosti daného typu sondy, neboť její mezní frekvence je 289 MHz, přičemž další vid TE_{20} se vybudí při dvojnásobné frekvenci – 578 MHz. Stojí za povšimnutí, že i přes provedenou optimalizaci a snahu odstranit tento problém, nebylo stojaté vlnění úplně eliminováno.

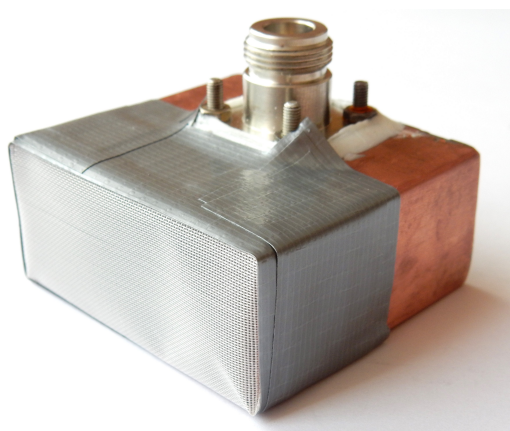
Všechny potřebné rozměry nutné k realizaci tohoto typu detekční sondy jsou uvedeny v příloze, v technickém výkresu.

Kapitola 9

Realizace sondy

Na základě výsledků simulace byla realizována detekční sonda o rozměrech definovaných v příloze: „*Technický výkres pro výrobu realizované sondy*“. Jako materiál při výrobě byla zvolena elektrovodná měď, u které byl předpoklad, že díky její poddajnosti bude lehce tvarovatelná a ohýbatelná.

Konstrukčně je sonda navržena tak, že hlavní díl tvořící obdélníkový průřez je naohýban z jednoho kusu a následně spojen uprostřed nejširší strany technologií měkkého pájení. Výhodou tohoto postupu je minimalizace pájených spojů, což v první řadě šetří čas a náklady a hlavně nevytváříme na vnitřních stěnách vlnovodu tolik nerovných struktur, které by narušovaly elektromagnetické pole. Navíc jediný pájený spoj v tomto směru je umístěn uprostřed nejširší strany, kde tečou minimální povrchové proudy (*Obr. 7.3*) a to znamená minimální narušení pole uvnitř sondy. Měkká pájka je také dobře dostupná pro domácí použití.



Obrázek 9.1: Realizovaná detekční sonda

Zadní strana je pak k hlavnímu dílu přiletována opět měkkou pájkou. Zde se již nevyhneme pájení po celém obvodu, situaci lze vylepšit vyhlazením pájky do hladkých přechodů - platí zásada nevytvářet ostré přechody a struktury. Vnější povrch již plní jen estetický dojem, energie se šíří pouze uvnitř vlnovodu.

K vnitřnímu vodiči padesátiohmovému N-konektoru byl připájen budící kolík, který byl zhotoven z měděného drátu. Do vlnovodu je poté vyvrtán kruhový otvor, se středem v optimální vzdálenosti od zkratovací stěny a s průměrem o něco málo větším, než je průměr dielektrika N-konektoru. Samotný konektor s přírubou je připevněn k plášti vlnovodu pomocí čtyř šroubů s matkami. Hlavy šroubů uvnitř vlnovodu budou mít tendenci narušit elektromagnetické pole, jsou to vlastně čtyři krátké, paralelně

připojené kapacitní kolíky, nicméně takto narušují pole uvnitř sondy zcela minimálně. Jelikož bude sonda vyplněna destilovanou vodou, která nevykazuje takové bezetrátové vlastnosti jako deionizovaná (pro tento účel však postačuje), bylo nutné utěsnit přírubu silikonem a zabránit tak průsakům vody.

Vnitřní plochy byly vybroušeny a vyleštěny jemným brusným papírem. Pro utěsnění apertury sondy byla použita teflonová fólie, která zaručuje nízkou ztrátovost a která byla upevněna pomocí samolepící pásky, dá se však předpokládat, že ani důkladné oblepení nebude zaručovat dokonalou nepropustnost vody.

Kapitola 10

Měření zkonstruované sondy

Cílem měření bylo ověřit správnost fungování navržené detekční sondy. Jeho principální funkci - zda se sonda chová jako anténa schopná efektivně vyzářit elektromagnetickou energii do tkáně, a ověřit výsledky simulací - zda se maximální poklesy pohybují kolem frekvence plynoucí ze simulace a zda mají i porovnatelný modul činitele odrazu. V neposlední řadě bylo snahou zjistit, zda-li je navržená sonda použitelná pro detekční systém založený na odrazné metodě, která spočívá v odrazu vlny na rozhraní permitivit prsní tkáně a nádorové tkáně.

10.1 Fantom biologické tkáně

Realizovaná detekční sonda byla připojena k vektorovému analyzátoru měřícím koaxiálním kabelem. Měření bylo provedeno na fantomu tukové prsní tkáně, vytvořeného na základě doporučení ve zdroji [10]. Pro fantom nádorové tkáně byl použit kus masa - svalové tkáň, které má dle zdroje [45] relativní permitivitu blízkou nádorové tkáni. Složení a očekávaná permitivita fantomů jsou pro přehlednost uvedeny v Tab. 10.1. a 10.2.

fantom tukové prsní tkáně		podíl ve směsi	
solný roztok	NaCl	0,9 %	3 %
	H ₂ O	99,1 %	
olej			30 %
mouka			67 %
očekávaná relativní permitivita dle [4] při 434 MHz			5,5 [-]

Tabulka 10.1: Složení a relativní permitivita fantomu prsní tkáně použitých při měření

fantom nádorové tkáně	svalová tkáň hovězího masa
očekávaná relativní permitivita dle [4] při 434 MHz	56 [-]

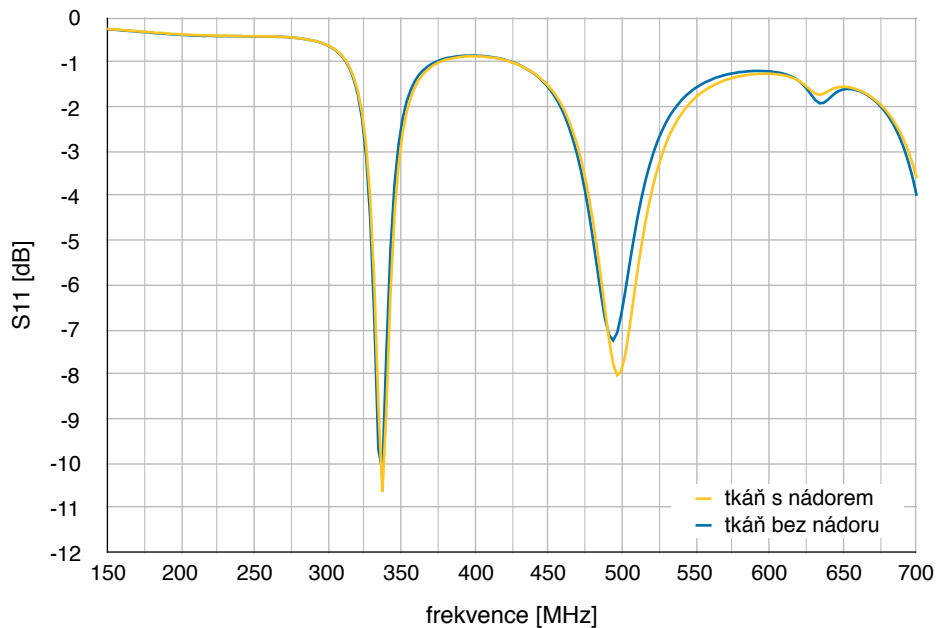
Tabulka 10.2: Složení a relativní permitivita fantomu nádorové tkáně použitého při měření

Měření s fantomem nádorové tkáně o velikosti přibližně 30 x 30 x 40 mm v hloubce 15 mm pod povrchem bylo provedeno pouze orientačně, s cílem zjistit, zda-li je použití takovéto detekční sondy pro použití v detekčním systému možné.

10.2 Výsledky měření

Měření bylo provedeno na sestavě dle *Obr. 6.1*. Použit byl vektorový analyzátor Agilent Technologies E5071C s rozsahem 100 kHz - 8,5 GHz a propojovací měřicí kabel Agilent Technologies (P/N N99112-60012). Výsledky měření byly zpracovány do grafů v *Obr. 10.1*. Z grafu je patrné, že navržená detekční sonda se chová jako anténa, která je na určitých frekvencích schopna účinně vyzářit energii do prsní tkáně. Je však znatelné, že rozdíl mezi tkání bez nehomogenity a s nehomogenitou je velmi malý.

Nejlepšího impedančního přizpůsobení v případě tkáně bez tumoru a optimálnímu vyzáření energie došlo na frekvenci 337 MHz, kdy je modul činitele odrazu -10,2 dB. Pro tkáň s nádorovou nehomogenitou je modul činitele odrazu při této frekvenci -10,6 dB.



Obrázek 10.1: Graf naměřené závislosti činitele odrazu na frekvenci a na výskytu nehomogenity ve fantomu prsní tkáně

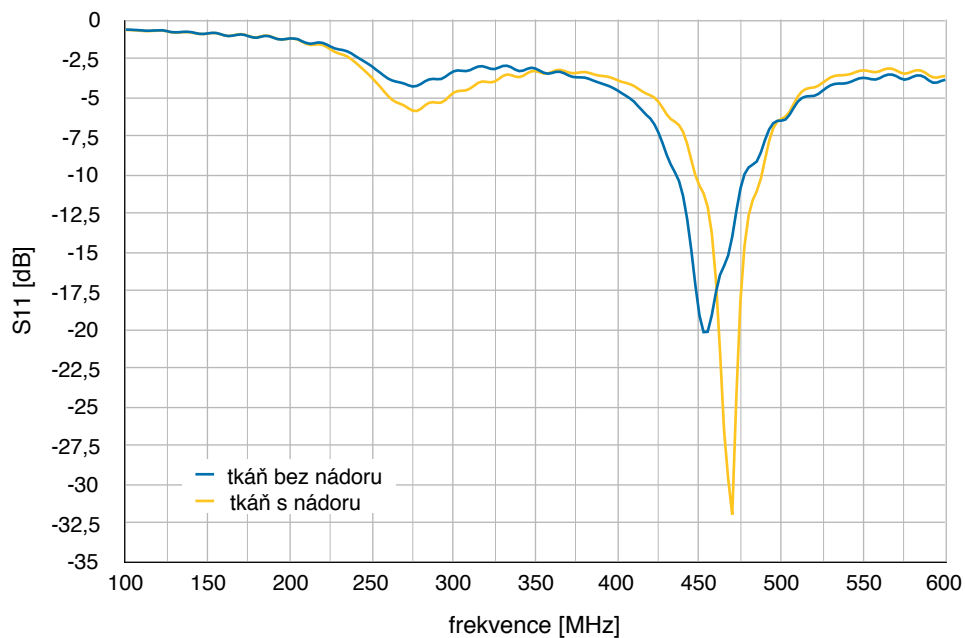
Další významný pokles je zřetelný při frekvenci cca 500 MHz. Ani zde však není velký rozdíl mezi tkání s a bez tumoru. Ve všech případech je ale znatelný lehký frekvenční posuv, který naznačila již simulace. Dále je patrné, že ve skutečnosti došlo k přesnému opaku než se očekává od odrazné metody a sice u tkáně s nádorem modul činitele odrazu poklesl více v porovnání s tkání bez nádoru.

10.3 Měření se vzduchovým dielektrikem

Při příležitosti, kdy byly připraveny fantomy a byl k dispozici měřicí vektorový analyzátor, bylo provedeno orientační měření navržené detekční sondy, avšak se vzduchovým dielektrikem. Tím se pochopitelně posunula mezní frekvence a bylo tedy nutné nastavit jiný frekvenční rozsah analyzátoru.

Rozložení i složení fantomů odpovídá měření z kapitoly 10.2. Z grafu v *Obr. 10.2* je velice dobře patrné, že došlo k frekvenčnímu posuvu u tkáně s nádorem oproti tkáni

bez nádoru. Stejně jako v kapitole 10.2 modul činitele odrazu u nehomogenity poklesl, v tomto případě velice výrazně – rozdíl nyní činí více než 10 dB. Stále však platí přesně opačný efekt, než který by byl očekáván u odrazné metody, neznamená to však, že by se tento fakt nedal nějakým způsobem využít.



Obrázek 10.2: Graf orientačně naměřené závislosti činitele odrazu na frekvenci a na výskytu nehomogenity v prsní tkáni

Kapitola 11

Měření standardizovaných vlnovodných dílů

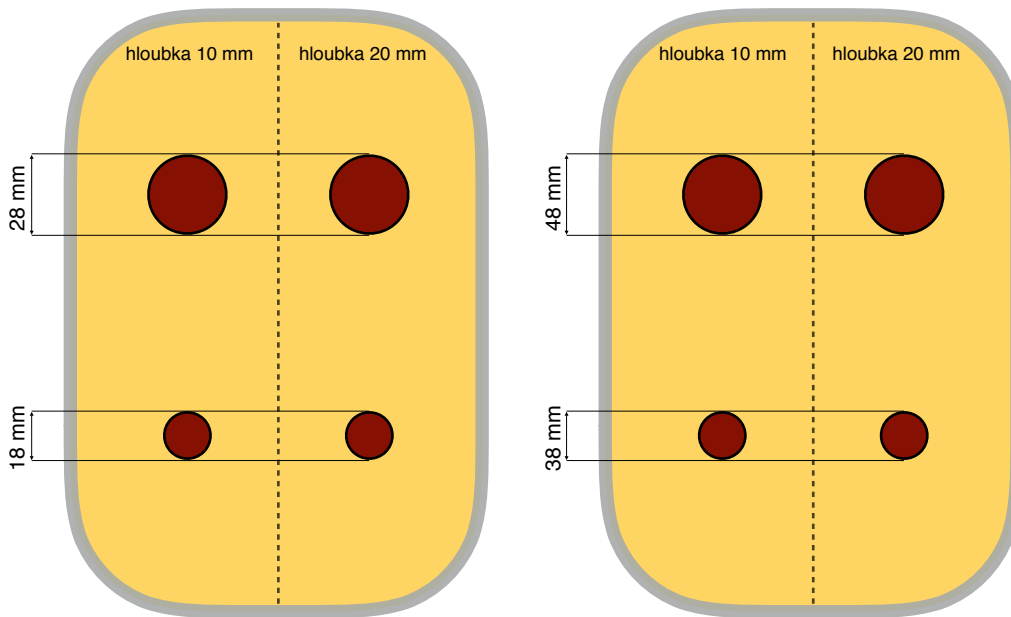
Na základě pozitivních výsledků měření sondy se vzduchovým dielektrikem bylo provedeno ještě jedno obdobné měření. Jako detekční sondy byly v tomto případě použity standardizované adaptéry koaxiální vedení (N-konektor) – vlnovod. Vyplňující dielektrikum bylo ponecháno vzduchové. Jejich parametry jsou uvedeny v *Tab. 11.1*. Cílem bylo ověřit předchozí měření vyrobené sondy a zároveň využít již hotových a v mikrovlnné technice běžně používaných vlnovodných dílů.

Řada standardních obdélníkových vlnovodů							
Značení		Pásmo	f_c TE10 [GHz]	Pásmo [GHz]	Rozměry $a \times b$ [mm]	P_{max} [kW]	α_{min} [dB/m]
EIA	ČR						
WR-284	R32	S	2,08	2,60 - 3,95	72,1 - 34,0	10350	0,02
WR-187	R48	H	3,15	3,95 - 5,85	47,6 - 22,2	4380	0,03
WR-137	R70	C	4,3	5,85 - 8,20	34,9 - 15,8	2290	0,06
WR-90	R100	X	6,55	8,20 - 12,4	22,9 - 10,2	990	0,12

Tabulka 11.1: Tabulka standardizovaných obdélníkových vlnovodných dílů.
Zdroj [4]

11.1 Uspořádání měřeného fantomu

Pro toto měření bylo použito totožné hmoty na výrobu fantomu prsní tkáně, jako v případě předchozího měření – složení je tedy uvedeno v *Tab. 10.1* a *10.2*. Fantomy nehomogenit – nádorů – o různých velikostech byly uloženy ve fantomu prsní tkáně dle *Obr. 11.1*. Je důležité poznamenat, že udávané rozměry nejsou zcela exaktní, neboť z charakteru fantomu – svalové tkáně ze skotu – je jasné, že ořez a formování takového fantomu na přesně daný rozměr je velice problematické. Zároveň je to materiál poddajný, který se při uložení a upěchování hmoty fantomu tukové prsní tkáně natvaruje dle vyvinutého tlaku.



Obrázek 11.1: Rozložení fantomů nádorů ve fantomu tukové prsní tkáně

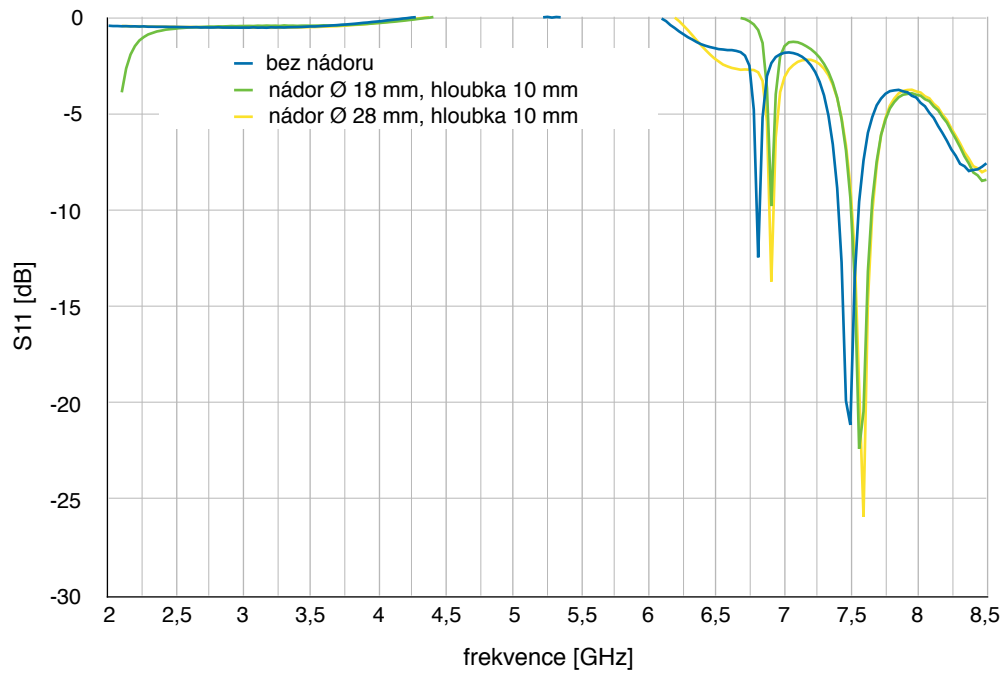
11.2 Výsledky

Měření bylo provedeno na sestavě dle *Obr. 6.1*. Opět byl použit vektorový analyzátor Agilent Technologies E5071C s rozsahem 100 kHz - 8,5 GHz a propojovací měřicí kabel Agilent Technologies (P/N N99112-60012). Před začátkem měření byla provedena kalibrace za pomoci kalibrační sady 85032E od firmy Agilent technologies.

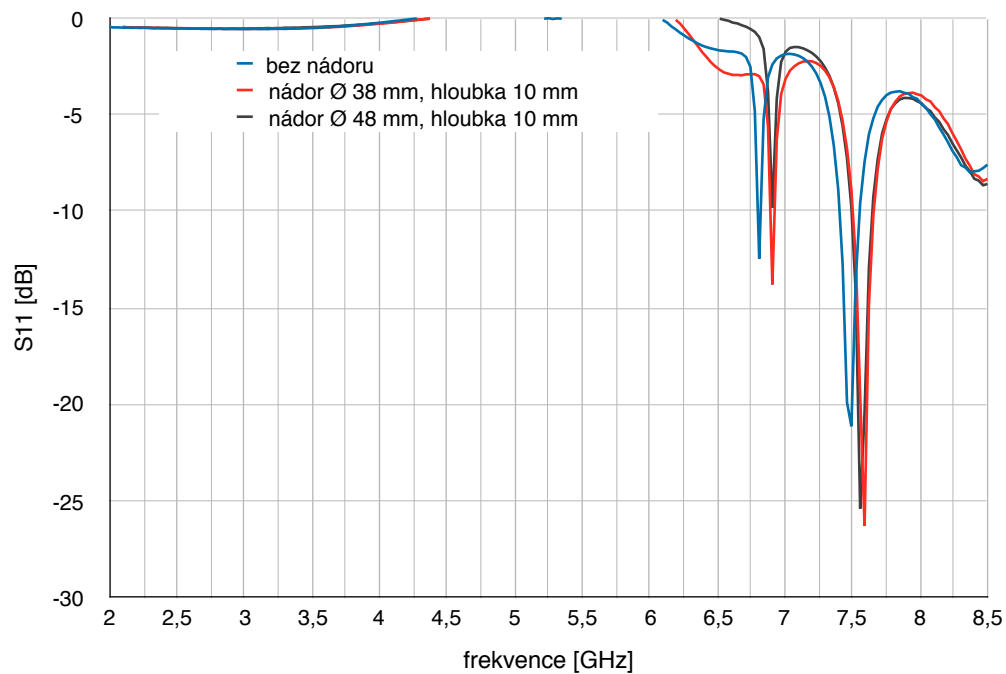
Naměřená data z prakticky všech měřených vlnovodných dílů potvrzují výsledky z kapitoly 10.3. Při výskytu nehomogenity – nádoru ve fantomu prsní tkáně dochází k lepšímu impedančnímu přizpůsobení a odráží se ztlačně méně výkonu než v případě homogenní prsní tkáně. Lze konstatovat, že výsledný modul činitele odrazu do značné míry závisí na rozměrech nehomogenity a hloubce uložení. V této kapitole jsou uvedeny konkrétní průběhy pro měřený standardizovaný vlnovodný díl R100. Grafy zbylých měřených vlnovodných dílů jsou uvedeny v příloze.

Při pohledu do grafů z *Obr. 11.2 až 11.5* (naměřené průběhy jsou rozloženy do čtyř grafů pro lepší přehlednost) lze vyčíst rozdíl mezi moduly činitele odrazu u všech variant rozložení okolo 5 dB oproti fantomu tkáně bez nádorové nehomogenity. Velice dobře zřetelný je i frekvenční posun celého naměřeného průběhu. Zároveň je dobré si povšimnout, že frekvence, na kterých jsou tyto změny a rozdíly patrné, jsou relativně vysoké. U dílů R100, R48 a R32 (viz příloha) je to v pásmu frekvencí 7 až 8 GHz, u dílu R70 okolo 5 GHz. Při zpětném pohledu do Tab. 11.1 můžeme tedy dohledat, že v případě dílu R100 a R70 se pohybujeme v pásmu vidu TE_{10} . U dílů R32 a R48 se již pohybujeme v oblasti vyšších vlnovodných vidů.

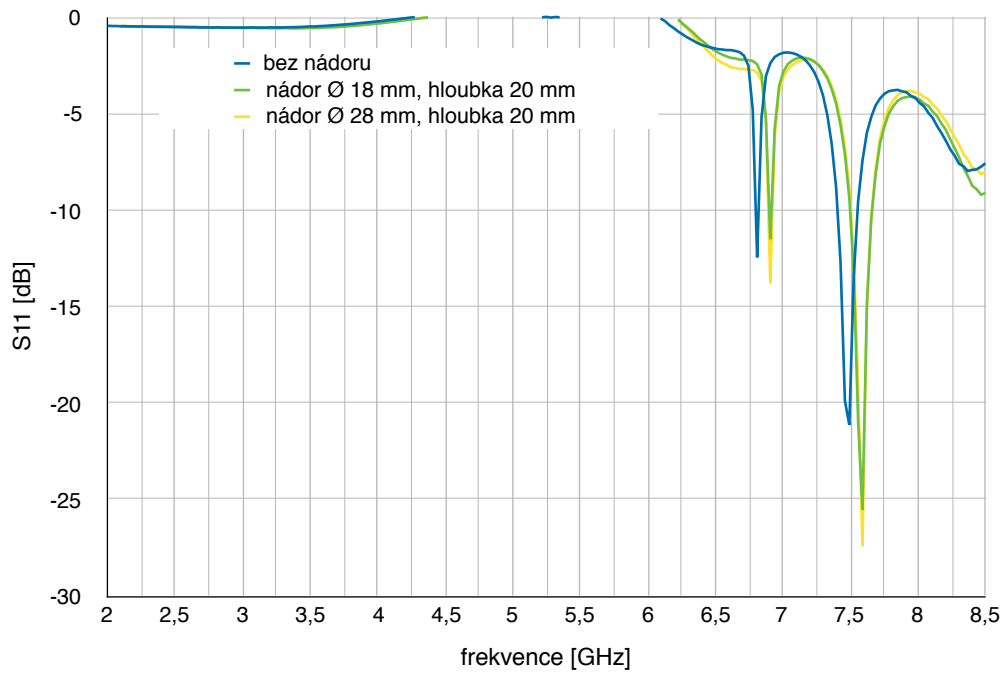
V následujících grafech si lze povšimnout oblastí (mezi 4,5 a 6 GHz), kde by se dle průběhu mělo odrážet více výkonu, než kolik bylo referenčně vysláno. Tento údaj je způsoben chybou měření, pravděpodobně vinou nepřesné kalibrace.



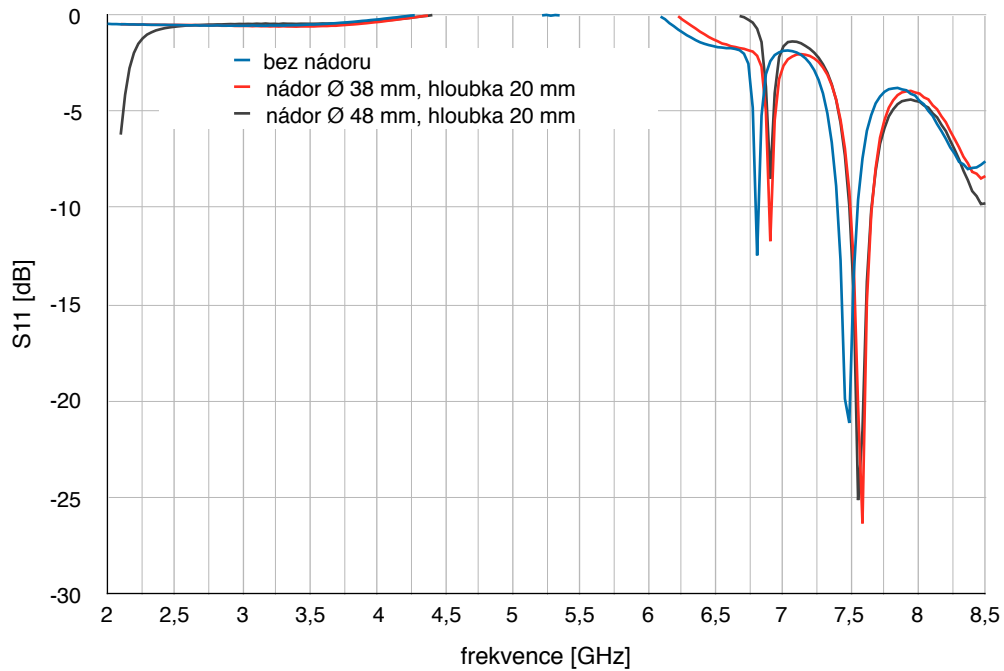
Obrázek 11.2: Graf naměřené závislosti modulu činitele odrazu na frekvenci a na výskytu a rozložení nádorové nehomogenity ve fantomu prsní tkáně pro vlnovodný díl R100 – bez nádoru; Ø18, h10; Ø28, h10



Obrázek 11.3: Graf naměřené závislosti modulu činitele odrazu na frekvenci a na výskytu a rozložení nádorové nehomogenity ve fantomu prsní tkáně pro vlnovodný díl R100 – bez nádoru; Ø38, h10; Ø48, h10



Obrázek 11.4: Graf naměřené závislosti modulu činitele odrazu na frekvenci a na výskytu a rozložení nádorové nehomogenity ve fantomu prsní tkáně pro vlnovodný díl R100 – bez nádoru; Ø18, h20; Ø28, h20



Obrázek 11.5: Graf naměřené závislosti modulu činitele odrazu na frekvenci a na výskytu a rozložení nádorové nehomogenity ve fantomu prsní tkáně pro vlnovodný díl R100 – bez nádoru; Ø38, h20; Ø48, h20

Kapitola 12

Závěr

Úkolem této práce bylo navrhnout detekční sondu vhodnou pro mikrovlnný detekční systém nádorových nehomogenit v biologické tkáni pracující na principu odrazu vyslané elektromagnetické vlny od rozhraní různých permitivit prsní a nádorové tkáně. Kapitoly 4 a 5 byly pojaty jako informační a shrnující problematiku, ze které vychází podnět k úvahám o vývoji mikrovlnných detekčních systémech a tím tedy i detekčních sond.

Nejprve bylo na základě znalostí z oblasti elektromagnetického pole a vysokofrekvenční techniky patřičně rozebraných v kapitolách 2 a 3 teoreticky navrhnout možnou detekční sondu. Tento návrh byl proveden v kapitole 7. Na základě úvah v této kapitole byla pro následující počítačové simulace vybrána vlnovodná konstrukce sondy. Pro zdokonalení a optimalizace sondy byly provedeny simulace v programu SEMCAD, jejichž výstupem byly výsledné rozměry a parametry relativní permitivity a vodivosti, které byly předlohou pro realizaci sondy.

Detekční sonda byla realizována z materiálu běžně dostupných a sice z elektrovedné mědi, kde bylo pro její spojení využito technologie měkkého pájení (cínová pájka s tavidlem). Buzení je zajištěno budícím kolíkem také vyrobeným z mědi, který přímo navazuje na 50 Ω N-konektor, který slouží k připojení měřícího přístroje. Vnější vodič N-konektoru disponuje přírubou, která byla pevně přišroubována k plášti sondy. Hlavy šroubů sice mohou nepatrně narušovat elektromagnetické pole uvnitř, ale jiné konstrukční řešení by bylo příliš komplikované a nákladné. Při výrobě se také projevila nevýhoda mědi – malá tepelná kapacita, která způsobovala problém při prohřívání takto masivního plátu. Realizovaná sonda je taktéž zatížena značnou nepřesností výroby, což však pro ověření její funkce pro uvažované použití není tak podstatné.

Měření prokázalo, že sonda je schopna efektivně vyzářit elektromagnetickou energii do vytvořeného fantomu prsní tkáně. Při frekvenci 337 MHz dosahoval modul činitele odrazu hodnoty -10,2 dB, což je v tomto případě přijatelná hodnota. Je patrné, že oproti simulacím se frekvence liší. Toto může být způsobeno nepřesnostmi simulovaného modelu a vyrobené sondy, případně rozdílnou permitivitou a vodivostí fantomů tkání, na kterých bylo provedeno měření.

Dále byl pozorován frekvenční posuv nejnižší hodnoty propadu křivky při vyzařování energie do fantomu prsní tkáně s nádorovou nehomogenitou. Zaznamenán byl i rozdíl v amplitudě 1 dB, avšak v opačném směru, než bylo očekáváno. Namísto aby se část energie odrazila od rozhraní prsní tkáně a nádorové tkáně, došlo naopak k lepší absorpci elektromagnetické energie a činitel odrazu se tedy zmenšil. Toto může být vysvětleno, že při výskytu nádorové tkáně, která má vyšší měrnou vodivost, mohlo

dojít k lepšímu impedančnímu přizpůsobení a absorpci energie nádorem. Měření detekční sondy vyplněné vzduchovým dielektrikem toto i všechny ostatní poznatky potvrdilo. U tohoto měření byl také zaznamenán výrazný rozdíl - více jak 10 dB - mezi tkání bez a s nehomogenitou.

Navržená a vyhotovená detekční sonda fungovala jako vyzařovací anténa, avšak pro použití v detekčním systému nádorů založeném na principu odrazné metody není tento typ vhodný. Toto může být způsobeno různými faktory, například velkým rozdílem relativní permitivity vody vyplňující sondu a relativní permitivitou prsní tkáně, ke které je apertura sondy přímo přiložená. Měření provedené v kapitole 10.4 pak naznačilo, že vhodnější bude použít sondu vyplněnou pouze vzduchovým dielektrikem.

Na základě těchto skutečností a také příznivých výsledků z měření v kapitole 10.4 bylo uvažováno nad změnou konceptu navržené sondy a sice ponechat vyplňující dielektrikum sondy vzduchové. Rovněž jsem se pokusil použít již existující a dostupné vlnovodné díly, které by mohly posloužit jako detekční sondy. Jako velmi vhodné se ukázaly přechody koaxiální vedení – vlnovod s buzením v H rovině. Měření těchto mikrovlnných prvků (*kapitola 11.1*) bylo provedeno na exaktněji popsaném a vyrobeném fantomu biologické tkáně.

Svémi příznivými výsledky pak toto měření potvrdilo měření z bodu 10.4. Opět byl zaznamenán jak frekvenční posun průběhů hodnot měřených fantomů bez nádoru a s nádorem, tak rozdíl v amplitudě modulu činitele odrazu, který se při měření dílu R100 pohyboval u všech fantomů okolo 5 dB. Za velmi příznivý výsledek lze pokládat hodnotu 5 dB při frekvence cca 7,6 GHz zejména v případě měření fantomu s nádorem o velikosti 18 mm v hloubce 20 mm.

Závěrem je možné říci, že vlnovodné díly lze použít k účelu detekčního systému fungujícím na principu odrazné metody. Zejména pak díly R100 a R70, neboť mají dobré výsledky měření a zároveň jsou vhodné i pro svoje menší rozměry. V budoucnu by tak bylo možné provést sofistikovanější měření, kdy by byla spolu s hodnotami činitele odrazu zaznamenávána i poloha sondy vůči měřenému fantomu, například využít souřadnicového systému apod. Poté by bylo možné vykreslit plošnou mapu naměřených hodnot, která by mohla naznačovat přítomnost nádoru v měřené tkáni, což může být případně tématem dalších prací.

Literatura

Monografie

- [1] **NOVOTNÝ, Karel.** *Teorie elektromagnetického pole I.* Vyd. 2. Praha: Vydavatelství ČVUT, 2005. ISBN 8001032264.
- [2] **NOVOTNÝ, Karel.** *Elektromagnetické pole a vlny: teorie elektromagnetického pole II.* Vyd. 2. Praha: ČVUT, 2001. ISBN 8001024296.
- [3] **NOVOTNÝ, Karel.** *Vlny a vedení: přednášky.* Vyd. 1. V Praze: Česká technika - nakladatelství ČVUT, 2005. ISBN 80-01-03317-1.
- [4] **VRBA, Jan.** *Úvod do mikrovlnné techniky.* Vyd. 2. přeprac. Praha: ČVUT, 2007. ISBN 9788001036709.
- [5] **MAZÁNEK, Miloš.** *Antény a šíření vln.* Vyd. 1. Praha: ČVUT, 1998. ISBN 8001018555.
- [6] **MAZÁNEK, Miloš, Pavel PECHAČ a Jan VRBA.** *Základy antén, šíření vln a mikrovlnné techniky.* Vyd. 1. Praha: ČVUT, 2008. ISBN 9788001039977.
- [7] **PECHAČ, Pavel a Stanislav ZVÁNOVEC.** *Základy šíření vln pro plánování pozemních rádiových spojů.* 1. vyd. Praha: BEN - technická literatura, 2007. ISBN 978-80-7300-223-7.
- [8] **PANKRÁČ, Vítězslav, Pavel HAZDRA a Karel NOVOTNÝ.** *Teorie elektromagnetického pole: příklady.* Vyd. 1. Praha: Česká technika - nakladatelství ČVUT, 2005. ISBN 8001033201.
- [9] **OPPL, Ladislav.** *Úvod do mikrovlnné techniky: sbírka příkladů.* Vyd. 2. přeprac. Praha: Vydavatelství ČVUT, 2004. ISBN 80-01-03054-7.
- [10] **VRBA, Jan.** *Lékařské aplikace mikrovlnné techniky.* Vyd. 1. Praha: ČVUT, 2003. ISBN 8001027058.
- [11] **PODZIMEK, František.** *Radiologická fyzika: fyzika ionizujícího záření.* 1. vyd. Praha: Česká technika - nakladatelství ČVUT, 2013. ISBN 978-80-01-05319-5.
- [12] **NAVRÁTIL, Leoš.** *Medicínská biofyzika.* 1 vyd. Praha: Grada, 2005. ISBN 978-80-24-71152-2
- [13] **OPPL, Ladislav.** *Měření dielektrických parametrů biologické tkáně:* disertační práce. 2002.
- [14] **VRBOVÁ, Barbora.** *Principles of applicators design for microwave hyperthermia and physiotherapy:* Principy návrhů aplikátorů pro mikrovlnnou hypertermii a fyzioterapii: doctoral thesis. 2013.
- [15] **PASTORINO, Matteo.** *Microwave imaging.* Hoboken: Wiley, 2010. Wiley series in microwave and optical engineering. ISBN 9780470278000.

- [16] **POVÝŠIL, Ctibor a Ivo ŠTEINER.** *Obecná patologie.* Praha: Galén, c2011. ISBN 978-80-7262-773-8.
- [17] **POVÝŠIL, Ctibor a Ivo ŠTEINER.** *Speciální patologie. 2., dopl. a přeprac. vyd.* Praha: Galén, c2007. ISBN 9788072624942
- [18] **FLETCHER, Christopher D. M.** *Diagnostic histopathology of tumors.* 4th ed. Philadelphia: Saunders/Elsevier, c2013. ISBN 9781437715347.
- [19] **LONSKÝ, Tomáš.** *Využití odrazné metody pro diagnostiku nádoru.* Bakalářská práce. 2013.
- [20] **HOFFMANN, Karel a Přemysl HUDEC.** *Vysokofrekvenční a mikrovlnná měření.* Praha: Nakladatelství ČVUT, 2006. ISBN 80-01-03442-9.š
- [21] **MEHDIZADEH, Mehrdad.** *Microwave/RF applicators and probes for material heating, sensing, and plasma generation: a design guide.* Amsterdam: William Andrew, 2010. ISBN 9780815515920.
- [22] **VORLÍČEK, Jaroslav.** *Mikrovlnný aplikátor s TEM vlnou pro lokální termoterapii.* Diplomová práce 2008.
- [23] **DŘÍŽDAL, Tomáš.** *Nové typy aplikátorů pro lokální hypertemii: New types of applicators for local hyperthermia: doctoral thesis.* 2010.š
- [24] **TOGNI, Paolo.** *Microwave applicators for medical and biological purposes: Aplikátory pro lékařské a biologické účely: doctoral thesis.* 2009.

Odborné články

- [25] **SHANNON, C.J., M. OKONIEWSKI a E.C. FEAR.** *A dielectric filled ultra-wideband antenna for breast cancer detection.* In: IEEE Antennas and Propagation Society International Symposium. Digest. Held in conjunction with: USNC/CNC/URSI North American Radio Sci. Meeting (Cat. No.03CH37450). IEEE, 2003, s. 218-221. DOI: 10.1109/APS.2003.1217438. ISBN 0-7803-7846-6.
- [26] **FEAR, E.G. a J.M. SILL.** *Preliminary investigations of tissue sensing adaptive radar for breast tumor detection.* In: Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (IEEE Cat. No. 03CH37439). IEEE, 2003, s. 3787-3790. DOI: 10.1109/IEMBS. 2003.1280985. ISBN 0-7803-7789-3
- [27] **TOGNI, Paolo, Radim ZAJICEK, Tomas DRIZDAL, Jan VRBA a Luca VANNUCCI.** *Evaluation of an equipment for cancer treatment using microwave hyperthermia.* In: 2007 European Microwave Conference. IEEE, 2007, s. 941-944. DOI: 10.1109/EUMC.2007.4405349. ISBN 978-2-87487-001-9.
- [28] **ZAJICEK, Radim, Tomas SMEJKAL, Ladislav OPPL a Jan VRBA.** *Waveguide Probes for Complex Permittivity Measurement.* In: 2008 14th Conference on Microwave Techniques. IEEE, 2008, s. 1-4. DOI: 10.1109/COMITE.2008.4569903. ISBN 978-1-4244-2137-4.
- [29] **VRBA, Jan a Ladislav OPPL.** *Prospective Applications of Microwaves in Medicine.* In: 2008 14th Conference on Microwave Techniques. IEEE, 2008, s. 1-4. DOI: 10.1109/COMITE.2008.4569911. ISBN 978-1-4244-2137-4.
- [30] **TOFIGHI, M.-R. a A.S. DARYOUSH.** *Biological Tissue Complex Permittivity Measured From S21—Error Analysis and Error Reduction by Reference Measurements.*

- IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement. 2009, 58(7), 2316-2327. DOI: 10.1109/TIM.2009.2013923. ISSN 0018-9456.
- [31] **MIYAKAWA, M., S. TAKATA a K. INOTSUME.** *Development of non-uniform breast phantom and its microwave imaging for tumor detection by CP-MCT.* In: 2009 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE, 2009, s. 2723-2726. DOI: 10.1109/IEMBS.2009.5333383.
- [32] **GOLNABI, Amir H., Paul M. MEANEY, Shireen GEIMER a Keith D. PAULSEN.** *Microwave imaging for breast cancer detection and therapy monitoring.* In: 2011 IEEE Topical Conference on Biomedical Wireless Technologies, Networks, and Sensing Systems. IEEE, 2011, s. 59-62. DOI: 10.1109/BIOWIRELESS.2011.5724347. ISBN 978-1-4244-8316-7.
- [33] **FEI GAO a YUANJIN ZHENG.** *A Correlated Microwave-Acoustic Imaging method for early-stage cancer detection.* In: 2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE, 2012, s. 480-483. DOI: 10.1109/EMBC.2012.6345972. ISBN 978-1-4577-1787-1.
- [34] **AGUILAR, Suzette M., Mudar A. AL-JOUMAYLY, Matthew J. BURFEINDT, Nader BEHDAD a Susan C. HAGNESS.** *Multiband Miniaturized Patch Antennas for a Compact, Shielded Microwave Breast Imaging Array.* IEEE Transactions on Antennas and Propagation. 2014, 62(3), 1221-1231. DOI: 10.1109/TAP.2013.2295615. ISSN 0018-926x.
- [35] **VRBOVA, Barbora a Jan VRBA.** *Theory and design of microwave applicator coupled to biological tissue based on impedance matching.* In: 2014 24th International Conference Radioelektronika. IEEE, 2014, s. 1-4. DOI: 10.1109/Radioelek.2014.6828492. ISBN 978-1-4799-3715-8.
- [36] **MOLL, Jochen, Mantalena SARAFIANOU, Thomas N. KELLY, Viktor KROZER a Ian J. CRADDOCK.** *Radar-based tumor localization in heterogeneous breast tissue using a 3D permittivity model.* In: The 8th European Conference on Antennas and Propagation (EuCAP 2014). IEEE, 2014, s. 1288-1291. DOI: 10.1109/EuCAP.2014.6902011. ISBN 978-8-8907-0184-9.
- [37] **MERUNKA, Ilja, Ondrej FISER, Lucie VOJACKOVA, Jan VRBA a David VRBA.** *Microwave hyperthermia treatment of neck cancer using eight UWB antennas.* In: 2014 44th European Microwave Conference. IEEE, 2014, s. 790-793. DOI: 10.1109/EuMC.2014.6986553. ISBN 978-2-8748-7035-4.
- [38] **TÖPFER, Fritzi, OBERHAMMER, Joachim.** *Millimeter-Wave Tissue Diagnostics.* In: IEEE Microwave Magazine. IEEE, 2015. DOI: 10.1109/MMM.2015.2394020
- [39] **XIAO, Xia, Qinwei LI a Liang WANG.** *Early breast cancer detection via UWB based on MRI-derived model.* In: 2015 Asia-Pacific Microwave Conference (APMC). IEEE, 2015, s. 1-1. DOI: 10.1109/APMC.2015.7413085. ISBN 978-1-4799-8765-8.
- [40] **BARAN, Anastasia, KURRANT, Douglas, FEAR, Elise a Joe LOVETRI.** *Monitoring Breast Cancer Treatment Progress with Microwave Tomography and Radar-based Tissue- regions Estimation.* In: 2015 9th European Conference on Antennas and Propagation (EuCAP). IEEE, 2015

Internetové zdroje

- [41] *Maxwell Equations:* www.maxwell-equations.com. Teorie maxwellových rovnic.

- [42] **Bruce Knuteson, Eric Hudson, George Stephans, John Belcher, John Joannopoulos, Michael Feld, and Peter Dourmashkin.** *8.02T Electricity and Magnetism, Spring 2005.* (Massachusetts Institute of Technology: MIT OpenCourseWare), <http://ocw.mit.edu> (Accessed 19 May, 2016). License: Creative Commons BY-NC-SA
- [43] *Elektrina a magnetizmus – Kompletní kurz:* <http://www.aldeana.cz/elmg/kurz.html>. Přeložené materiály z oboru elektřiny a magnetizmu z MIT ze zdroje [41].
- [44] *E, D, B & H: What do they all mean?:* <http://www.physics.umd.edu/courses/Phys263/wth/fall04/downloads/EDBH/edbh.pdf>. Teorie veličin popisujících chování elektromagnetického pole.
- [45] *Electromagnetic Wave:* <http://byjus.com/physics/wp-content/uploads/2016/01/em-waves-new-2.png>. Obrázek popisující šířící se elektromagnetickou vlnu.
- [46] *Dielectric Properties of Body Tissues:* <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/htmlclie/htmlclie.php>. Dielektrické vlastnosti tkání lidského těla.
- [47] *Diagnostic tests for breast conditions:* <http://www.cancer.org/treatment/understandingyourdiagnosis/examsandtestdescriptions/forwomenfacingabreastbiopsy/breast-biopsy-diagnostic-tests-used>. Výčet metod při diagnostice rakovinových onemocnění prsu.
- [48] *ULTRASOUND OF THE BREAST - Pathology:* <http://www.ultrasoundpaedia.com/pathology-breast/>. Snímky prsní tkáně pořízené ultrazvukem.
- [49] *3D Mammography Significantly Increases the Detection of Breast Cancer:* <http://investors.hologic.com/2014-06-24-3D-Mammography-Significantly-Increases-the-Detection-of-Breast-Cancer-Concludes-a-Study-that-Reviewed-Close-to-Half-a-Million-Exams-Published-in-the-Journal-of-the-American-Medical-Association-JAMA#sthash.8gcrLHyC.dpuf> rican-Medical-Association-JAMA. Snímky k porovnání z mamografu a 3D mamografu.
- [50] *MRI for breast cancer: Current indications:* <http://medind.nic.in/ibn/t09/i2/ibnt09i2p161.htm>. Snímky prsní tkáně pořízené pomocí MRI.

Přílohy

Oficiální zadání bakalářské práce

Oficiální zadání bakalářské práce (případně jeho kopie) je vsazeno do následující strany.

České vysoké učení technické v Praze
Fakulta elektrotechnická

katedra elektromagnetického pole

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

Student: **Jiří Skořepa**

Studijní program: Komunikace, multimédia a elektronika
Obor: Komunikační technika

Název tématu: **Mikrovlnná sonda pro diagnostiku nádorů**

Pokyny pro vypracování:

Pro detekční systém nádorových onemocnění založený na odrazné metodě navrhnete vhodný typ detekční sondy, která by byla použitelná v mikrovlnném pásmu. Pomocí simulátoru elektromagnetického pole optimalizujte její rozměry, příp. tvar tak, aby detekce nádoru (nehomogenity) byla průkazná. Zvolený typ sondy realizujte a měřením na fantomu biologické tkáně ověřte použitelnost sondy pro diagnostické účely. Vstupní impedance sondy je požadována 50Ω , připojení do systému bude realizováno N-konektorem. Varianta sondy s konektorem SMA a přechodem SMA-N je rovněž akceptovatelná.

Seznam odborné literatury:

- [1] Mehdizadeh, M.: Microwave/RF Applicators and Probes for Material Heating, Sensing, and Plasma Generation. Elsevier, 2010, ISBN-13: 978-0-8155-1592-0
- [2] Oppl, L.: Měření dielektrických parametrů biologické tkáně. Disertační práce. Praha, ČVUT v Praze, FEL, katedra elektromagnetického pole, 2002
- [3] Vrba, J.: Lékařské aplikace mikrovlnné techniky. Praha, Vydavatelství ČVUT, 2003, ISBN 80-01-02705-8

Vedoucí: Ing. Ladislav Oppl, Ph.D.

Platnost zadání: LS 2016/2017

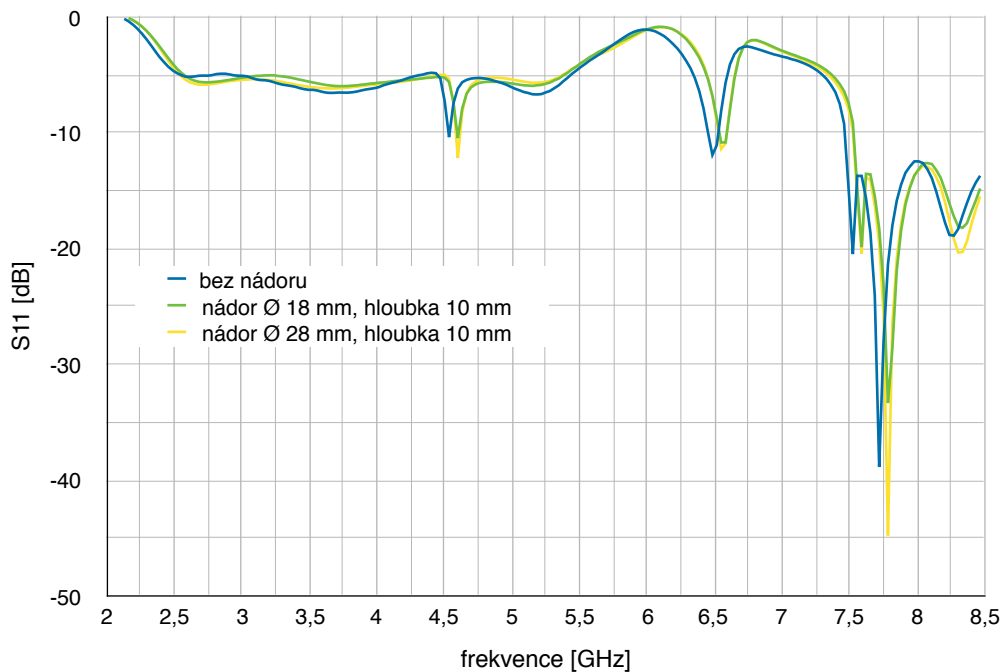

prof. Ing. Pavel Pechač, Ph.D.
vedoucí katedry



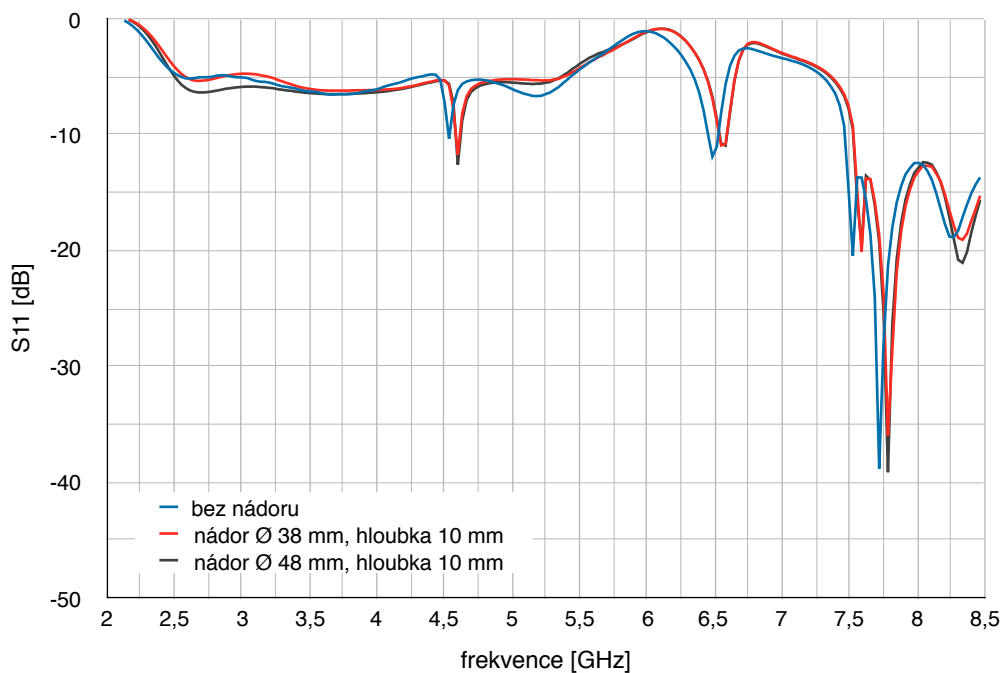

prof. Ing. Pavel Ripka, CSc.
děkan

V Praze dne 19. 2. 2016

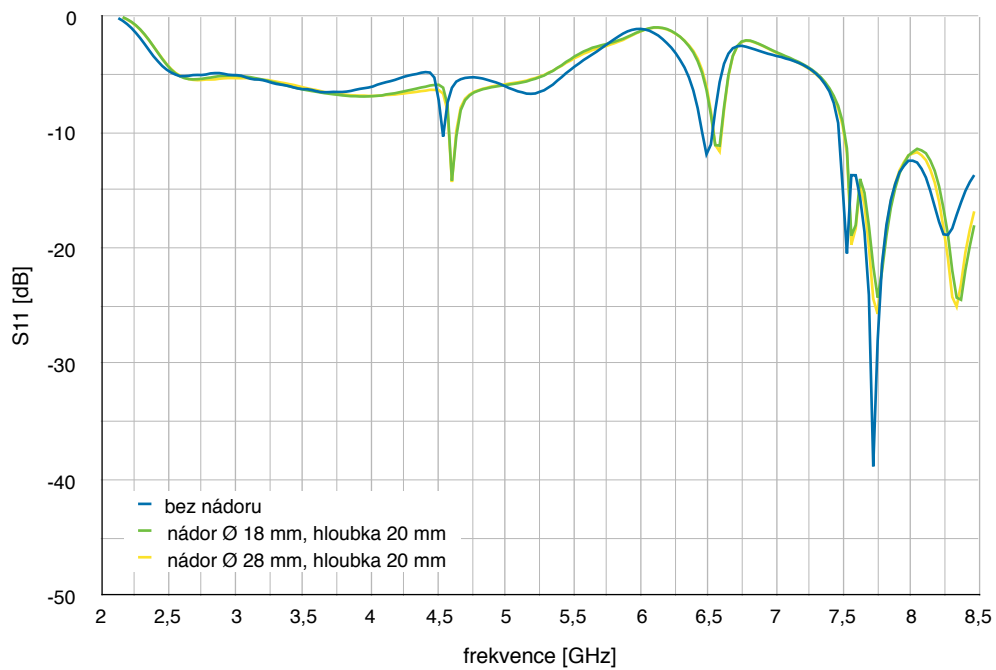
Grafy měření standardizovaných vlnovodných dílů



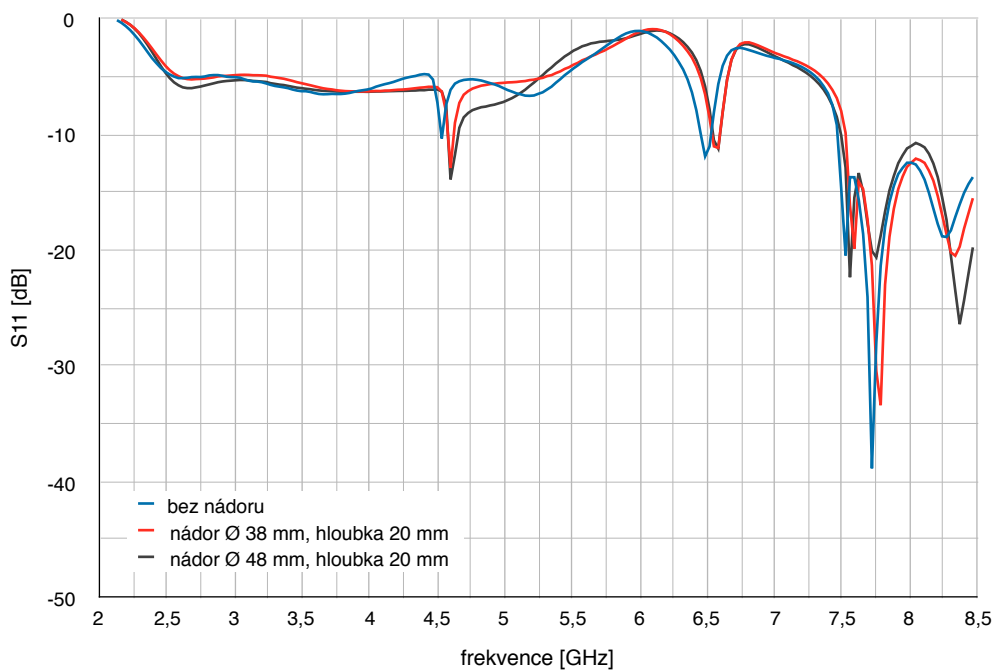
Obrázek 13.1: Graf naměřené závislosti modulu činitele odrazu na frekvenci a na výskytu a rozložení nádorové nehomogenity ve fantomu prsní tkáně pro vlnovodný díl R32 – bez nádoru; Ø18, h10; Ø28, h10



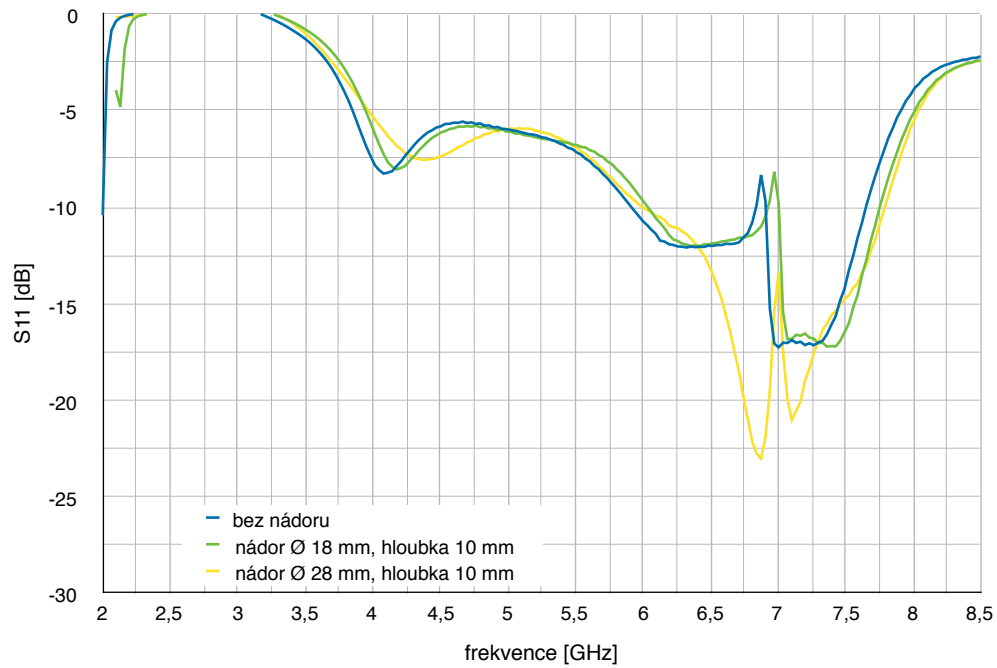
Obrázek 13.2: Graf naměřené závislosti modulu činitele odrazu na frekvenci a na výskytu a rozložení nádorové nehomogenity ve fantomu prsní tkáně pro vlnovodný díl R32 – bez nádoru; Ø38, h10; Ø48, h10



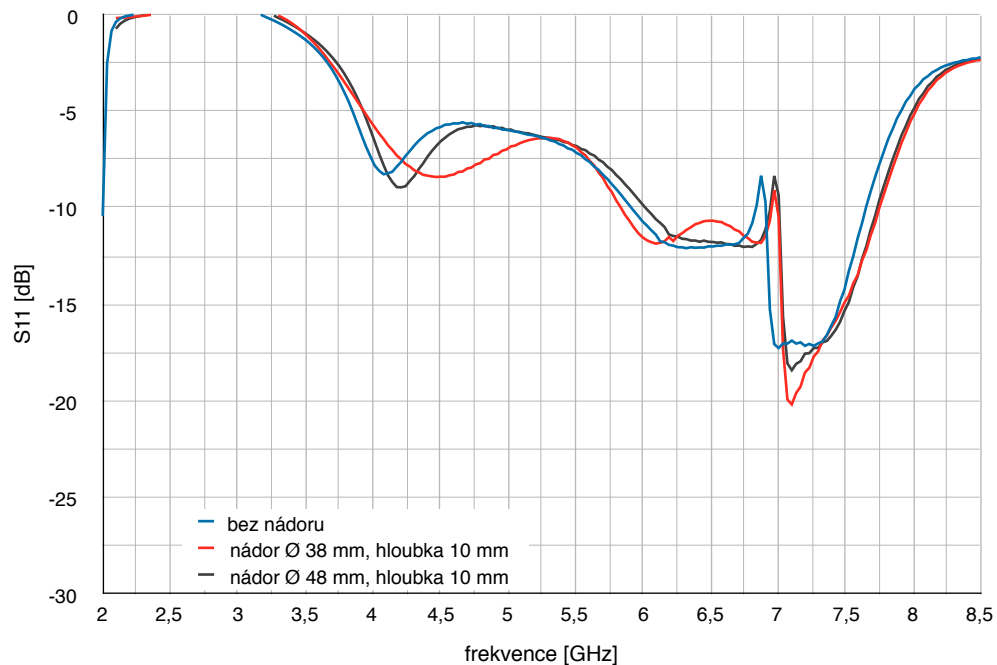
Obrázek 13.3: Graf naměřené závislosti modulu činitele odrazu na frekvenci a na výskytu a rozložení nádorové nehomogenity ve fantomu prsní tkáně pro vlnovodný díl R32 – bez nádoru; Ø18, h20; Ø28, h20



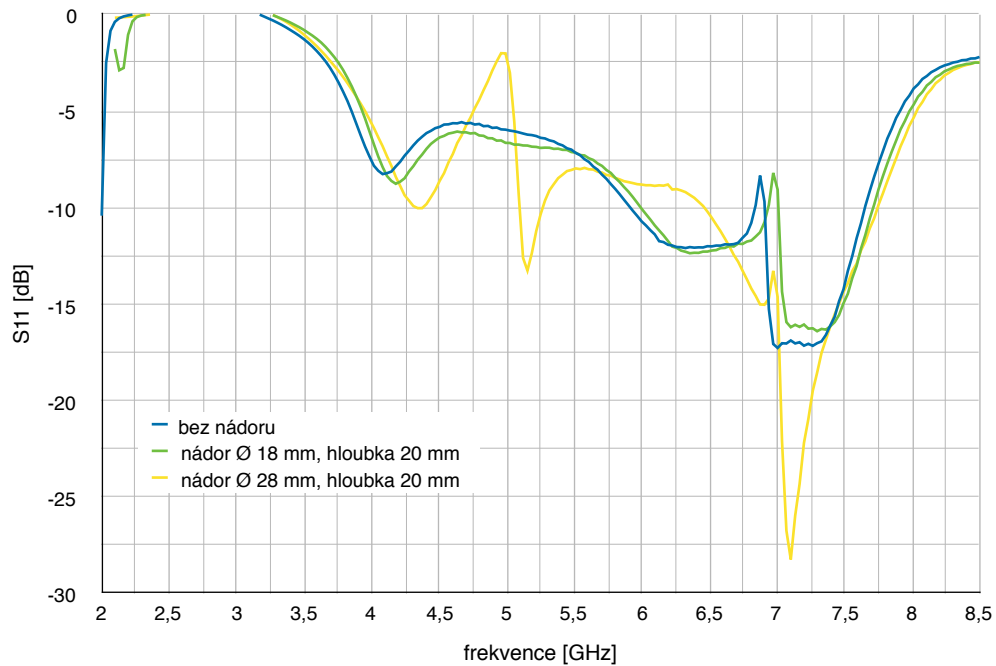
Obrázek 13.4: Graf naměřené závislosti modulu činitele odrazu na frekvenci a na výskytu a rozložení nádorové nehomogenity ve fantomu prsní tkáně pro vlnovodný díl R32 – bez nádoru; Ø38, h20; Ø48, h20



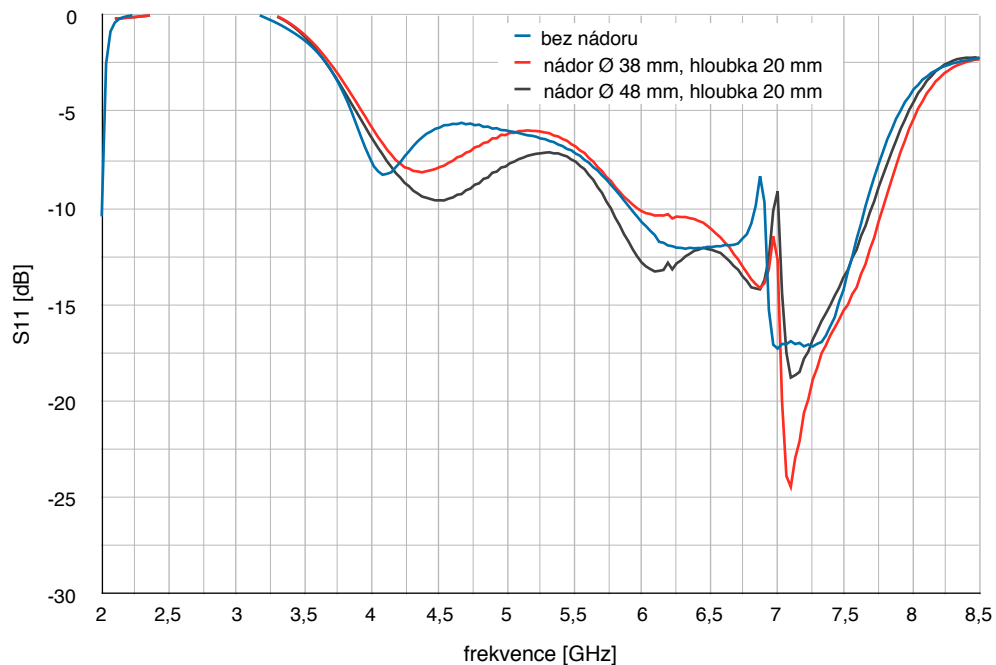
Obrázek 13.5: Graf naměřené závislosti modulu činitele odrazu na frekvenci a na výskytu a rozložení nádorové nehomogenity ve fantomu prsní tkáně pro vlnovodný díl R48 – bez nádoru; Ø18, h10; Ø28, h10



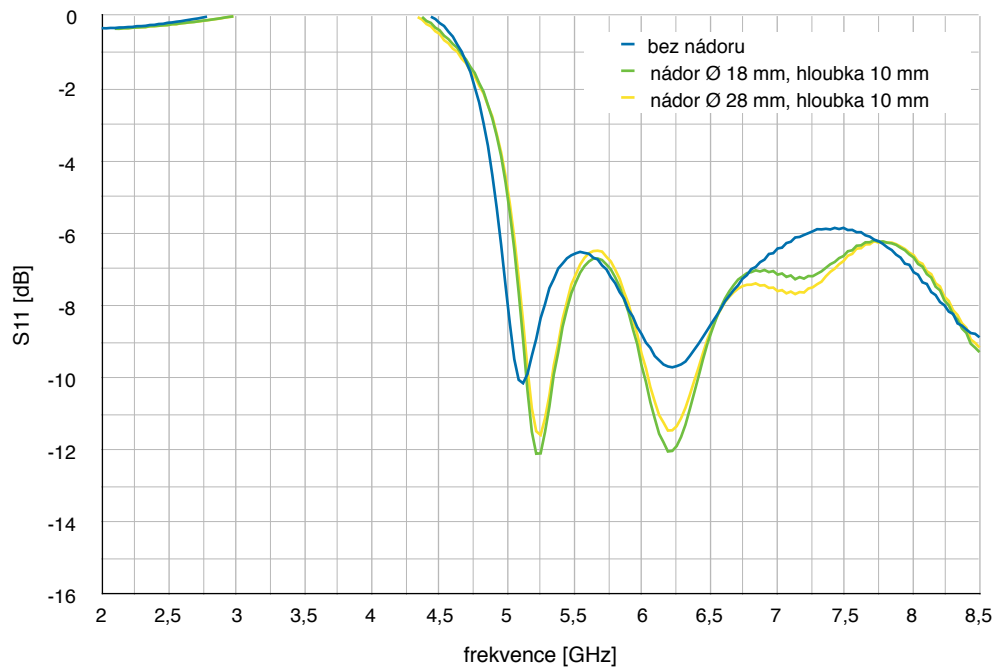
Obrázek 13.6: Graf naměřené závislosti modulu činitele odrazu na frekvenci a na výskytu a rozložení nádorové nehomogenity ve fantomu prsní tkáně pro vlnovodný díl R48 – bez nádoru; Ø38, h10; Ø48, h10



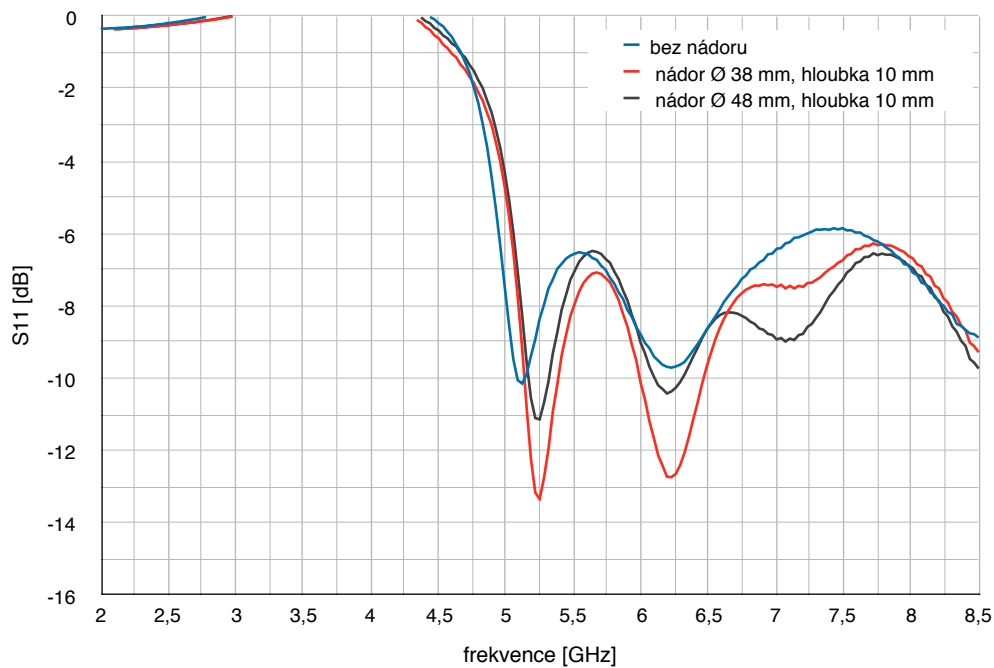
Obrázek 13.7: Graf naměřené závislosti modulu činitele odrazu na frekvenci a na výskytu a rozložení nádorové nehomogenity ve fantomu prsní tkáně pro vlnovodný díl R48 – bez nádoru; Ø18, h20; Ø28, h20



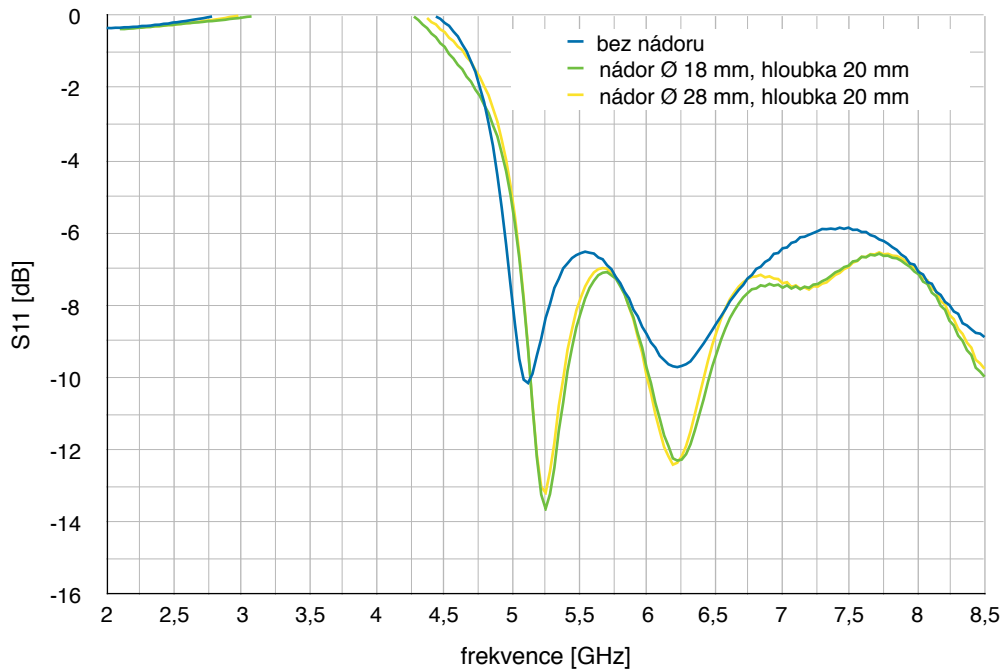
Obrázek 13.8: Graf naměřené závislosti modulu činitele odrazu na frekvenci a na výskytu a rozložení nádorové nehomogenity ve fantomu prsní tkáně pro vlnovodný díl R48 – bez nádoru; Ø38, h20; Ø48, h20



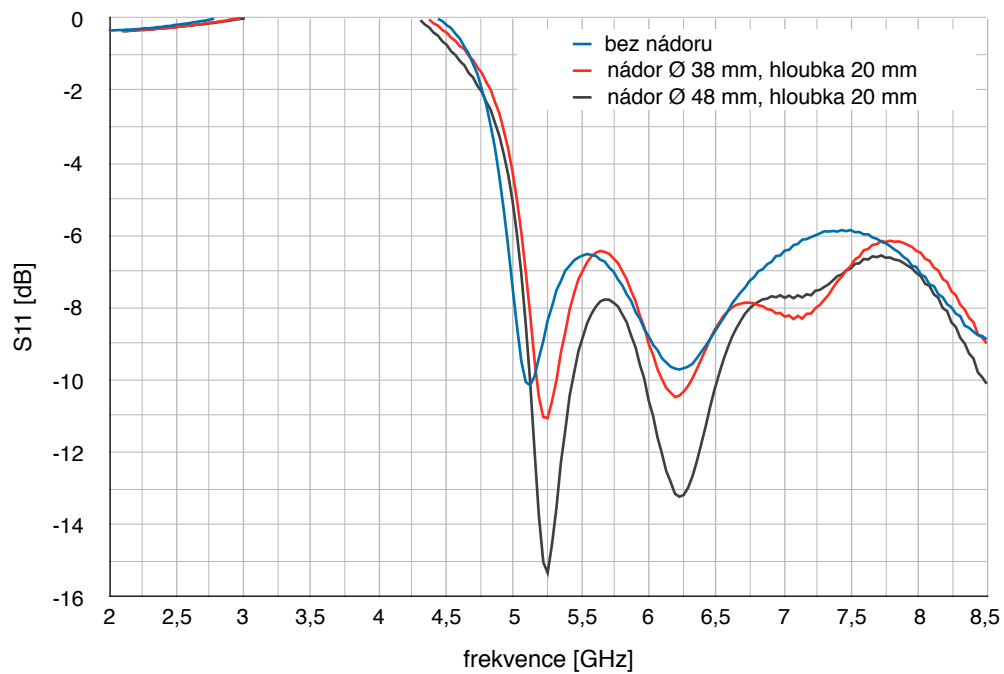
Obrázek 13.9: Graf naměřené závislosti modulu činitele odrazu na frekvenci a na výskytu a rozložení nádorové nehomogenity ve fantomu prsní tkáně pro vlnovodný díl R70 – bez nádoru; Ø18, h10; Ø28, h10



Obrázek 13.10: Graf naměřené závislosti modulu činitele odrazu na frekvenci a na výskytu a rozložení nádorové nehomogenity ve fantomu prsní tkáně pro vlnovodný díl R70 – bez nádoru; Ø38, h10; Ø48, h10



Obrázek 13.11: Graf naměřené závislosti modulu činitele odrazu na frekvenci a na výskytu a rozložení nádorové nehomogenity ve fantomu prsní tkáně pro vlnovodný díl R70 – bez nádoru; Ø18, h20; Ø28, h20



Obrázek 13.12: Graf naměřené závislosti modulu činitele odrazu na frekvenci a na výskytu a rozložení nádorové nehomogenity ve fantomu prsní tkáně pro vlnovodný díl R70 – bez nádoru; Ø38, h20; Ø48, h20