



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ
Katedra informačních a komunikačních technologií v lékařství

Diagnostický systém pro detekci nádoru prsů pomocí UWB radaru

Diagnostic system for breast tumor detection using UWB radar

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika
Studijní obor: Informační a komunikační technologie v lékařství
Autor: Matěj Krása
Vedoucí: Ing. Ondřej Fišer, Ph.D.

Kladno 2021

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Krása** Jméno: **Matěj** Osobní číslo: **465469**
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**
Garantující katedra: **Katedra informačních a komunikačních technologií v lékařství**
Studijní program: **Biomedicínská a klinická technika**
Studijní obor: **Informační a komunikační technologie v lékařství**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

Diagnostický systém pro detekci nádoru prsu pomocí UWB radaru

Název bakalářské práce anglicky:

Diagnostic system for breast tumor detection using UWB radar

Pokyny pro vypracování:

Provedte rešerši problematiky diagnostiky nádorů prsu. Navrhněte a realizujte mikrovlnný systém pro detekci pozice nádoru pomocí širokopásmového (UWB) radaru. Do simulátoru EM pole implementujte vhodné UWB antény a dále numerický model fantomu prsu, který bude obsahovat kulový nádor. Provedte studii, která povede k nalezení ideálního frekvenčního pásma, ideálního počtu a rozmístění antén vzhledem k rozlišovací schopnosti systému. Pro rekonstrukci pozice nádoru použijte rekonstrukční algoritmus „Delay and Sum“. Systém realizujte a proveďte měření na fantomu prsu. Rekonstruuje alespoň dvě pozice nádoru. Výsledky porovnejte s výsledky z numerických simulací.

Seznam doporučené literatury:

- [1] R. C. Conceição, J. J. Mohr, and M. O'Halloran, An Introduction to Microwave Imaging for Breast Cancer Detection, ed. 1, Springer International Publishing, 2016, ISBN 978-3-319-27865-0
- [2] O. Fiser, M. Helbig, J. Sachs, S. Ley, I. Merunka, and J. Vrba, Microwave Non-Invasive Temperature Monitoring Using UWB Radar for Cancer Treatment by Hyperthermia, Progress In Electromagnetics Research, ročník 162, číslo 1, 2018, 14 s.
- [3] D.M. Pozar, Microwave Engineering, ed. 3, Wiley John + Sons, 2004, ISBN 0471448788

Jméno a příjmení vedoucí(ho) bakalářské práce:

Ing. Ondřej Fišer, Ph.D.

Jméno a příjmení konzultanta(ky) bakalářské práce:

doc. Dr.-Ing. Jan Vrba, MSc.

Datum zadání bakalářské práce: **03.02.2021**

Platnost zadání bakalářské práce: **18.09.2022**



doc. Ing. Karel Hána, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) katedry



prof. MUDr. Jozef Rosina, Ph.D., MBA
podpis děkana(ky)

III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

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

19.2.2027

.....
Datum převzetí zadání



.....
Podpis studenta(ky)

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem týmový projekt s názvem „Detekce pozice nádoru prsu UWB radarem“ vypracoval samostatně a použil k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k bakalářské práci.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu §60 Zákona č.121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon).

V Kladně 10. 5. 2021

.....

Matěj Krása

PODĚKOVÁNÍ

Rád bych poděkoval mému vedoucímu práce Ing. Ondřeji Fišerovi, Ph.D. za cenné rady, odborné vedení, čas, který se mnou strávil v laboratoři a při korektuře textu.

ABSTRAKT

Diagnostický systém pro detekci nádoru prsu pomocí UWB radaru

Cílem této práce je provést rešerši problematiky diagnostiky nádorů prsu a také navrhnout a realizovat mikrovlnný systém pro detekci pozice nádoru pomocí širokopásmového (UWB) radaru. Tyto poznatky jsem přenesl do simulátoru EM pole a vytvořil numerický model fantomu prsu s kulovým nádorem. V rámci simulací jsem zkoumal vliv počtu antén na rekonstrukci a rozlišovací schopnost systému. Na základě dat získaných ze simulací jsem vytvořil prototyp měřícího přístroje za pomoci 3D tisku. Do tohoto prototypu jsem umístil antény a provedl sérii měření. Všechna data jsem zpracoval a provedl rekonstrukci pozice nádoru pomocí rekonstrukčního algoritmu „Delay and Sum“. K lepšímu ovládní DAS algoritmu jsem vytvořil grafické uživatelské rozhraní. Následně jsem porovnal výsledky mezi simulacemi a reálným měřením. Výsledkem mé práce je ověření, že k přesné rekonstrukci je potřeba minimálně 8 antén. Rozlišovací schopnost je minimálně 30 mm a že za mnou stanovených podmínek jsem schopen detekovat fantom nádoru prsu na základě reálných měření. Při porovnání simulovaných a reálných dat jsem došel k závěru, že simulovaná data jsou přesnější díky absenci okolního šumu a stanovil jsem návrhy na zlepšení rekonstrukce v rámci budoucích prací.

Klíčová slova

UWB, DAS, simulátor EM pole, radar, VNA, 3D návrh, 3D tisk, anténa, měřící systém, rakovina prsu, GUI

ABSTRACT

Diagnostic system for breast tumor detection using UWB radar

The aim of this study is to conduct research of breast tumour diagnostics and to design and create a microwave system for tumour position detection using ultrawideband (UWB) radar. Those findings were translated into an electromagnetic field simulator in order to create a numeric model of breast phantom with spherical tumour. During these simulations I've investigated the effect of the number of antennas on reconstruction and distinguishing capabilities of the system. On the basis of the data obtained from simulations I've created a prototype of a measuring device using 3D printing. I've inserted the antennas into this prototype and conducted a series of measurements. All of this data has been processed and a reconstruction of tumour placement was done using reconstruction algorithm "Delay and Sum". For better usage of the DAS algorithm I've made a GUI (graphical user interface). After this I've compared the results between simulations and real-life measurements. The results of my study shows that for an accurate reconstruction there is a need for at least 8 antennas. Distinguishing capability is at minimum 30 mm under my set of conditions and I am capable of detecting a phantom of breast tumour on the basis of real-life measurements. When comparing simulated and real-life results, I've come to the conclusion that the simulated data are more accurate because of the lack of surrounding noise and based on these findings I've prepared a design for improving reconstruction in following studies.

Keywords

UWB, DAS, EM field simulator, VNA, 3D blueprint, 3D printing, antenna, holder, measuring system, breast cancer, GUI

Obsah

Seznam symbolů a zkratk.....	9
1 Úvod	10
2 Elektromagnetické vlnění	10
3 Konstrukce radaru	11
3.1 Vysílač.....	11
3.2 Přijímač	11
3.3 Indikátor	12
3.4 Anténa	12
3.5 Širokopásmové antény	14
3.5.1 Planární širokopásmové antény	15
3.5.2 Flíčková anténa.....	15
3.5.3 Planární dipól.....	16
3.5.4 Tištěná štěrbinová anténa	16
3.5.5 Komplementární (duální) anténa.....	16
3.5.6 Motýlkové antény	17
4 Anatomie prsu.....	18
4.1 Rakovina prsu.....	19
5 Mikrovlnné zobrazování	20
5.1 Diagnostika nádoru prsu s využitím mikrovlnného radaru	20
6 Klinické metody detekce rakoviny prsu	22
7 Mortalita a incidence karcinomu prsu v ČR.....	23
8 Současný výzkum v oblasti mikrovlnného zobrazování	25
9 Metody	27
9.1 Princip detekce nádoru ve fantomu prsu	27
9.1.1 Provedení detekce nádoru ve fantomu prsu a rekonstrukce	27
9.2 Popis modelu.....	28
9.2.1 Nastavení elektrických parametrů modelu	29
9.3 Popis modelu antény	30
9.4 Určení optimálního uspořádání a počtu UWB antén kolem prsu.....	30
9.5 Rekonstrukční algoritmus	31

9.6	Určení ideálního frekvenčního pásma.....	32
9.7	Určení rozlišovací schopnosti systému	32
9.8	Realizace modelu prototypu pro detekci nádoru prsu.....	33
9.9	Popis použité antény.....	33
9.10	Měření na fantomu prsu	34
9.10.1	Příprava prototypu	34
9.10.2	Příprava fantomů	35
9.10.3	Měření.....	36
10	Výsledky.....	38
10.1	Rekonstrukční algoritmus	38
10.2	Optimální uspořádání a počet UWB antén kolem prsu.....	39
10.3	Rozlišovací schopnost.....	41
10.4	Prototyp pro detekci nádoru prsu	42
10.5	Měření	44
11	Diskuse	48
11.1	Rekonstrukční algoritmus	48
11.1.1	Grafické uživatelské rozhraní.....	48
11.2	Optimální uspořádání a počet UWB antén kolem prsu.....	49
11.3	Rozlišovací schopnost.....	49
11.4	Prototyp pro detekci nádoru prsu	50
11.5	Měření	50
12	Závěr	52
13	Reference	53
	Příloha A: Obsah přiložených souborů	56
	Příloha B: Obsah přiloženého CD.....	58

Seznam symbolů a zkratk

Seznam zkratk

Zkratka	Význam
UWB	Ultra wide band
FCC	Federal Communications Commission
RBI	Radar breast imaging
DAS	Delay and sum
λ	Vlnová délka
f	Frekvence
c	Rychlost světla
ϵ_r	Relativní permitivita
v	Rychlost elektromagnetického vlnění
EM	Elektromagnetické
FDTD	Finite-difference time-domain
VNA	Vector network analyzer (Vektorový síťový analyzátor)
dBm	Decibel miliwatt
GUI	Graphical user interface (Grafické uživatelské rozhraní)

1 Úvod

Tato práce se zabývá návrhem a realizací prototypu diagnostického systému, který by byl použit jako přístroj k detekci nádorů v prsu. Toto téma je v poslední době stále aktuálnější. Jak se můžete dočíst dále v textu, jsou prostředky k detekování rakoviny prsu buď velmi nákladné na provoz a obsluhu (ultrazvuk), nebo zatěžující (RTG mamograf) pro tělo pacienta. Z těchto důvodů je velmi důležité vyvinout nový systém založený na nových technologiích, který by nebyl tak nákladný na provoz, vyškolený personál a nezatěžoval by organismus pacienta. Je důležité zdůraznit, že jen za rok 2018 na diagnózu karcinomů prsu zemřelo zhruba 4000 pacientů [1], a i když každý rok narůstá incidence tohoto onemocnění, v roce 2018 to v ČR bylo 17500 pacientů [1], je důležité se zamyslet nad tím, zda by se nedaly současné systémy detekce zdokonalit nebo nahradit. Nástupcem současných technologií detekce, by se mohl stát systém založený na využití mikrovlnného radaru.

Cílem této práce je prověřit možnosti detekce nádoru ve fantomu prsu pomocí UWB technologie a následně takový systém zrealizovat. Výsledky získané z těchto měření poté zrekonstruovat pomocí DAS algoritmu.

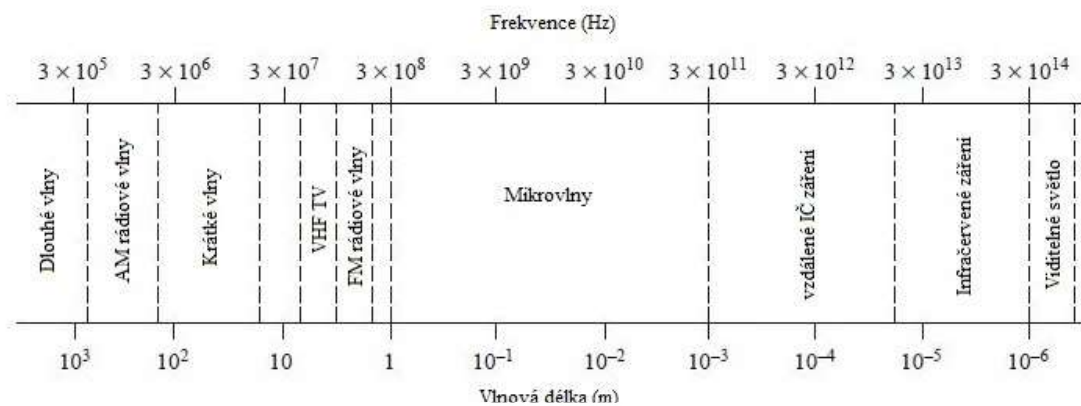
2 Elektromagnetické vlnění

Radiové vlny (RV) a oblast mikrovlnného inženýrství obecně zahrnují chování střídavých proudových signálů s frekvencemi v rozsahu 100 MHz (1 MHz = 10^6 Hz) až 1000 GHz (1 GHz = 10^9 Hz). Frekvence RV se pohybují od velmi vysoké frekvence (VHF) 30–300 MHz (Velmi Krátké Vlny) po ultra vysokou frekvenci (UHF) 300–3000 MHz (Ultra Krátké Vlny), zatímco pro přístroje jako je mikrovlnná trouba se obvykle používají frekvence v rozmezí 3–300 GHz, s odpovídající vlnovou délkou mezi 10 cm–1 mm. Pro potřeby tohoto projektu jsou využívány frekvence v rozmezí 1–6 GHz, což odpovídá rozmezí vlnových délek mezi 30–5 cm. Tyto pravidla platí ve vzduchu, ale při našem použití musíme vzorec vynásobit druhou odmocninou relativní permitivity tkáně. Výpočet můžeme provést dle vztahu (2.1).

$$\lambda = \frac{c}{f} \cdot \sqrt{\varepsilon_r} \quad (2.1),$$

kde c je rychlost světla, f je frekvence signálu a ε_r je relativní permitivita.

Signály, které se ve vzduchu šíří s vlnovými délkami řádově v milimetrech, jsou často označovány jako mikrovlny, ale v lidské tkáni se chovají jinak kvůli relativní permitivitě tkáně. Obrázek 2.1 ukazuje umístění RV a mikrovlnných frekvenčních pásem v elektromagnetickém spektru. [2]



Obrázek 2.1. Přehled elektromagnetického spektra. [2]

3 Konstrukce radaru

Základní princip radaru je relativně jednoduchý. Radar generuje vysokofrekvenční signál, který je pak ve formě elektromagnetické vlny vyslán anténou. Anténa následně přijme vlny odražené od objektů, vyhodnotí tvar takovéto vlny a již vyhodnocenou informaci (jejíž nositelkou je elektromagnetická vlna) zobrazí ve srozumitelné podobě. Hlavními částmi radaru jsou: vysílač, modulátor, anténní přepínač, anténa, přijímač a indikátor. Všechny tyto části přímo vykonávají výše uvedené. [3; 4]

3.1 Vysílač

K vyslání elektromagnetické vlny je zapotřebí v první řadě generátoru vlny a antény. Generátor vlny produkuje vysokofrekvenční nosnou vlnu, modulátor zajistí, aby měla požadovaný tvar a generátor spouštěcích impulzů určuje, ve kterých okamžicích bude vlna vyzářena anténou do prostoru. Pro měření vzdálenosti je třeba, aby vysílač dal vědět přijímači, ve kterém okamžiku vlnu vyslal. Přijímač poté z časového rozdílu vyslání a příjmu vlny určí vzdálenost. [3]

3.2 Přijímač

Tato část radaru má za úkol přijímat elektromagnetické vlny z prostoru a tento signál posléze zpracovat (detekovat). Samotné zpracování signálu je to nejnáročnější. Do antény, kromě odrazu požadovaného cíle, přichází odražené vlnění ze všech ostatních objektů, které byly ozářeny – tzv. nežádoucí ozvy. Do antény přichází i záření, jehož zdrojem jsou okolní tělesa. Podle zákonů termodynamiky každé těleso s teplotou vyšší

než 0 K je zdrojem elektromagnetického záření. Taková záření se označují jako šum. Dokonce i vodiče a obvody uvnitř radaru jsou zdrojem šumu. Při velkých vzdálenostech sledovaného cíle od radaru má požadovaný signál velmi nízkou intenzitu a může se stát, že v okolním šumu zůstane nepovšimnut. Důležitým pojmem je poměr signálu k šumu (signal-to-noise ratio, SNR). To řeší samotný radar. [3]

Po složitém zpracování signálu z antény, přijímač posílá sledované informace na indikátor. [3]

3.3 Indikátor

Indikátory se dělí podle druhu výstupní informace na analogové a digitální. V současné době je preferován digitální výstup kvůli přehlednému zobrazení na počítačovém monitoru a možností dalšího zpracování radarové informace či archivaci. [3]

3.4 Anténa

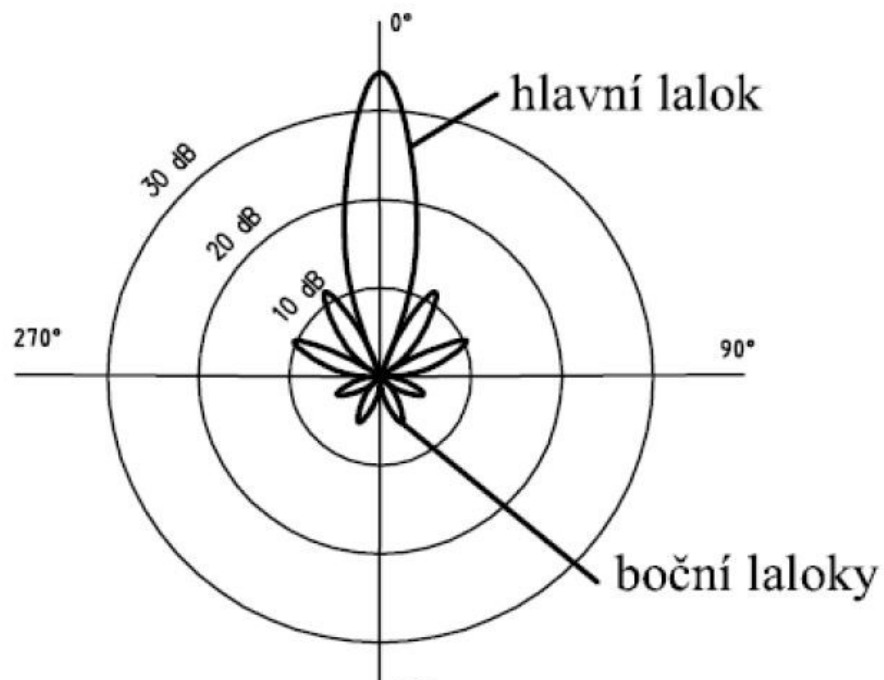
Podstatnou roli ve funkčnosti a efektivitě radaru hraje právě anténa. Slouží jako transformační prvek, který umožní efektivně vyzářit elektromagnetickou (EM) vlnu z jednoho prostředí (např. koaxiálního kabelu) do prostředí druhého (např. prsní tkáň).

Využívá se jak pro vysílání, tak pro příjem, a proto je ve většině případů tatáž anténa použita k oběma činnostem. Anténní přepínač zajistí, aby byla anténa bezprostředně po vyslání informace schopna znovu přijímat a nedošlo ke ztrátě signálu od cílů v blízkosti radaru. Anténa se definuje těmito parametry:

Šumové číslo vyjadřuje úroveň šumu vznikajícího v přijímači a ukazuje, kolikrát větší šum přijímač produkuje, než by podle teoretických předpokladů měl. Čím je šumové číslo menší, tím je přichozí signál méně zkreslen. Hodnota šumového čísla se udává v dB. [3]

Zisk antény udává (v dB), kolikrát je výkon vyzářený v určitém směru vyšší, než kdyby byl vyzářen všesměrově. Poměr těchto dvou výkonů v závislosti na úhlu od osy antény vyjadřuje tzv. vyzářovací diagram (viz obrázek 3.1.) [3]

Oblasti vysokého zisku v ose antény říkáme **hlavní lalok** nebo **hlavní svazek** antény. Hlavní svazek musí být charakterizován šířkou svazku



Obrázek 3.1. Typický horizontální vyzářovací diagram směřové antény primárního radaru. [3]

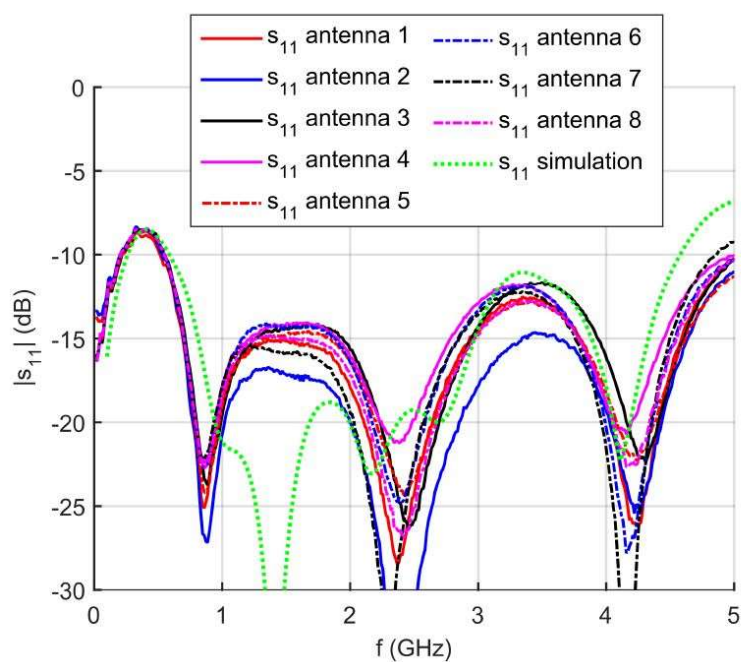
3.5 Širokopásmové antény

Předchozí kapitola se věnovala anténám obecně, v této kapitole se zaměřím přímo na UWB antény pro použití v biomedicině.

UWB antény určené pro biomedicínské použití mají vysoké nároky na vlastnosti v širokopásmovém frekvenčním spektru. Mezi nejdůležitější vlastnosti můžeme zařadit [5]:

- Velikost antény, splňující dané požadavky projektu.
- Efektivní přenos EM energie do sledované tkáně.
- Vhodný vyzářovací diagram pro blízká pole (near field).
- Odpovídající impulsní charakteristiku (minimální zkreslení na časové ose).
- Malá úhlová závislost impulzní odezvy.
- Stále vlastnosti UWB antény pro dané frekvenční pásmo.

V kontextu mojí práce jsou důležité S-parametry antény, což jsou parametry, které popisují množství vyzářeného signálu [6]. Pro biomedicínské použití je nezbytné, aby v daném pásmu měla anténa tento parametr pod 10dBW. Viz obrázek 3.2.



Obrázek 3.2. S11 parametry UWB antén změřené na fantomu svalu. [5]

Nejčastější typy UWB antén jsou uvedeny v následujících podkapitolách.

3.5.1 Planární širokopásmové antény

Planární antény mají velké výhody (malé rozměry, nízký profil a snadná integrace do planárních mikrovlnných obvodů, nízká výrobní cena při sériové výrobě), ale při použití v UWB aplikacích je třeba vyřešit jejich nedostatky, mezi které patří hlavně úzká impedanční šířka pásma, nízká polarizační čistota a nízká vyzařovací účinnost. [7]

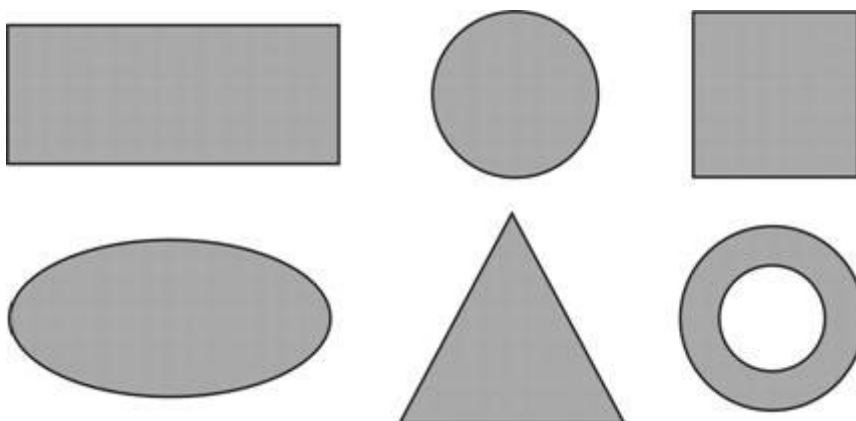
Hlavním znakem širokopásmových antén jsou minimální změny elektrických parametrů v relativně širokém kmitočtovém pásmu. Při návrhu se klade důraz na stálost vstupní impedance (poměr stojatých vln nesmí přesáhnout hodnotu 2). [7; 8]

Vlastnosti antény závisí na poměru rozměrů antény k délce vlny. Teoreticky, pokud by byla délka antény nekonečná, byla by i šířka pásma antény nekonečná. Vzhledem k tomu, že taková realizace antény není možná, je nutné najít jiné řešení. [7; 8]

Nejčastěji používané typy planárních antén pro UWB technologii jsou popsány v následujících kapitolách.

3.5.2 Flíčková anténa

Flíčková anténa se skládá z vodivého flíčku na jedné straně dielektrického substrátu a zemní desky na straně druhé. Základní tvary flíčku často používané v praxi jsou uvedeny na obr. 2.3. Jejich vyzařovací charakteristiky jsou souměrné. Tyto antény mívají obvykle zisk mezi 5 až 6 dB. [7]



Obrázek 3.3. Ukázka základních tvarů flíčků. [7]

3.5.3 Planární dipól

Planární dipóly odlišuje od pravoúhlých flíčkových antén jejich poměr délky k šířce. Šířka dipólu je obvykle menší než $0,05\lambda_0$ (délka vlny ve volném prostoru). Vyzařovací charakteristiky dipólu a flíčku jsou shodné při shodném podélném rozložení proudu. Nicméně vyzařovací odpor, šířka pásma a úroveň křížové polarizace se liší. Mikropáskové dipóly jsou zajímavé antény díky svým vlastnostem, kterými jsou malá velikost a lineární polarizace. Dipóly jsou velice vhodné pro vyšší frekvence a dosahují výrazných šířek pásma. Příkladem je symetrický skládaný tištěný dipól, který je ze složeného dipólu kombinovaného s jiným shodným dipólem (zrcadlový obraz) a vytváří tak symetrickou strukturu. Tato struktura může být považována za obdélníkový flíček se štěrbinou tvaru H. [7; 8]

3.5.4 Tištěná štěrbinová anténa

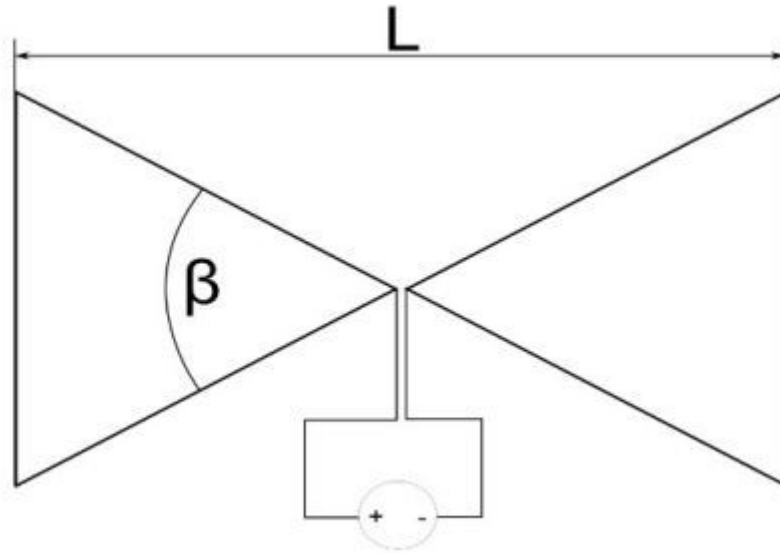
Tištěné štěrbinové antény se skládají ze štěrbin v podkladové desce uzemněného substrátu. Štěrba může mít prakticky jakýkoliv průřez. Teoreticky většina mikropáskových flíčkových tvarů může být realizována formou tištěné štěrbin. V praxi je používáno jen několik základních tvarů štěrbin: obdélníková, kruhová, zužující se kuželová a obdélníkový prstenec. Štěrbinové antény jsou všesměrové zářiče (vyzařují po obou stranách štěrbin). Vyzařování do jednoho poloprostoru je možné získat použitím odrazné desky na jedné straně štěrbin. [7; 8]

3.5.5 Komplementární (duální) anténa

Komplementární dvojici tvoří takové dvě antény, u nichž poloha zabraná vodičem u první antény je tvarem i rozměry totožná s plochou vyříznutou z vodiče druhé antény. [7; 8]

3.5.6 Motýlkové antény

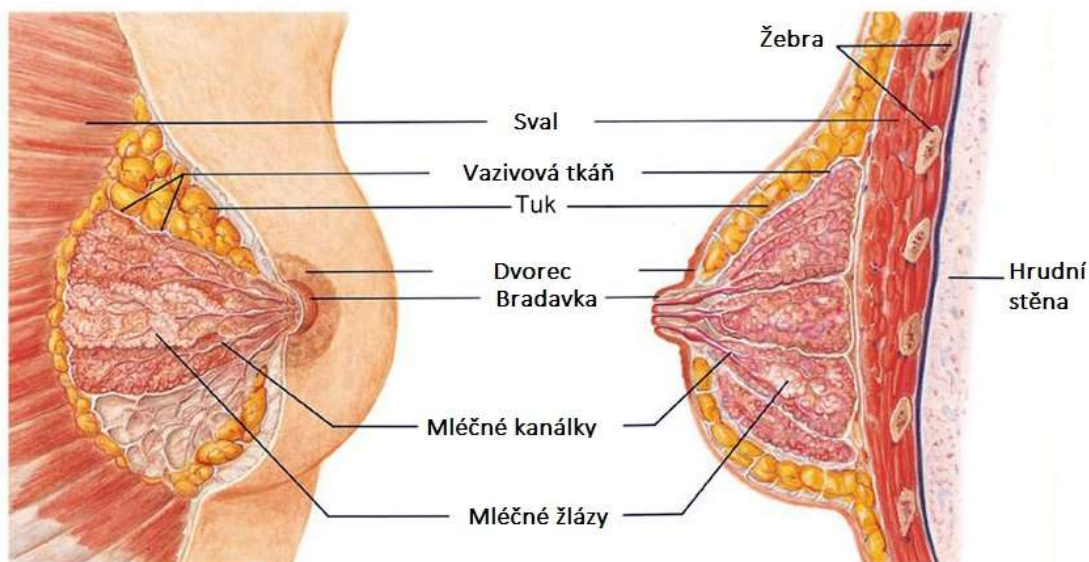
Motýlkové antény se řadí mezi širokopásmové plošné antény. Jedná se o druh komplementární planární antény s „křídélky“ ve tvaru trojúhelníku, odtud název motýlková anténa. Díky jejímu tvaru se vyřešil problém s nízkou vyzářovací účinností, protože každá frekvence se do prostředí vyzáří v pro ni odpovídajícím místě $\lambda/2$. Vzhled této antény je na obrázku 3.4. [9]



Obrázek 3.4. Motýlková antén. [9]

4 Anatomie prsu

Tvar a velikost prsu je důležitá pro návrh radarového systému. Antény musí přímo přiléhat na prs, aby byl zaručen dostatečný kontakt a nedocházelo ke zbytečným odrazům. Ale tyto parametry se v průběhu života mění, proto je nutné tyto závěry brát v potaz. [10]



Obrázek 4.1. Anatomický obrázek prsu. [28]

Klasický tvar je kónický s kruhovou základnou, která typicky dosahuje 7-8 cm (některé zdroje uvádějí 11-12 cm) [11]. Rozměry závisí na podnebí (teplotě) a na věku, přičemž velikost prsu není vždy proporční k velikosti vlastní žlázy. Prsy se skládají z 15-20 laloků žlázové tkáně pyramidového tvaru, které jsou uspořádány do hvězdice se středem v bradavce. Poloha prsu v plném vývoji sahá vertikálně od 3. do 6. žebra (tato poloha se u jednotlivých populací poněkud mění i v rámci Evropy) a horizontálně od parasternální čáry do přední čáry axilární. [10; 11]

Na vrcholu prsu je prsní dvorec (*areola mammae*) o průměru 3-5 cm, který se v graviditě se zvětšuje. Je pigmentovaný, růžový u světlolivých typů, postupně hnědý až temně hnědý s přibývajícím celkovou pigmentací ženy (pigmentace se zvyšuje během gravidity hormonálním působením). Ve dvorci, spíše při jeho obvodu, jsou drobné hrbolky, které jsou vyzdviženy Montgomeryho žlázkami (*glandulae areolares*) stavebně shodnými s mléčnou žlázou. Uprostřed dvorce je prsní bradavka (*papilla mammae*) zpravidla mírně vyvýšená, někdy lehce vkleslá. Na vrcholu bradavky ústí 15-20 mlékovodů (*ductus lactiferi*), které přicházejí z hloubky žlázy. Bradavka má mazové žlázy. V prsním dvorci je hladká svalovina. Na okraji prsního dvorce a na hrotu bradavky se svalovina upíná do kůže. [11]

Vlastní žláza je uložena uvnitř prsu. Tvoří ji laločnaté, bělošedé tělo žlázy (*Corpus mammae*), které je nepravidelného tvaru, má nerovný povrch a je tuhé (mimo období gravidity). Z podkožního vaziva jdou tělesem žlázy vazivové pruhy (*ligamenta suspensoria mammae*), která fixují žlázu k povrchové pektorální fascii. [11]

V době mimo graviditu váží těleso žlázy 130 až 200 g, v období laktace se hmotnost zvyšuje na 300-500 g (někdy až 900 g). Žlázové těleso tvoří laloky mléčné žlázy (*lobi mammae*), které se dále člení na lalůčky mléčné žlázy (*lobuli mammae*) složené ze žlázových alveolů. Mléčnou žlázu v prsu obaluje tukový polštář, který tvoří vrstvu premammární a vrstvu retromammární. Premammární tuk vyrovnává jamky (*fossulae adipose*) mezi žlázovými lalůčky a zaobluje povrch prsu. Retromammární tuk tvoří vrstvu silnou 0,5-1 cm. Větve cév, které vyživují prs, se vinou podél lalůček žlázy a mlékovodů a paprscitě sbíhají k papile. Incize žlázy se proto provádějí směrem od papily k obvodu žlázy. Žíly prsu tvoří kruhovitou síť (*circulus venosus Halleri*). Prs je bohatě inervován. [11]

4.1 Rakovina prsu

Rakovina prsu je nejběžnější a jedno z nejčastějších onemocnění u starších žen. Vysoká incidence rakoviny je častější v rodinách (familiární výskyt), ve kterých tato nemoc existovala, nebo když pacient prodělal v minulosti jiné rakovinné onemocnění. Z toho vyplývá, že predispozice jsou dědičné. [10]

Karcinom prsu je obecně řazen buď jako invazivní nebo neinvazivní (neboli *in situ*). Invazivní karcinomy jsou ty, v nichž dochází k rozšíření rakovinných buněk za/přes bazální membránu mlékovodů a laloků. Tím dochází k infiltraci okolní zdravé tkáně. Naproti tomu neinvazivní karcinomy jsou ty, u nichž rakovinné buňky nepřekračují hranici bazální membrány (laloků a mlékovodů). [10]

Obecně je karcinom prsu definován jako růst nerozdělených či nesespecializovaných buněk, které tvoří bouli. Obecně je imunitní systém schopen zničit nesespecializované buňky, které vedou k formaci tumoru skrze proces apoptózy, tzv. buněčné sebezničení. Nicméně, pokud nastane v buňce příliš mnoho mutací najednou, nemusí imunitní systém odpovědět vhodně a vytvoří se množství nádorových buněk. Způsob, jímž nastane proliferace (hojné množení) buněk může ukazovat na to, jestli je nádor zhoubný či nezhojbný. Pro nezhojbné nádory platí, že je růst kontrolován a je závažný jen pokud dojde ke stlačení okolních orgánů nebo nádor vypustí nechtěné hormony. Naproti tomu zhoubné nádory rostou nekontrolovaně vzhledem k vysoké míře množení. Zhoubné karcinomy se obvykle šíří do dalších částí těla pomocí metastáz a ničí okolní zdravou tkáň. [10]

5 Mikrovlnné zobrazování

Mikrovlnná tomografie je termín, který se používá pro popis metod, ve kterých se měřené odchylky EM pole způsobené zobrazovaným objektem používají k získání informací o tvaru a dielektrických parametrech tohoto objektu. Efektivita metody je založena na dielektrickém kontrastu. V dnešní době se k obdobnému typu metod zobrazování využívá ultrazvuková tomografie, výpočetní tomografie (CT) a pozitronová emisní tomografie (PET). [10]

Použití mikrovlnné tomografie sahá až do 70. let 20. století a některé z nejčasnějších zpráv o biomedicínských aplikacích vznikly na začátku 80. let. V době vzniku tato metoda vyžadovala vyšší výpočetní výkon srovnatelný s CT. V poslední polovině 90 let však došlo k velkému rozvoji v počítačové technice a výkonnější počítače se staly dostupnějšími. To pro používání mikrovlnné tomografie znamenalo, že se stalo rozšířenějším pro biomedicínské i jiné aplikace. Koncem 90. let 20. století a počátkem 21. století byla věnována velká pozornost zejména použití mikrovlnné tomografie pro detekci rakoviny prsu. [10]

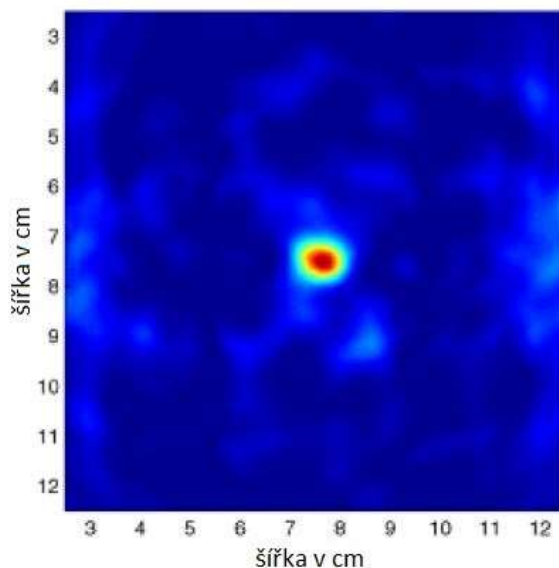
V nedávné době se rozvíjí i obdobné metody, jako například konfokální radarová metoda (radarové zobrazování). Rozdíl mezi mikrovlnnou tomografií a konfokální radarovou metodou je v typu dat, která se využívají k rekonstrukci. Zatímco tomografie pozoruje změnu ve frekvenci, radarová metoda využívá časový průběh signálů. [10]

5.1 Diagnostika nádoru prsu s využitím mikrovlnného radaru

Radarové zobrazení prsu (RBI) obnáší vyslání EM pulsu skrz prs. Pokud je v prsu přítomný tumor, vyslané vlny ztratí část energie a odrazí se od tkáně nádoru. Tento jev je způsobený velkým kontrastem dielektrických vlastností mezi normální a tumorovou tkání. Tyto zpětně rozptýlené signály jsou zaznamenány RBI anténami, které jsou rozmístěny okolo prsu. [12; 13; 10]

Pro identifikaci místa významných rozptýlů v prsu jsou využity vhodné rekonstrukční algoritmy. Cílem této metody je tedy prostorově určit oblast, kde došlo k těmto významným odrazům. Efektivní rekonstrukční algoritmus musí jasně identifikovat přítomnost a pozici tumoru. Zároveň je třeba pro správnou funkčnost systému potlačit nechtěné odrazy od ostatní zdravé tkáně, např. přechod mezi anténou a kůží. [12; 13; 10]

K přesnému zobrazení se doporučuje využití více než jedné antény. V ideálním případě osm a více antén, ale systém je funkční i při čtyřech anténách. Nižší počet antén má vliv na rozlišovací schopnost, která je poté značně snížena [10]. Tento princip se dá přirovnat k určování polohy za pomoci triangulace, kdy nám sice stačí 3 body, ale s větším počtem bodů jsme schopni určit danou pozici daleko přesněji. Další možností je použití rotující antény nebo uskupení antén [13]. Většina RBI využívají rekonstrukční algoritmus delay-and-sum (DAS), který implementuje algoritmus „time-shift and sum“ (časový posun a sečení) pro odhad zpětně rozptýlené energie ze specifického syntetického ohniskového místa v prsu viz obrázek 5.1. [10]



Obrázek 5.1. Detekovaný nádor v prsu pomocí metody DAS. [12]

6 Klinické metody detekce rakoviny prsu

V dnešní době je nejrozšířenější zobrazovací metodou pro odhalování rakoviny prsu mamografické vyšetření. Tato metoda funguje na principu využití ionizujícího RTG záření, proto je pro člověka zatěžující a v některých případech může samotné vyšetření rakovinu prsu vyvolat – platí zejména pro mladé ženy [14]. Dalším aspektem je také pořizovací cena takových přístrojů, která se pohybuje v řádech milionů korun (samozřejmě čím kvalitnější zařízení, tím je cena vyšší).

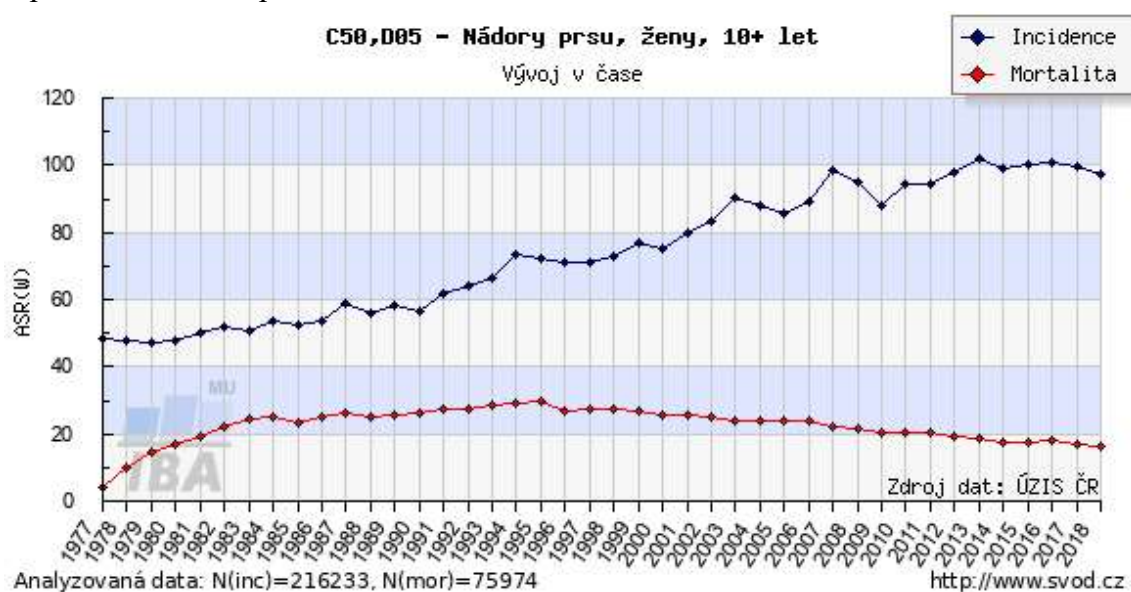
Další metodou, kterou je možné využít pro detekci a diagnostiku nádorů prsu je ultrazvuk, který vhodně doplňuje mamografii. Toto vyšetření je vhodné především pro mladé, těhotné či kojící ženy. Ultrazvukové vyšetření může odlišit kompaktní masu prsu od cysty naplněné tekutinou. Ultrazvuk zobrazí všechny vrstvy prsu, přičemž prokreslení ve vrstvě žlázy je detailnější než v sumačním mamogramu.

V tukové tkáni, kde se ultrazvukové signály šíří rychleji, však schopnost detailního prokreslení klesá. Metoda je méně spolehlivá v detekci mikrokalcifikací, tj. krystaly vápníku o velikosti 0,1-0,2 mm, které vznikají v začínajícím nádoru. Z tohoto důvodu není vhodná pro screening. [15]

7 Mortalita a incidence karcinomu prsu v ČR

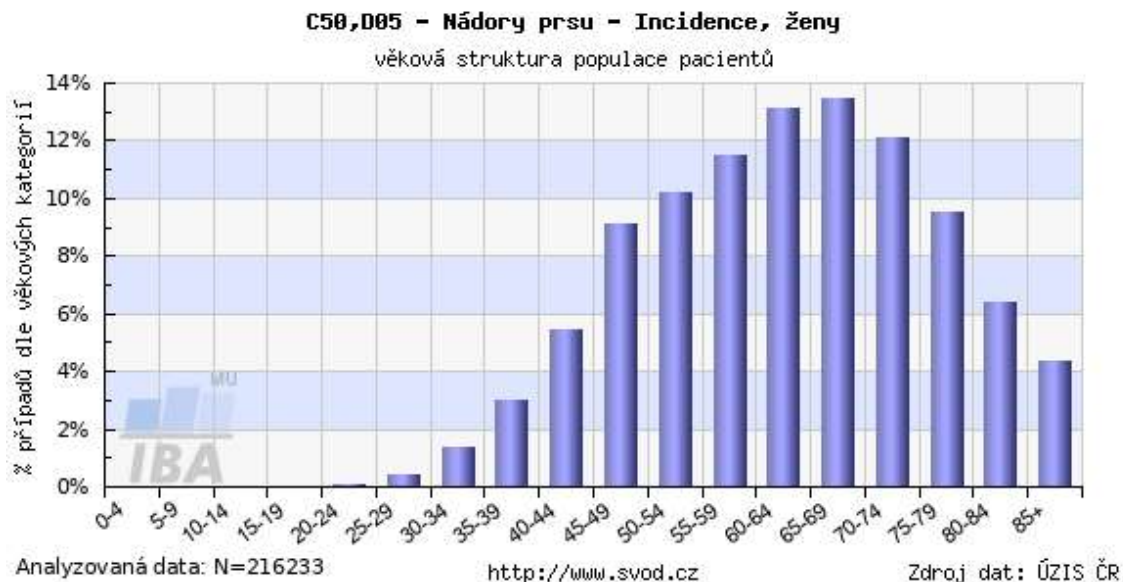
Rakovina prsu je poměrně dlouho sledovaný fenomén (data v ČR od roku 1977). Díky tomu existuje velké množství dat, která nám ve formě incidence a mortality dávají důležité informace.

Z celkových dat, která máme k dispozici na obrázku 7.1. je patrné, že incidence má rostoucí trend, který bude pravděpodobně způsobený zlepšením zdravotní péče a celkovým navýšením počtu testů. Mortalita je u tohoto onemocnění převážně konstantní, i když v posledních letech nabírá spíše klesající trend, což je také způsobeno zlepšením zdravotní péče.



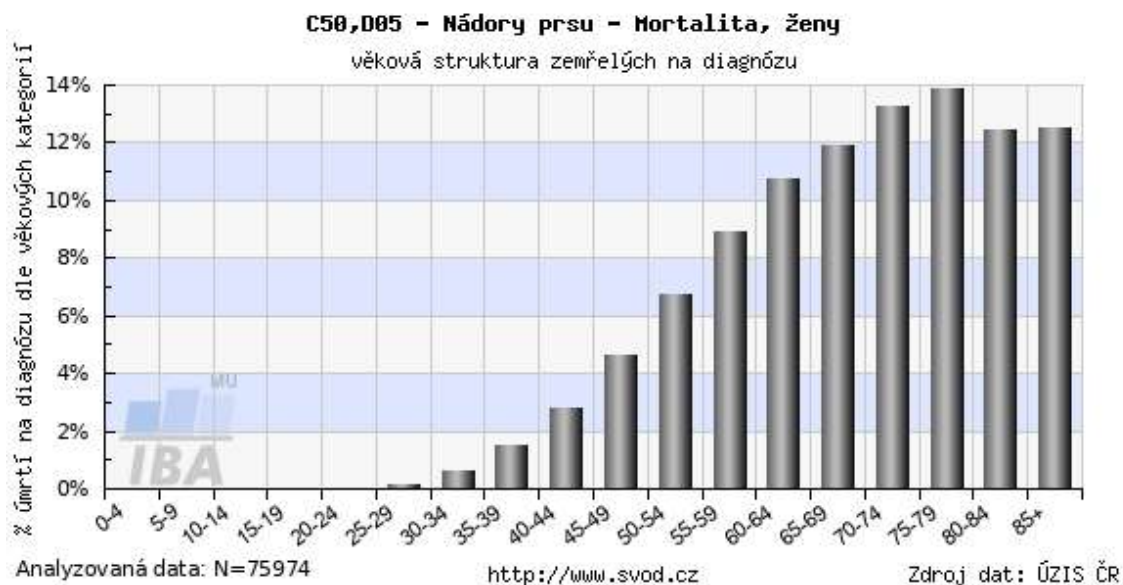
Obrázek 7.1. Vývoj incidence a mortality rakoviny prsu u žen starších 10 let. [1]

Když se podíváme na jednotlivé křivky z pohledu věku sledované skupiny (viz obrázek 7.2.) zjistíme, že incidence této nemoci u žen do 35 let je 2 %. Největší incidence sledované skupiny se pohybuje v rozmezí 65–75 let, kde se hodnota pohybuje okolo 13 %.



Obrázek 7.2. Incidence rakoviny prsu u žen podle věku populace. [1]

Jak můžeme vidět na obrázku 7.3. v případě mortality se celý graf posouvá více ke strašší části populace. Mortalitu 2 % nepřesahuje žádná skupina do 40 let. Poté dochází k prudkému nárůstu cca o 2 % za věkovou skupinu. Největší procento mortality je v rozmezí 75-79 let, což koresponduje s incidencí, která má tento vrchol u skupiny o 10 let mladší. Další data ukazují mírný pokles, ale ten pravděpodobně bude způsoben stářím pacientů a jejich úmrtím na jiné choroby, než je karcinom prsu.



Obrázek 7.3. Mortalita rakoviny prsu u žen podle věku populace. [1]

Z těchto dat můžeme usuzovat, že úmrtnost nádorového onemocnění prsu je relativně vysoká a nesmíme opomenout, kolik případů je nepřímo způsobeno metodou vyšetření (mamografem) čili ionizačním zářením [14]. Tuto skutečnost podporuje i obrázek 7.2., na kterém můžeme vidět velký nárůst incidence rakoviny prsu po 40. roku ženy. Tento nárůst je způsoben i pravidelným screeningem prsu, protože po tomto věku jsou povinné pravidelné kontroly na mamografu. Tudíž je žádoucí vyvinutí nového zobrazovacího systému, který nebude fungovat na principu ionizačního záření a nebude nákladný jako ultrazvuk.

8 Současný výzkum v oblasti mikrovlnného zobrazování

V současné době se často řeší problematika zobrazovacích metod. Buď jde o drahé přístroje jako magnetická rezonance, nebo o přístroje, které využívají ionizující záření, což je zátěž pro organismus. Proto se v současné době hledá jiná levnější a pro lidské tělo méně zatěžující varianta. Jednou z těchto variant je mikrovlnné zobrazování např. na bázi mikrovlnného radaru.

S výzkumem možností využití radarů jako zobrazovací metody v detekci rakoviny prsu, která by nahradila dosud využívaný RTG mamograf, začal v roce 2001 tým neziskové organizace Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE) pod vedením Xu Li [16]. Tento tým vytvořil přesný fantom prsu a na základě 2D obrazů z magnetické rezonance (MR) vytvořil experiment, ve kterém za pomoci rekonstrukčního algoritmu bylo možné rekonstruovat model prsu, ve kterém byl umístěn nádor. Výsledky byly poté porovnávány se snímky z MR. Výsledky této práce byly více než uspokojivé. [16]

O rok později tým z univerzity Calgary, tentokrát pod vedením Elise C. Fear, navázal na předchozí studii tím, že udělal obdobný experiment, ale zobrazoval již ve 3D. Tento experiment byl prováděn na anatomicky přesných modelech prsů. Tyto modely byly snímány v různých pozicích a s různým umístěním antény. Výsledky této studie byly velmi pozitivní a statisticky významné. Závěrem této studie bylo, že do budoucna bude nutné provést více testů na různě anatomicky odlišných modelech prsů zrekonstruovaných z MRI snímků s vysokým rozlišením a následné klinické testy na reálných pacientech. [12]

Jeden z nedávno provedených experimentů (2010), Irským týmem pod vedením M. O'Halloran, se zasadil o ono testování více rozličných velikostí nádorů a jejich umístění. K zobrazování těchto nádorů používal pole 4-20 antén, s možností jejich rotace kolem zobrazovaného objektu, čímž dosáhl vyššího rozlišení tohoto systému. Samotné vyhodnocení rotace antén funguje na principu zprůměrování dvou obrazů, pixel po pixelu. [13]

Při výzkumu radiových vln se přišlo s myšlenkou, proč takto levným a jednoduchým zařízením, nahrazovat pouze zobrazovací přístroje. Jako první přišly na řadu snímače vitálních funkcí. První pokusy na lidech začaly v roce 2011, kdy za použití dvou antén německý tým, pod vedením O. Koscha, úspěšně zaznamenal plicní a srdeční činnost. [17]

Výzkumem zaznamenání srdeční a plicní činnosti se dále zabýval německý tým, pod vedením J. Sachse, z TU Ilmenau. Tento tým v roce 2015 otestoval detekci vitálních funkcí na dojném skotu. Opět s velmi pozitivními výsledky. [18]

Poslední, pro nás velmi významný, výzkum provedl v roce 2015 smíšený tým Číny a USA, pod vedením Xinming Huanga. Tento tým se věnoval nepřetržitému sledování novorozenců a kojenců. Výsledkem jejich práce byl systém, který je schopen detekovat srdeční a dýchací činnost v reálném čase. V případě, kdy se kojenec pohnul, systém sám zahájil vyhledávací činnost a pokud kojenec nenašel, vyhlásil poplach. Tato metoda je velmi levná a spolehlivá oproti doposud používaným prostředkům. [19]

9 Metody

9.1 Princip detekce nádoru ve fantomu prsu

Princip detekce nádoru uvnitř fantomu prsu pomocí UWB radaru je inovativní. Spočívá v odrazu EM vlny od rozhraní dvou prostředí (v našem případě zdravé a nádorové tkáně) o rozdílných dielektrických parametrech. Díky tomu bude při dopadu EM vlny na rozhraní zdravé a nádorové tkáně docházet k odrazům, které se bude mnou navrhovaný systém snažit detekovat. Velikost odrazu primárně závisí na velikosti diference v dielektrických parametrech, kdy roli hraje i tvar, homogenost atd. Diference mezi zdravou a nádorovou tkání je dle dosud publikovaných vědeckých výsledků dostatečně velká na to, aby byla v mikrovlnném pásmu detekovatelná [10]. To znamená, že odrazy od rozhraní zdravé a nádorové tkáně budou řádově vyšší než odrazy od nenádorových tkání (platí pouze pro prs). Při průchodu vlny dochází, díky nenulové vodivosti tkání, k útlumu signálu. Pomocí měření času průchodu signálu a rekonstrukce pozic odrazů jsme schopni určit, zda a kde se v prsní tkáni vyskytuje rakovinotvorná tkáň. Ta totiž má výrazně odlišné dielektrické parametry oproti zdravé prsní tkáni, jejíž komplexní permitivita je známá a působí jako výrazný zdroj odrazu. Tento odraz se ve výsledné rekonstrukci objevuje jako kontrastní oblast. [20; 21; 22; 23]

9.1.1 Provedení detekce nádoru ve fantomu prsu a rekonstrukce

Antény slouží jako detekční a jedna z nich také vysílá daný signál (pulz). První simulace slouží jako referenční, tudíž v ní neuvažujeme s nádorem. Zbylé simulace už obsahují nádor, který má danou velikost (2 cm v průměru). Od signálů získaných z této simulace odečteme signály referenční, které jsou pro každou anténu jiné. Touto metodou odfiltrujeme standartní průchod signálu (pozadí) a zůstane nám odezva na nádor, který se od referenčního liší viz vzorec (9.1).

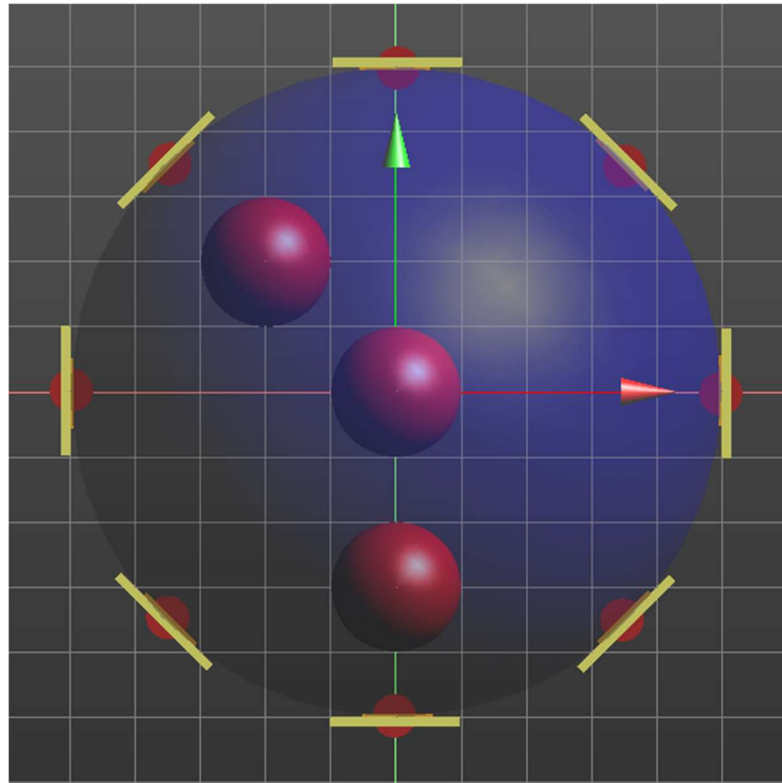
$$U(\tau, pozice) = A(\tau, pozice) - B(\tau, pozice) \quad (9.1),$$

kde A je signál detekovaný na jedné z detekčních antén, B je průběh signálu, detekovaný totožnou anténou, v prostředí bez nádoru, U je získaný odlišný signál, τ je čas propagace a $pozice$ je umístění detekční antény.

Takto získané signály jsou pomocí rekonstrukčního algoritmu zpracovány a výsledkem je vodorovný řez v jedné rovině, ve kterém je na ose z zvýrazněn součet maxim jednotlivých signálů, a tudíž i umístění nádoru. [20; 21; 22; 23]

9.2 Popis modelu

Celý model byl vytvořen v numerickém simulátoru prostředí SEMCAD X (verze 14.8), který je založen na metodě FDTD. Toto prostředí umožňuje vytvoření modelu, samotnou simulaci pulzu vyslaného z antény, simulaci jeho vlastností při interakci s prostředím a samozřejmě i jeho detekci na anténách. Fantom prsu (obr. 9.1.) se skládá z válce o průměru 10 cm a z polokoule o stejném průměru umístěné na něm. Do fantomu byla umístěna série nádorů, o průměru 2 cm. Okolo fantomu bylo umístěno v minimální vzdálenosti od povrchu prsu 8 antén. [21]



Obrázek 9.1. Fantom prsu s nádory (červená) a osmi anténami rozmístěnými ekvidistantně okolo prsu, kde jeden čtverec odpovídá 1x1 cm.

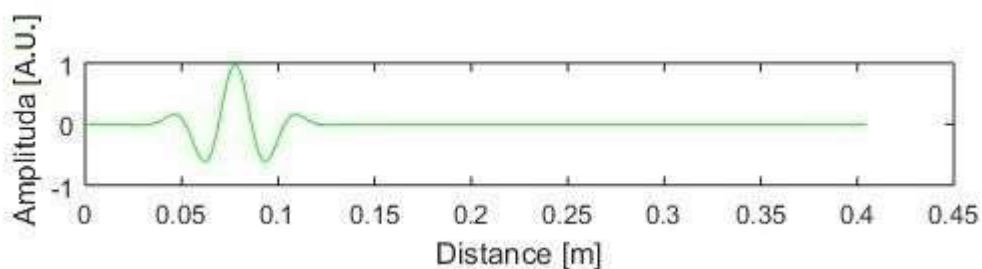
9.2.1 Nastavení elektrických parametrů modelu

Kromě nastavení samotné simulace, je potřeba nastavit vlastnosti jednotlivým „tkáním“. V mém případě jsou to jednotlivé prvky modelu, které mají své specifické elektrické vlastnosti. Tyto vlastnosti jsem získal v databázi ITIS dostupných viz [24; 10] Vlastnosti tkáně, které definují, jak bude ovlivněno šíření EM vlny ve fantomu prsu jsem definoval relativní permitivitou a měrnou elektrickou vodivostí neboli konduktivitou, která v mých podmínkách odpovídá hodnotě v tabulce 9.1. Druhý nastavovaný „objekt“ je samotný nádor, u kterého jsem vyplňoval stejné veličiny. Tyto hodnoty jsem získal z odborné knihy, která se zabývá touto problematikou. Podle [10] odpovídá relativní permitivita hodnotám viz tabulka 9.1. [21]

Tabulka 9.1. Hodnoty jednotlivých vlastností prsu dle IT'IS database [24].

Vlastnosti	Hodnota
Relativní permitivita tkáně prsu	4,84 [-]
Měrná vodivost tkáně prsu	0,262 [S/m]
Relativní permitivita nádoru v prsu	35 [-]
Měrná (elektrická) vodivost nádoru prsu	3 [S/m]

Jako signál pro detekci nádoru budu využívat frekvenční signál obsahující frekvence od 1–6 GHz. Tvar pulzu je vidět na obrázku 9.2.

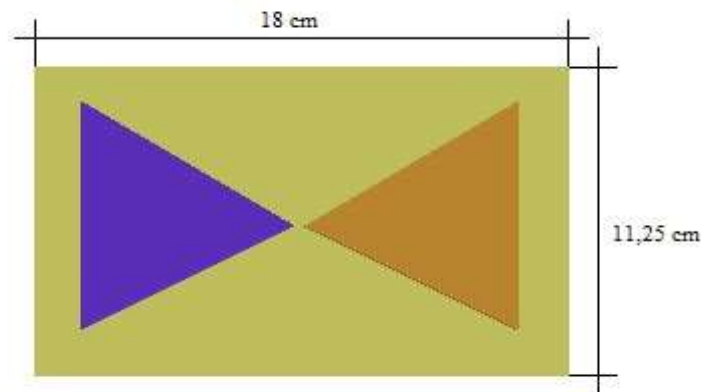


Obrázek 9.2. Normovaný frekvenční signál obsahující frekvence 1–6 GHz, použitý k detekci.

9.3 Popis modelu antény

Širokopásmová anténa motýlkového typu, kterou jsem použil, byla vyvinuta pro biomedicínské aplikace využívající radarovou metodu. Její základní rozměry jsou: délka 18 cm, šířka 11,25 cm [25]. Jedná se o motýlkovou anténu, která je schopna efektivně vyslat UWB pulz do lidské tkáně.

Použitý typ antény má velkou výhodu v jejím dobrém prostorovém rozlišení, v pořizovacích nákladech a jednoduché výrobě. Schématický náčrt antény je uveden na obr. 9.3. [21]



Obrázek 9.3. Použitý model motýlkové antény.

9.4 Určení optimálního uspořádání a počtu UWB antén kolem prsu

Existuje mnoho možností uspořádání antén kolem zkoumaného objektu. Podle výsledků jednotlivých týmů (viz kapitola 6) víme, že nejjednodušší a nejpřesnější uspořádání na následnou rekonstrukci obrazu je kruhový model. Z důvodu kopírování tvaru prsu. V rámci výzkumu jsem vytvořil dva typy simulací, které se od sebe lišily počtem použitých antén. V prvním typu simulace jsem využil čtyři antény od sebe navzájem posunuté o 90 stupňů. Ve druhém typu jsem použil osm antén od sebe navzájem posunutých o 45 stupňů. V obou typech simulací jsem detekoval tři velikosti nádorů o průměrech: 1, 2 a 3 cm. V dalším kroku jsem zvolil tři pozice nádorů, na kterých jsem provedl oba typy simulací pro každou velikost nádoru. Jako pozice pro nádory jsem zvolil střed modelu, poté jednu na hlavní ose, kde jsou vždy umístěny antény a poslední na vedlejší ose, kde jsou antény jen v druhém typu simulace. Tyto stavy jsou ukázány na předešlém obrázku 9.1. [20]

9.5 Rekonstrukční algoritmus

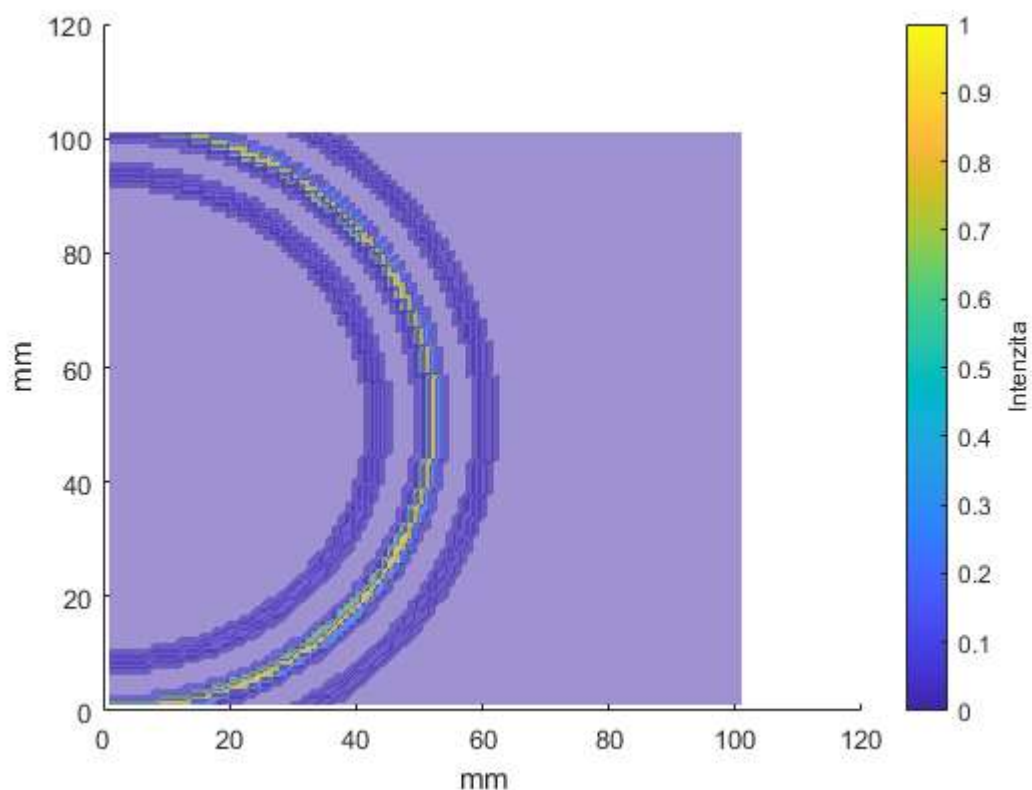
Rekonstrukční algoritmus, který jsem implementoval a používám jej k rekonstrukci pozice nádoru funguje na principu sčítání hodnot napětí jednotlivých signálů. Tento algoritmus se nazývá „Delay and Sum“ (DAS). Rekonstrukční algoritmus lze rozdělit do několika následujících kroků:

- 1) Nejprve přepočítáme časovou periodu na vzdálenost pomocí vzorce (8.2),

$$v = \frac{c}{\sqrt{\epsilon_r}} \quad (8.2)$$

kde c je rychlost světla, ϵ_r je relativní permitivita přiřazená tkáni fantomu.

- 2) Tím dostaneme rychlost šíření, kterou vynásobíme časem v každém bodě signálu a získáme odhad vzdálenosti.
- 3) Takto upravený signál je v programovacím prostředí MATLAB promítnut pod úhlem, ze kterého byl vyslán.
- 4) Dále je tento signál rozšířen do výseče kolem dané antény. Tento proces se opakuje u každé z osmi antén. Viz obrázek 9.4.



Obrázek 9.4. Ukázka rozšíření signálu do výseče u jedné antény.

- 5) Ve chvíli, kdy jsou všechny signály takto zrekonstruovány, dojde k jejich sumaci a v místě, kde je součet nejvyšší se s největší pravděpodobností nachází nádor. [20; 21; 22; 23]

9.6 Určení ideálního frekvenčního pásma

Ideální frekvenční pásmo, které vyplývá z předchozích studií je 1–6 GHz [10] [13] [16]. Těmto hodnotám odpovídá i nastavení všech provedených numerických simulací, jejichž výsledky jsou uvedeny v následující kapitole. V praxi je frekvenční pásmo limitováno návrhem antény a její optimalizací, ta je v mém případě optimalizována na 1–3 GHz. Dle měření bylo zjištěno, že je anténa schopna pracovat i na vyšších frekvencích, a to až do 7 GHz.

9.7 Určení rozlišovací schopnosti systému

Teoretická rozlišovací schopnost je dána jako minimální vzdálenost dvou ještě rozlišitelných bodů. Což v našem případě určíme jako:

$$X_{min} = \frac{\lambda_s}{2} \quad (9.1),$$

kde X_{min} je teoretická minimální rozlišovací schopnost soustavy, λ_s je střední vlnová délka. Po dosazení příslušných hodnot do vzorce, teoretická rozlišovací schopnost vychází 0,0375 m. Což odpovídá 3,7 cm.

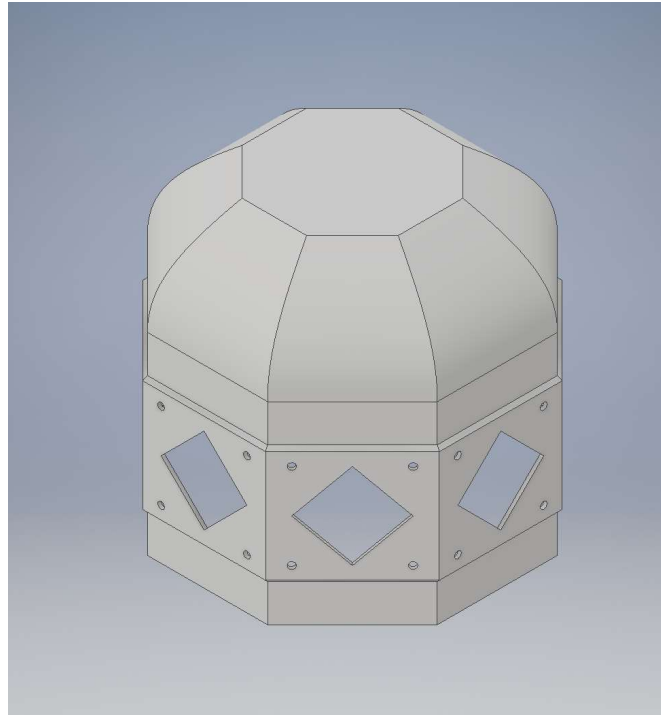
Tato rozlišovací schopnost je teoretická, a proto nebude odpovídat reálné rozlišovací schopnosti soustavy. [21]

Pro určení reálné rozlišovací schopnosti využiji simulace, ve kterých vytvořím modelové situace, do kterých umístím dva nádory o průměru 1 cm na hlavní osu x. Mezi kraji těchto nádorů budu následně měnit vzdálenost od 3 do 5 cm.

9.8 Realizace modelu prototypu pro detekci nádoru prsu

3D model jsem vytvořil v modelovacím prostředí Inventor (Profesional 2019). Toto prostředí mi umožnilo samotné vytvoření modelu a také vytvoření jeho nákresů a předběžnou úpravu pro 3D tisk. K samotné přípravě na tisk jsem použil program PrusaSlicer a k tisku byla použita tiskárna i3 MK3S a filament typu PLA.

Jako tvar jsem zvolil pravidelný osmiúhelník s kopulí se zploštělým vrcholem kvůli stabilitě při měření. Jeho výška je 16,9 cm a vnější průměr je 17,4 cm viz obrázek 9.5.



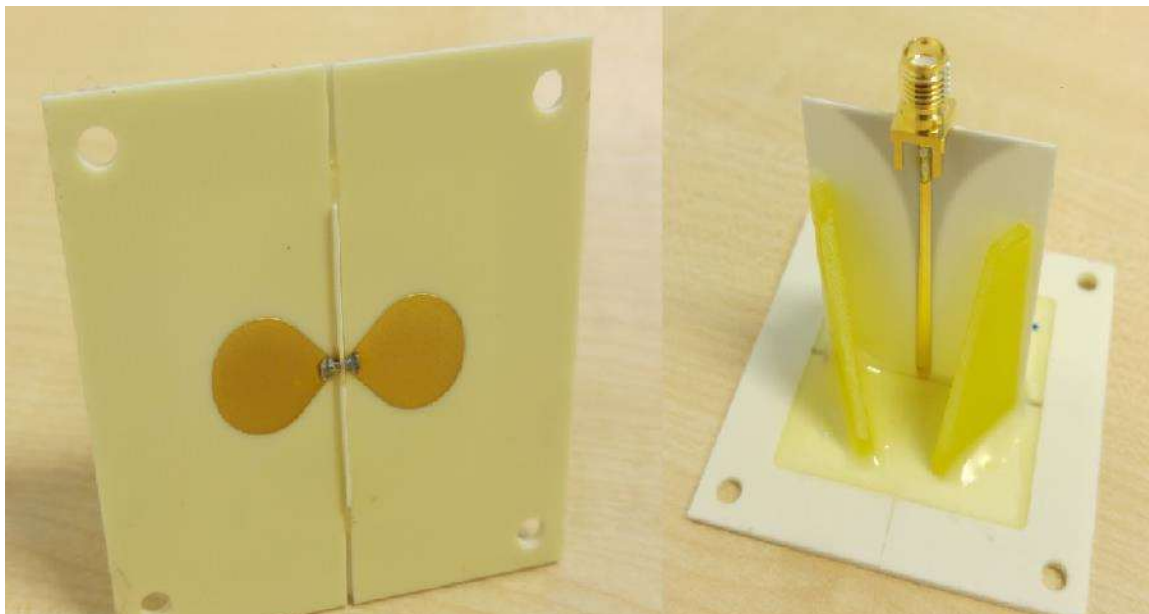
Obrázek 9.5. Ukázka modelu prototypu v modelovacím prostředí Inventor.

To umožňuje ideální umístění fantomu nádoru do zobrazovací roviny antén s relativně velkým manévrovacím prostorem. Tento tvar je nejvhodnějším tvarem pro ukotvení osmi plochých antén. Kvůli velikosti antén je možné přípravek sestavit s minimálním vnitřním průměrem 16,9 cm, což o 7 cm převyšuje horizontální průměr prsu, což ovšem není problém v případě zkoumání fantomů prsu [11]. V případě klinického použití je možné antény zmenšit a upravit na konkrétní použití. [23]

9.9 Popis použité antény

Antény, které jsem pro tento úkol použil, byly vyvinuty pro biomedicínské aplikace využívající radarovou metodu, mají čtvercový tvar a balun, který zlepšuje jejich vyzařovací vlastnosti. Tento balun je vidět vpravo na obrázku 9.6. Antény mají délku strany 6 cm a samotný rámeček je vysoký 2 mm. [5]

Jedná se o dipólovou anténu motýlkového typu, která je schopna efektivně vyslat radarový UWB impuls, o kterém bylo psáno již v přehledu literatury. Použitý typ antény má velkou výhodu v jejím dobrém prostorovém rozlišení a v pořizovacích nákladech. [23]



Obrázek 9.6. Použité dipólové antény motýlkového typu, převzato z [5].

9.10 Měření na fantomu prsu

9.10.1 Příprava prototypu

První fází přípravy na měření byla montáž antén do prototypu. K tomu jsem v našem případě využil polykarbonátové šrouby a matice o velikosti M3. Dále bylo třeba prototyp plně utěsnit, aby z něj neunikal námi vytvořený tekutý fantom. Toho jsem docílil tak, že jsem využil transparentní silikon (v mém případě Dowsil 732) a utěsnil všechny konstrukční otvory kolem antén. Označil jednotlivé antény a do prototypu umístil rysku, díky které bude hladina tekutého fantomu vždy ve stejné výšce, tudíž jsem mohl měření opakovat za stejných podmínek. K umístění nádoru jsem využil nástavec, který mi umožnil umístit nádor vždy do stejné pozice.

9.10.2 Příprava fantomů

Příprava fantomů probíhala za pomoci kolegyně Anny Poliakové, která se touto problematikou zabývala v rámci řešení své bakalářské práce. [26; 27]

V měření jsem využil vytvořený model nádoru viz obrázek 9.7., který jsem naplnil tekutým fantomem odpovídajícím vlastnostmi reálnému nádoru.



Obrázek 9.7. Forma pro tekutý fantom nádoru převzato z [26].

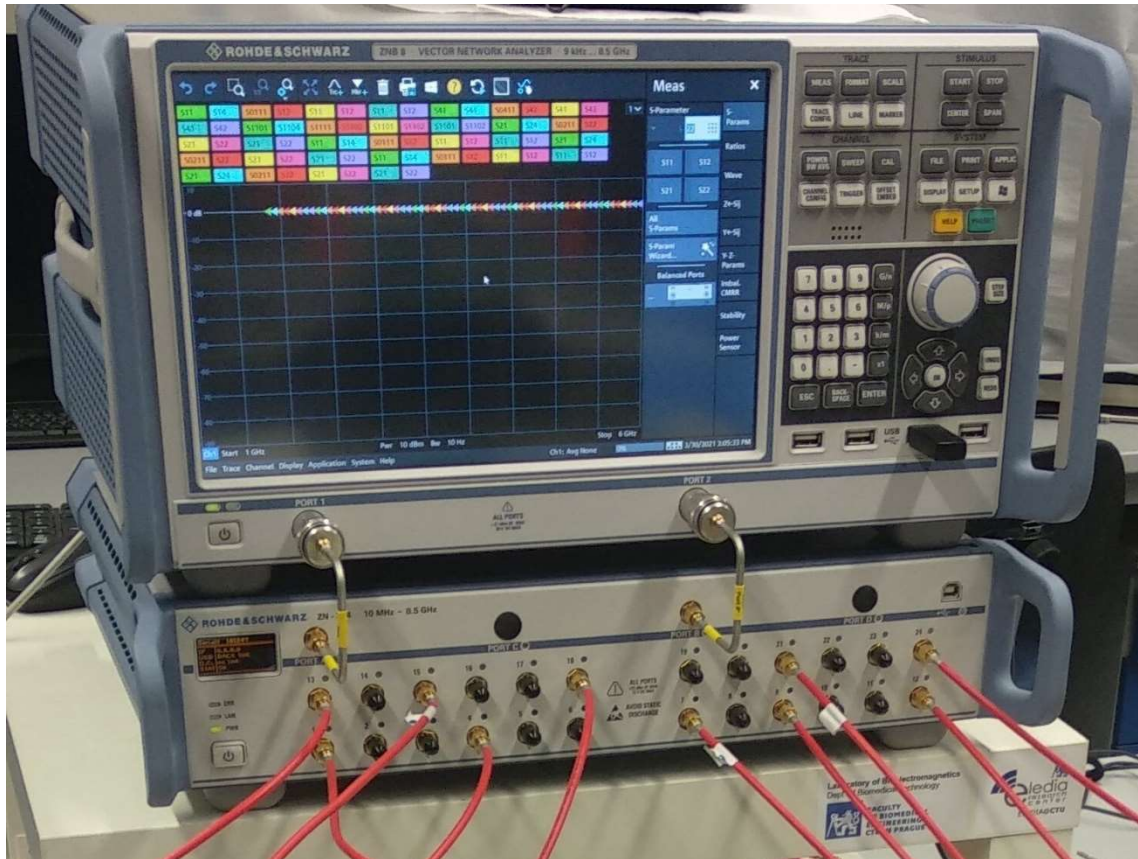
Jednotlivé fantomy a poměry látek v nich obsažené jsou uvedeny v tabulce 9.2.

Tabulka 9.2. Objemová procenta jednotlivých látek použitých při přípravě tekutých fantomů. [26]

	IPA [%]	DV [%]	NaCL [%]
Fantom nádoru	39,00	60,00	1,00
Fantom kůže	51,80	47,85	0,35
Fantom tuku	87,00	13,00	0,00

9.10.3 Měření

Samotné měření probíhalo s využitím vektorového síťového analyzátoru obvodů (VNA) od firmy Rohde&Schwarz ZNB8 a přepínací matice ZN – Z84 od stejné firmy, která slouží k připojení více jak dvou koaxiální kabelů najednou. To mi umožnilo připojit najednou všech osm antén bez nutnosti je během měření přepojovat. Viz obrázek 9.8. VNA pracuje na frekvenčním pásmu 9 kHz – 8,5 GHz.



Obrázek 9.8. Vektorový analyzátor obvodů připojený k přepínací matici.

Před měřením bylo třeba přístroj zkalibrovat. K tomu účelu posloužila kalibrační jednotka Rohde&Schwarz ZN-Z152 6 Port viz obrázek 9.9. Díky kalibraci přístroje byly časové značky umístěny tak, aby čas $t(0)$ detekovaných signálů odpovídal stejnému času, kdy byl signál vyslán z vysílací antény.



Obrázek 9.9. Kalibrační jednotka s 6 vstupy.

V rámci měření jsem testoval tři pozice nádorů. Jednu přesně ve středu fantomu, druhou na vedlejší ose a třetí na hlavní ose, obdobně jako při simulacích.

VNA měří přenosové S parametry, se kterými konfokální radarová metoda přímo nepracuje, proto bylo potřeba tyto data převést, pomocí inverzní (zpětné) Fourierovy transformace, do časové oblasti. Takto získaná data jsem poté využil jako vstup do mého DAS algoritmu.

K měření jsem využil frekvenční pásmo 1–6 GHz, stanovil 401 frekvenčních bodů, což nepřímo odpovídá vzorkovací frekvenci a použil mezifrekvenční filtr o 100 Hz. Výkon signálu odpovídal 10 dBm a jako impuls jsem použil obdobný frekvenční signál jako u simulací, který v sobě obsahoval frekvence v daném frekvenčním pásmu.

10 Výsledky

10.1 Rekonstrukční algoritmus

Na obrázku 10.1. je vidět vytvořené GUI pro jednoduché ovládání algoritmu.



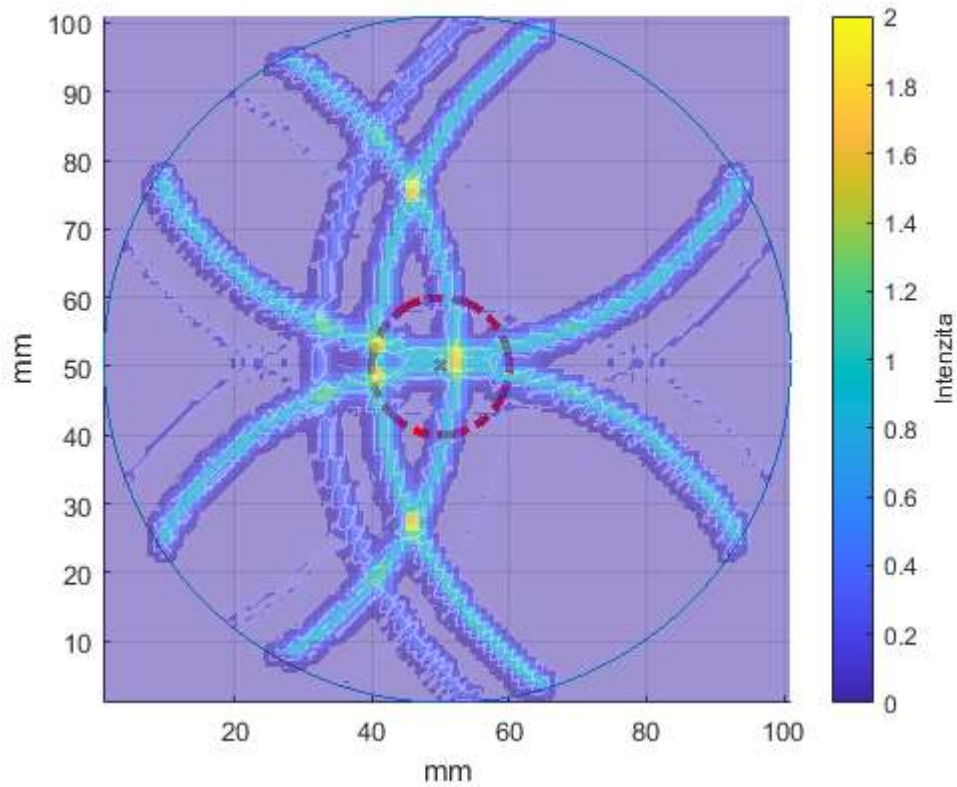
Obrázek 10.1. Ukázka GUI pro jednoduché ovládání algoritmu pro mnou získaná data.

Na obrázku můžeme vidět základní nabídku modelových situací, volbu počtu antén, ze kterých má být poskládána rekonstrukce a základní tlačítka. Tlačítko „Načíst data“ umožní načíst data z předem vybrané modelové situace a odemkne tlačítko start. Tlačítko „Start“ slouží k zapnutí samotného algoritmu a vykreslení dané situace na základě zvoleného počtu antén. Tlačítko „Restart“ vymaže všechna načtená data a uvede aplikaci do základního stavu. A tlačítko „Konec“ celou aplikaci ukončí.

GUI je vytvořeno pomocí programu Matlab 2019b v prostředí App designer.

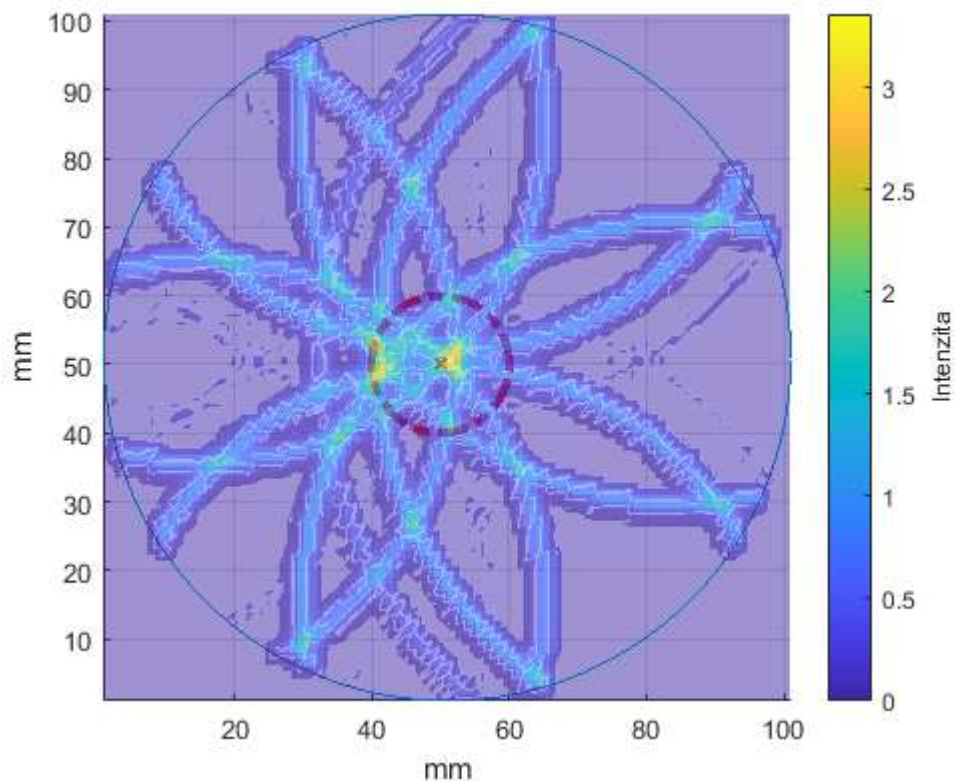
10.2 Optimální uspořádání a počet UWB antén kolem prsu

Na obrázku 10.2. je zobrazena rekonstrukce obrazu s umístěným nádorem na pozici (50,50) prsu. K rekonstrukci jsem použil čtyři antény, jejich signály jsou na obrázku patrné, stejně tak jsou patrné i dvě falešné pozice na souřadnicích [45;75] a [45;28]. Velikost detekovaného nádoru je 20 mm.



Obrázek 10.2. Rekonstrukce nádoru o velikosti 20 mm uprostřed prsu při využití čtyř antén.

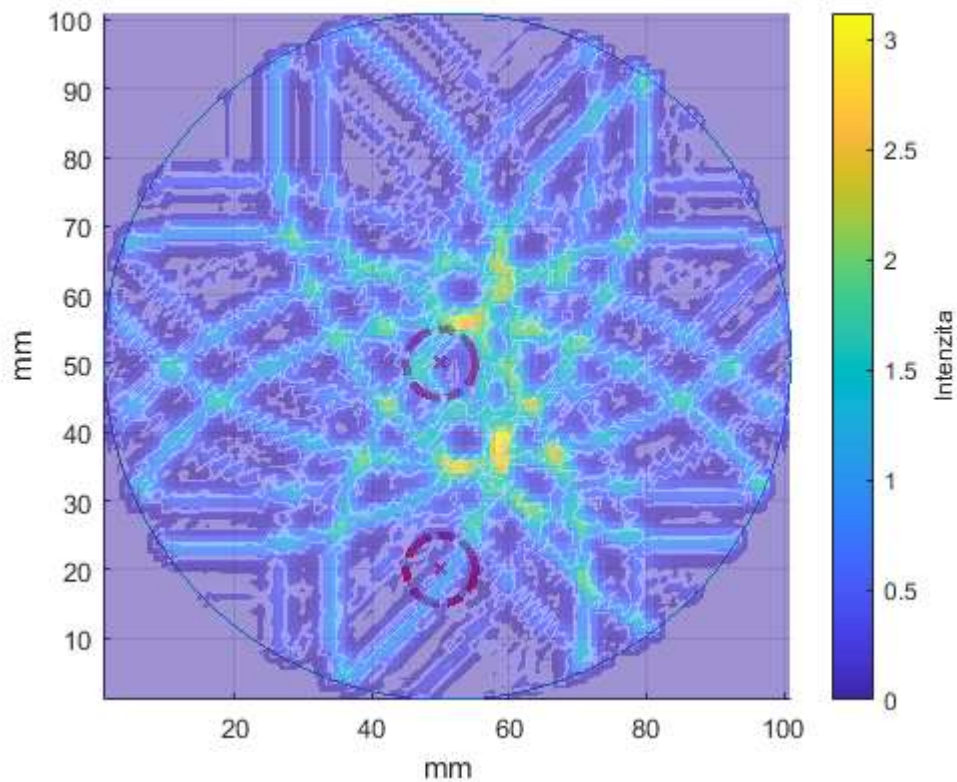
Na obrázku 10.3. je vidět stejná pozice nádoru jako v předešlém případě (viz obrázek 10.2.) ovšem nyní jsem k rekonstrukci využil data z osmi antén. Falešné pozice zde, oproti předešlé rekonstrukci, nevznikají. Velikost detekovaného nádoru je 20 mm.



Obrázek 10.3. Rekonstrukce nádoru o velikosti 20 mm uprostřed prsu s využitím osmi antén.

10.3 Rozlišovací schopnost

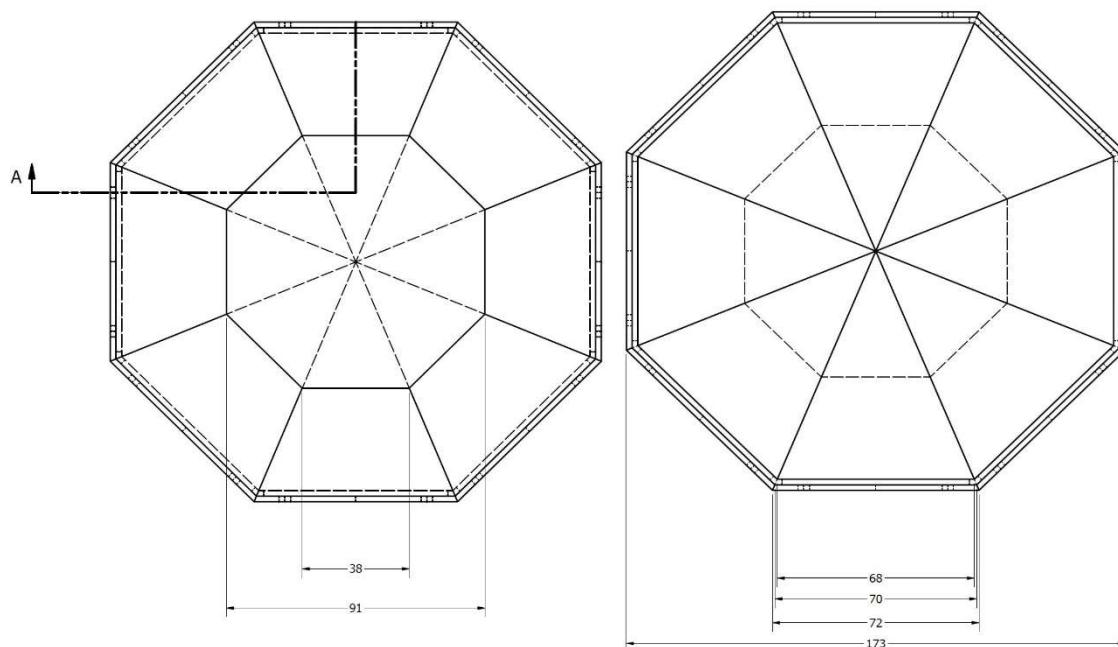
Na obrázku 10.4. je zobrazena rekonstrukce simulace se dvěma nádory o velikost 10 mm, které od sebe byly vzdáleny 30 mm. V rekonstrukci jsou patrné dvě oblasti se zvýšenou koncentrací maxim. Oblast na souřadnicích [58;58] odpovídá umístění fantomu nádoru a přímo ukazuje na fantom umístěný na souřadnicích [50;50]. Oblast na souřadnicích [55;38] je od druhého fantomu na pozici [50;20] cca o 10 mm vzdálená.



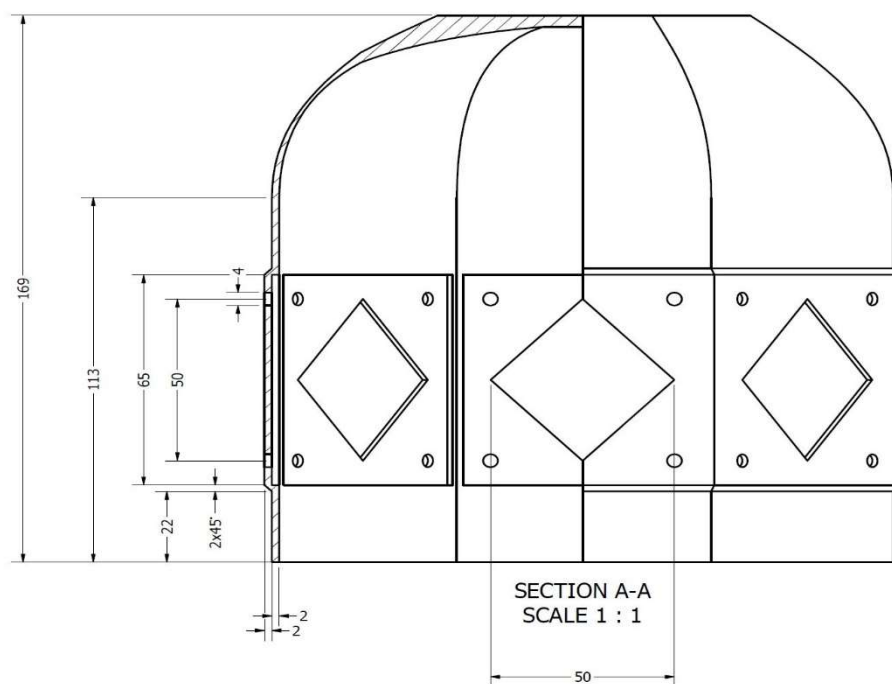
Obrázek 10.4. Rekonstrukce dvou nádorů o velikosti 10 mm se vzájemnou vzdáleností 30 mm.

10.4 Prototyp pro detekci nádoru prsu

Na obrázcích 10.5. a 10.6. jsou vidět nákresy prototypu pro detekci nádoru prsu. Na nákresech jsou uvedeny rozměry v milimetrech. Konstrukční otvory pro šrouby odpovídají tabulkové velikosti šroubu M3.



Obrázek 10.5. Nákres prototypu pro detekci nádoru prsu. Vlevo pohled shora, vpravo pohled ze spodu.



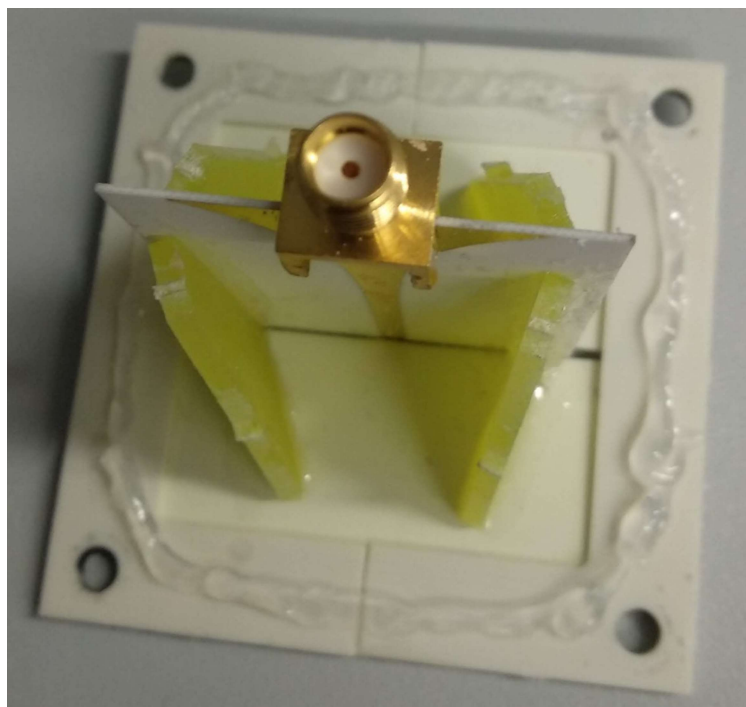
Obrázek 10.6. Boční pohled na nákres prototypu pro detekci nádoru prsu.

Dalším krokem, po návrhu a tisku, byla montáž antén do prototypu. Během ní jsem byl nucen zvětšit konstrukční otvory pro baluny jednotlivých antén viz obrázek 10.7.



Obrázek 10.7. Příprava prototypu k montáži antén.

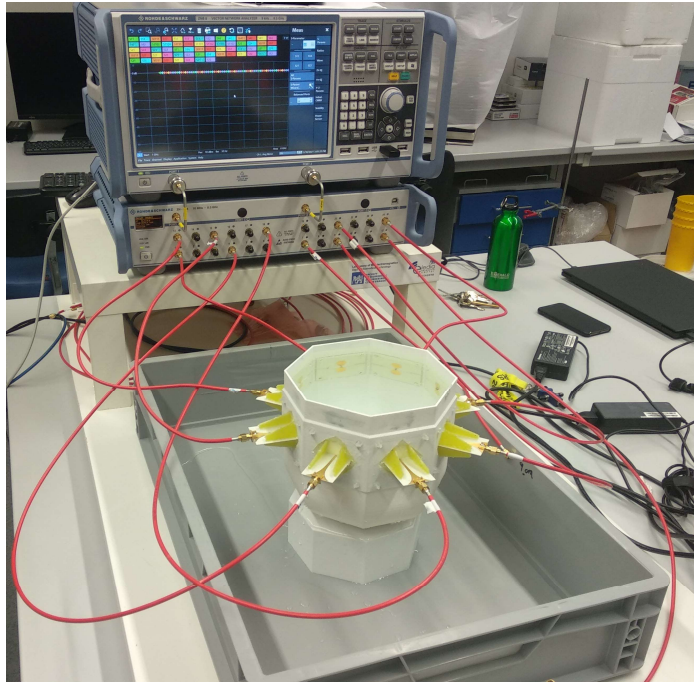
Během montáže samotných antén jsem využil transparentní silikon k utěsnění konstrukčních otvorů pro šrouby, samotných okrajů antén a jiných netěsností. Zmíněné úpravy jsou vidět na obrázku 10.8.



Obrázek 10.8. Ukázka aplikace transparentního silikonu okolo antén.

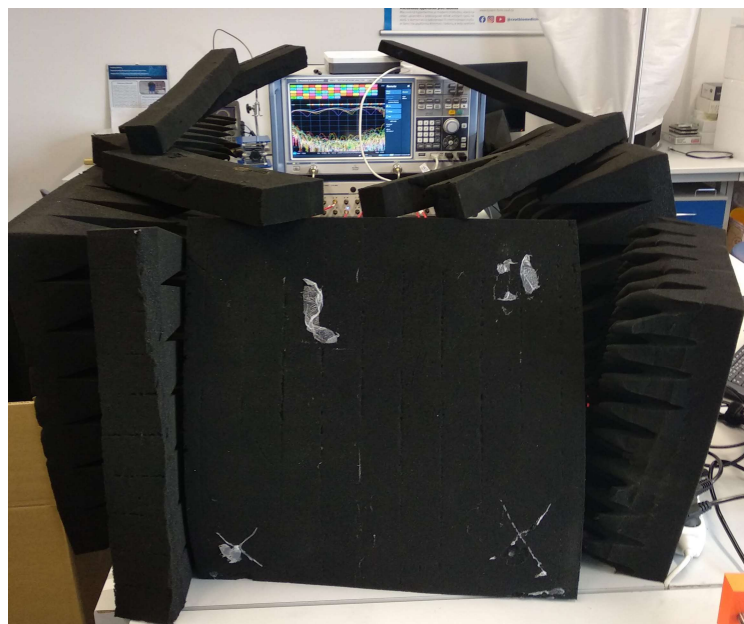
10.5 Měření

První měření bylo provedeno bez využití stínících prvků, což způsobilo, že výsledky nebyly vypovídající. Viz obrázek 10.9.



Obrázek 10.9. Fotografie z prvních pokusů měření.

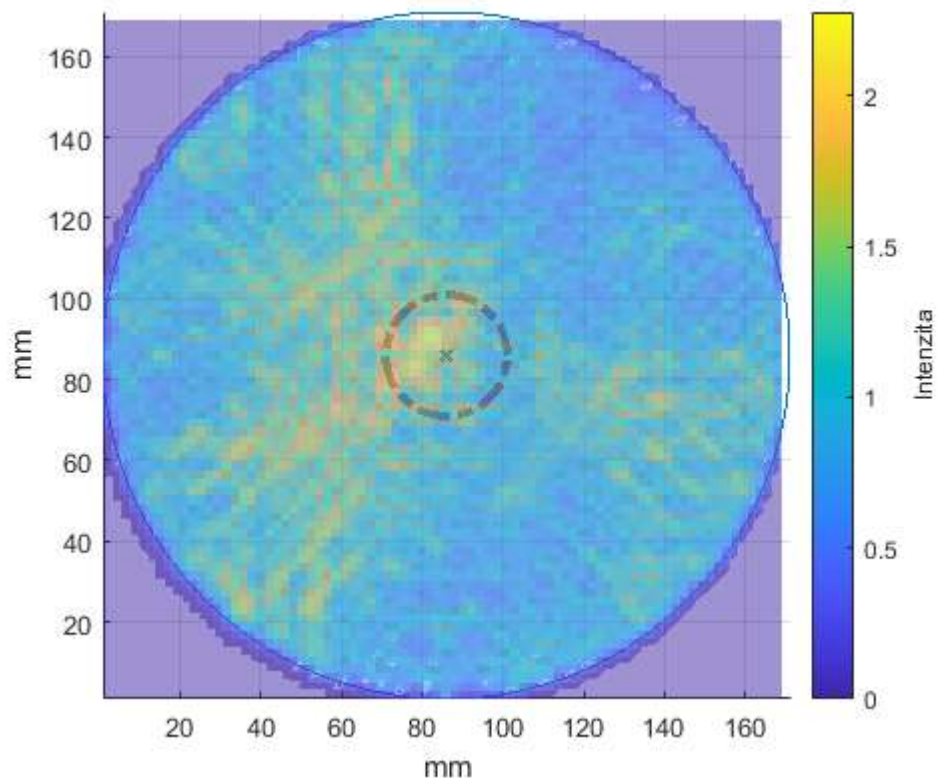
Během druhého pokusu měření jsem využil stínící materiál, který jsem umístil okolo prototypu, a tím zamezil odrazům od okolního prostředí. Viz obrázek 10.10.



Obrázek 10.10. Fotografie druhého měření za použití stínícího materiálu.

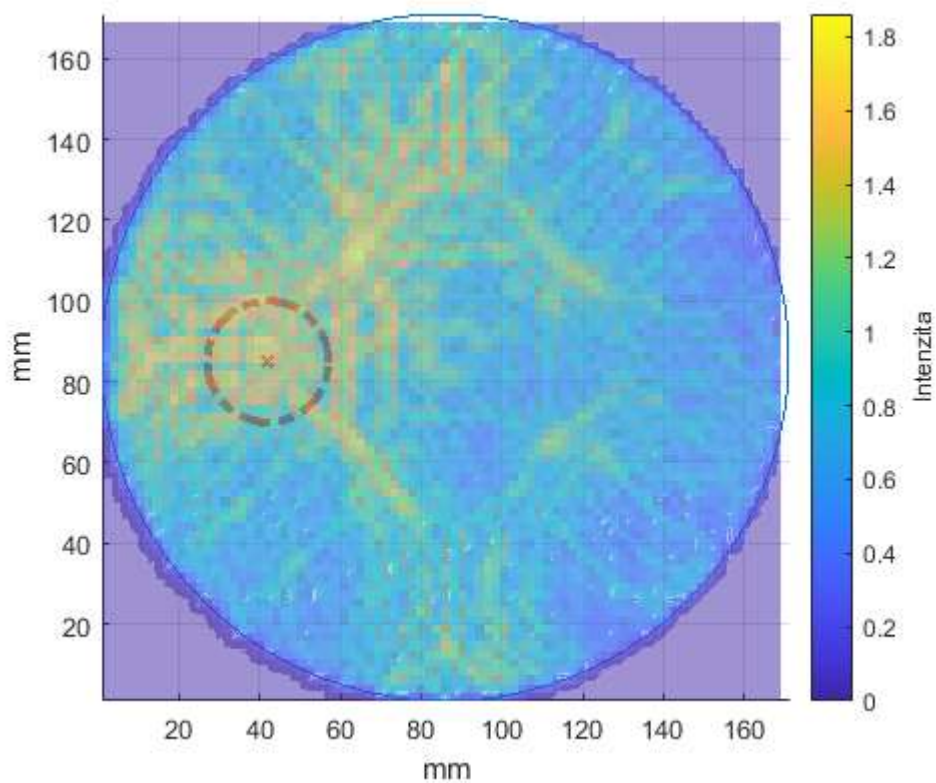
Z druhého měření jsem získal data, která jsem zpracoval pomocí mého DAS algoritmu.

Na obrázku 10.11. můžeme vidět rekonstrukci pozice fantomu nádoru, kdy fantom byl umístěn přesně ve středu prototypu, konkrétně na souřadnicích [85;85]. Reálné umístění fantomu odpovídá zobrazeným maximům, která jsou výsledkem DAS algoritmu.



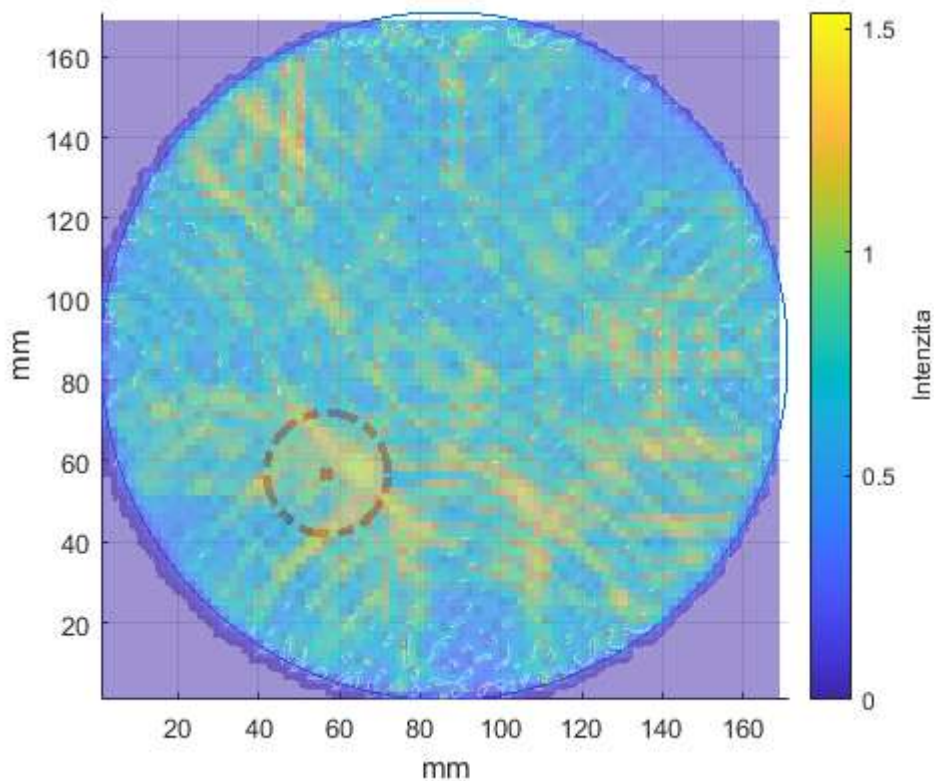
Obrázek 10.11. Graf zobrazující pozici fantomu nádoru získané z reálného měření, umístěného ve středu prototypu.

Na obrázku 10.12. je vidět umístění nádoru na ose x, na souřadnicích [45;85]. Na daných souřadnicích se vyskytuje maximum, a také je zde zvýšená koncentrace vysokých hodnot. Reálné umístění fantomu odpovídá zobrazeným maximům, která jsou výsledkem DAS algoritmu.



Obrázek 10.12. Graf zobrazující pozici fantomu nádoru získané z reálného měření, umístěného na hlavní ose x.

Na obrázku 10.13. je vidět umístění nádoru na vedlejší ose k osám x a y, konkrétně na souřadnicích [55;55]. Obrázek obsahuje velké množství šumu a tím pádem falešných pozic nádoru. V označeném místě nacházíme maximum a také vyšší koncentraci vysokých hodnot. Reálné umístění fantomu odpovídá zobrazeným maximům, která jsou výsledkem DAS algoritmu.



Obrázek 10.13. Graf zobrazující pozici fantomu nádoru získané z reálného měření, umístěného na vedlejší ose k osám x a y.

11 Diskuse

Hlavním zjištěním práce je, že jsme schopni detekovat fantom nádoru ve fantomu prsu za pomoci UWB antén a DAS algoritmu. Dalším zjištěním je, že k přesné detekci je třeba využít minimálně osm antén. Dále bylo zjištěno, že rozlišovací schopnost systému je minimálně 30 mm, což je pro takový typ aplikace dostatečné.

11.1 Rekonstrukční algoritmus

Samotný algoritmus vytvořený v rámci mé bakalářské práce funguje na principu tzv. „Delay and Sum“ (DAS) algoritmu a je doplněný o úpravu a vykreslení dat. Samotné vykreslení dat je adaptabilní na počet vzorků v daných signálech a ukazuje přesnou vizualizaci naměřených dat (viz kapitola 10. Výsledky). Algoritmus určený pro data ze simulací se nepatrně liší od algoritmu určeného pro reálná data. Prvním rozdílem je úprava signálu, která je v případě reálných dat odlišná od simulovaných. Nejvíce patrným rozdílem je využití Hilbertovi transformace, jejíž pomocí hledám v simulovaných datech začátek vysílání antén. To ovšem v reálných datech není nutné, protože VNA je kalibrován (viz kapitola 9.10.3 Měření). Dalším rozdílem byla velikost samotného prsu, kdy v případě simulací využívám model prsu o průměru 10 cm, zatímco v reálném měření jsem z důvodu velikosti antén, byl nucen model prsu zvětšit na 17 cm. (viz kapitola 9.8. Realizace modelu prototypu pro detekci nádoru prsu).

Funkčnost algoritmu jsem ověřil na testovacím signálu, který jsem si pro tyto potřeby vytvořil. Tento signál i s vizualizací je nahrán v GUI, které je přílohou této práce (viz následující kapitola).

11.1.1 Grafické uživatelské rozhraní

GUI jsem vytvořil pro lepší vizualizaci a ovládání celého rekonstrukčního algoritmu. Zahrnuje v sobě daný algoritmus a základní ovládací prvky pro práci s programem.

Samotné GUI je navrženo tak, aby uživatel mohl jednoduše a intuitivně získávat závěry vyplývající z výzkumu provedeného během mé bakalářské práce a pro rekonstrukce provedené mým systémem. V samotném GUI je obsažena vizualizace výsledků pěti modelových situací, neuváděných v bakalářské práci, v uživatelsky příjemném prostředí, podpořeném barevnou signaturou. Těchto pět modelových situací reprezentuje rozdíly ve výsledném zobrazení testovacího, dvou simulovaných a dvou signálů naměřených v reálných podmínkách, na mém prototypu za pomoci VNA. U testovacího a simulovaného signálu má uživatel možnost volby mezi použitím 4 nebo 8 antén.

11.2 Optimální uspořádání a počet UWB antén kolem prsu

Z rekonstruovaných simulovaných dat prezentovaných v obrázcích 10.2. a 10.3. je patrné, že použití pouze čtyř antén není dostatečně přesné pro rekonstrukci pozice nádoru. V rekonstruovaném prostoru dochází vlivem nízkého počtu antén ke vzniku falešných pozic nádoru, které znemožňují diagnostiku pozice. To je způsobeno malým počtem počátečních bodů, ze kterých se vykreslují jednotlivé signály (obdobně jako při určování souřadnic za využití triangulace). Zvýšení počtu antén (např. na osm) se nám velmi zpřesňuje detektibilitu finální pozice nádoru, která je poté diagnosticky využitelná. Z toho vyplývá, že je přesnější a s větší vypovídající hodnotou než využití pouze čtyř antén. V případě využití více antén by vlivem snížení vzdálenosti mezi anténami mohlo dojít k tzv. přeslechům mezi anténami, což by mohlo znamenat snížení přesnosti detekce systému. V rámci výzkumu jsem provedl celkem 12 simulací, ale ve výsledcích ukazují výsledky jen ze dvou z nich (zobrazení nádoru uprostřed při použití 4 a 8 antén). To je z toho důvodu, že už tento výsledek přesně vypovídá o tom, jaký je rozdíl mezi použitím čtyř a osmi antén a přímo z něj vyplývá, že použití 8 antén je přesnější pro následnou rekonstrukci.

11.3 Rozlišovací schopnost

Z rekonstruovaných simulovaných dat prezentovaných na obrázku 10.4. je patrné, že systém je schopný detekovat a rozlišit dva nádory o minimální velikosti 10 mm, které jsou od sebe vzdálené nejméně 30 mm. I když detekovaná pozice nádorů je odchýlená od reálné pozice o 10 mm, stále jsme z rekonstrukce schopni odečíst dvě pozice. To znamená, že můžeme odhadnout rozlišovací schopnost systému na hodnotu přibližně 30 mm.

Odchylna bude pravděpodobně způsobena úplným či částečným překrytím nádorů pro některé antény. Další chyba mohla vzniknout v důsledku velkého množství odrazů, které díky dvěma nádorům vznikly. Ovšem při použití v medicíně vyvstává otázka, zda takto blízké nádory nelze považovat za jeden. Dalším zjištěním je, že vyšší rozlišovací schopnost nepřinese žádné další benefity

11.4 Prototyp pro detekci nádoru prsu

Tisk, po zkušenostech získaných z Projektu V [23], proběhl bez větších komplikací. Jedním z menších problémů byl různý rozměr podpěr pro balun, proto jsem byl nucen konstrukční otvory v prototypu upravit za pomoci vrtací brusky. Tato úprava byla pro každou anténu jiná. Tento proces je vidět na obrázku 10.7.

Další nedílnou součástí přípravy prototypu k měření bylo jeho dokonalé utěsnění, aby během měření nedocházelo k úniku fantomu a tím pádem k narušení měření. Nakonec jsem byl nucen, pro dokonalé utěsnění, natřít silikonem celou vnitřní plochu přípravku až na oblast samotných antén. Tento samotný proces mi v přípravě zabral nejvíce času.

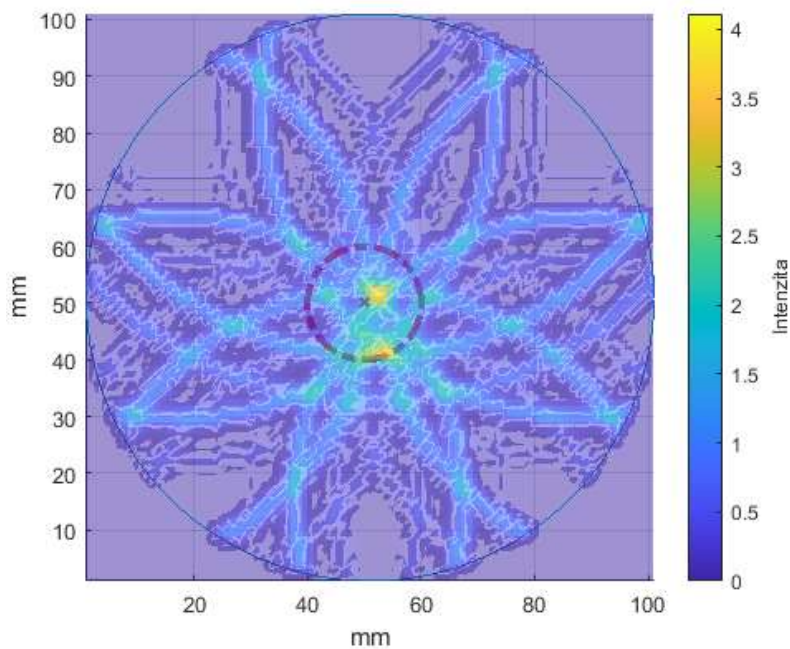
11.5 Měření

Měření probíhalo nejdříve bez stínění viz obrázek 10.9. Výsledky z tohoto měření obsahovaly silné rušení, takže informace nebyla detekovatelná. Pouze pokud byl místo fantomu nádoru použit silný kovový odražeč válcovitého tvaru. Proto jsem v rámci druhého měření umístil kolem prototypu speciální hmotu, která zabránila nežádoucím odrazům viz obrázek 10.10. Výsledky těchto měření můžete vidět na obrázcích 10.11. až 10.13.

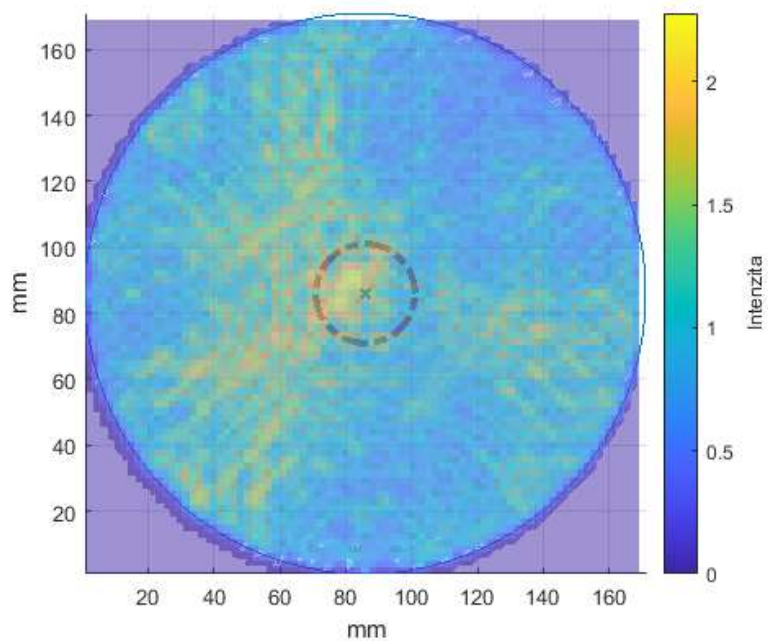
Ze získaných a následně rekonstruovaných reálných dat prezentovaných na obrázcích 10.11., 10.12. a 10.13. je patrné, že jsem schopen za těchto podmínek detekovat nádor a přibližně i jeho pozici.

Nepřesnost při určování pozice je dána rozlišovací schopností VNA, která odpovídá danému frekvenčnímu pásmu. Pro přesnější zobrazení by bylo nutné zvětšit rozsah použitého frekvenčního pásma, což už není ve schopnostech použitých antén a návrh takového systému se stává velmi náročný. Samotným datům získaných při měření by také prospělo v příštích pracích využít UWB radar.

Při porovnání výsledků ze simulací s výsledky z reálného měření (viz obrázky 11.1. a 11.2.) je vidět, že data ze simulací jsou přesnější to je způsobeno nulovým šumem a ideálním prostředím, které je v simulaci navozeno. Z výsledků reálných měření je patrné, že detekce je možná.



Obrázek 11.1. Graf zobrazující rekonstrukci nádoru uprostřed na základě dat ze simulací.



Obrázek 11.2. Graf zobrazující rekonstrukci nádoru uprostřed na základě dat z reálných měření.

12 Závěr

V rámci této práce jsem provedl rešerši problematiky diagnostiky nádorů prsu. Navrhl jsem mikrovlnný systém pro detekci pozice nádoru pomocí širokopásmového (UWB) radaru. Tento systém jsem následně realizoval v simulátoru SEMCAD X (verze 14.8) za použití vhodných UWB antén. Na základě těchto simulací jsem stanovil ideální frekvenční pásmo (1–6 GHz). V rámci simulací jsem provedl studii ideálního počtu a rozmístění antén, jejímž výsledkem je využití osmi antén ekvidistantně rozmístěných kolem prsu. V rámci této studie jsem určil, na základě simulací, rozlišovací schopnost systému na 30 mm. K rekonstrukci jednotlivých situací jsem využil princip rekonstrukčního algoritmu „Delay and Sum“. Následně jsem tento systém realizoval s využitím 3D tisku a poté jsem na něm provedl obdobná měření. Výsledky jsem porovnal a stanovil jsem postup, jak vykreslení v reálných podmínkách zlepšit. Dle mého názoru byly všechny body zadání splněny. V rámci navazující práce doporučuji věnovat se optimalizaci algoritmů a lepšímu stínění během měření.

13 Reference

- [1] DUŠEK, Ladislav, Jan MUŽÍK, Miroslav KUBÁSEK, Jana KOPTÍKOVÁ, Jan ŽALOUDÍK a Rostislav VYZULA. *Epidemiologie zhoubných nádorů v České republice* [online]. Brno: Masarykova univerzita, 2005 [cit. 2020-03-29]. ISSN 18028861. Dostupné z: <http://www.svod.cz>.
- [2] POZAR, David. *Microwave engineering*. 3rd ed. Hoboken: Wiley, 2005. ISBN 04-714-4878-8.
- [3] KOHUTEK, Jakub. *Přehledové radary v ČR* [online]. Brno, 2009 [cit. 2018-05-28]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/11012/13138>. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta strojního inženýrství. Letecký ústav. Vedoucí práce Slavomír Vosecký.
- [4] PŘIBYLA, David. *Radary - Současně používané systémy* [online]. Praha, 2006 [cit. 2018-05-28]. Dostupné z: https://www.fd.cvut.cz/projects/k621x1rl/dokumenty/RADARY_soucasne_pouzivane_systemy_24_4_2006.pdf. Semestrální práce. České vysoké učení technické v Praze. Fakulta dopravní ČVUT. Katedra Letecké dopravy.
- [5] HRUBÝ, Vojtěch. *Širokopásmová anténa pro mikrovlnné zobrazovací metody v medicíně*. Praha, 2019. Diplomová práce. ČVUT, Fakulta elektrotechnická.
- [6] BEVELACQUA, Peter Joseph. *Antenna arrays: Performance limits and geometry optimization* [online]. Arizona, 2008 [cit. 2021-05-09]. Dostupné z: <https://www.antenna-theory.com/Bevelacqua-Dissertation.pdf>. Diplomová práce. Arizona State University.
- [7] Planární širokopásmové antény: Základní teorie. *Ústav Radioelektroniky* [online]. Brno: FEEC VUT, 2010 [cit. 2018-05-28]. Dostupné z: <http://www.urel.feec.vutbr.cz/~raida/multimedia/index.php?nav=4-7-A&menu=on>
- [8] VEČERKA, Kamil. *Širokopásmová planární anténa* [online]. Brno, 2012 [cit. 2018-05-28]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/11012/11312>. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav radioelektroniky. Vedoucí práce Zbyněk Raida.
- [9] FÜLL, David. *Širokopásmové ploché antény pro 3D radar* [online]. Brno, 2015 [cit. 2018-05-28]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/11012/42880>. Bakalářská

práce. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav radioelektroniky. Vedoucí práce Tomáš Urbanec.

- [10] CONCEICAO, Raquel. *An introduction to microwave imaging for breast cancer detection*. 1. New York, NY: Springer Science+Business Media, LLC, 2016. ISBN 978-3-319-27865-0.
- [11] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie*. Třetí, upravené a doplněné vydání. Ilustroval Ivan HELEKAL, ilustroval Jan KACVINSKÝ, ilustroval Stanislav MACHÁČEK. Praha: Grada, 2011-2016. ISBN 978-80-247-5636-3.
- [12] FEAR, E.C., X. LI, S.C. HAGNESS a M.A. STUCHLY. Confocal microwave imaging for breast cancer detection: localization of tumors in three dimensions. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 2002, **49**(8), 812-822 [cit. 2018-11-25]. ISSN 0018-9294. Dostupné z: doi:10.1109/TBME.2002.800759
- [13] O'HALLORAN, Martin, Martin GLAVIN a Edward JONES. ROTATING ANTENNA MICROWAVE IMAGING SYSTEM FOR BREAST CANCER DETECTION. *Progress In Electromagnetics Research* [online]. 2010, **22**(107), 203-217 [cit. 2018-11-25]. ISSN 1559-8985. Dostupné z: doi:10.2528/PIER10071002
- [14] BOICE, John, Dale PRESTON, Faith DAVIS a Richard MONSON. Frequent Chest X-Ray Fluoroscopy and Breast Cancer Incidence among Tuberculosis Patients in Massachusetts. *Radiation Research* [online]. 1991, **125**(2), 9 [cit. 2021-01-10]. ISSN 00337587. Dostupné z: doi:10.2307/3577890
- [15] MALČÍKOVÁ, Mgr. Barbora. *Metody diagnostiky lokálního stágingu u karcinomu prsu*. Praha, 2017. Diplomová práce. Univerzita Karlova, Farmaceutická fakulta v Hradci Králové. Vedoucí práce PhDr. Zdeňka Kudláčková, Ph.D.
- [16] XU LI, a S.C. HAGNESS. A confocal microwave imaging algorithm for breast cancer detection. *IEEE Microwave and Wireless Components Letters* [online]. 2001, **11**(3), 130-132 [cit. 2018-11-25]. ISSN 1531-1309. Dostupné z: doi:10.1109/7260.915627
- [17] KOSCH, O., F. THIEL, F. SCOTTO DI CLEMENTE, M. HEIN a F. SEIFERT. Monitoring of human cardio-pulmonary activity by multi-channel UWB-radar. In: *2011 IEEE-APS Topical Conference on Antennas and Propagation in Wireless Communications* [online]. Torino, Italy: IEEE, 2011, s. 382-385 [cit. 2018-05-29]. ISBN 978-1-4577-0048-4. ISSN 978-1-4577-0048-4. Dostupné z: doi:10.1109/APWC.2011.6046766

- [18] SACHS, J., M. HELBIG, M. KMEC, R. HERRMANN, K. SCHILLING, S. PLATTES a H.C. FRITSCH. Remote heartbeat capturing of high yield cows by UWB radar. In: *2015 16th International Radar Symposium (IRS)* [online]. Dresden, Germany: IEEE, 2015, s. 961-966 [cit. 2018-05-29]. ISBN 978-3-9540-4853-3. ISSN 2155-5753. Dostupné z: doi:10.1109/IRS.2015.7226225
- [19] XINMING HUANG, , LING SUN, Tian TIAN, ZEYAN HUANG a Edward CLANCY. Real-time non-contact infant respiratory monitoring using UWB radar. In: *2015 IEEE 16th International Conference on Communication Technology (ICCT)* [online]. Hangzhou, China: IEEE, 2015, s. 493-496 [cit. 2018-05-29]. ISBN 978-1-4673-7004-2. ISSN 978-1-4673-7005-9. Dostupné z: doi:10.1109/ICCT.2015.7399885
- [20] KRÁSA, Matěj. *Optimalizace radarového systému pro detekci nádoru prsu*. Kladno, 2020. Projekt II. ČVUT, FBMI. Vedoucí práce Ing. Ondřej Fišer Ph.D.
- [21] KRÁSA, Matěj. *UWB radarový systém pro detekci pozice nádoru*. Kladno, 2019. Projekt III. ČVUT, FBMI. Vedoucí práce Ing. Ondřej Fišer Ph.D.
- [22] KRÁSA, Matěj. *Citlivostní analýza radarového systému pro detekci nádoru prsu*. Kladno, 2020. Projekt IV. ČVUT, FBMI. Vedoucí práce Ing. Ondřej Fišer Ph.D.
- [23] KRÁSA, Matěj. *Realizace měřicího systému pro detekci pozice nádoru UWB radarem*. Kladno, 2021. Projekt V. ČVUT, FBMI. Vedoucí práce Ing. Ondřej Fišer Ph.D.
- [24] Tissue Frequency Chart. *The Foundation for Research on Information Technologies in Society* [online]. Zurich: IT'IS, 2018 [cit. 2018-05-28]. Dostupné z: <https://www.itis.ethz.ch/virtual-population/tissue-properties/database/tissue-frequency-chart/>
- [25] FISER, Ondrej. Numerical Study of Stroke Detection Using UWB Radar. *2018 Progress in Electromagnetics Research Symposium (PIERS-Toyama)* [online]. 2018, , 160-163 [cit. 2019-01-10]. Dostupné z: <https://ieeexplore.ieee.org/document/8597601>
- [26] POLIAKOVA, Anna. *Návrh fantomu pro včasnou detekci nádoru prsu pomocí UWB radaru* [online]. Kladno, 2019 [cit. 2021-04-27]. Semestrální projekt. ČVUT, FBMI. Vedoucí práce Ing. Ondřej Fišer, Ph.D.
- [27] POLIAKOVA, Anna. *Fantom prsu pro testování systému včasné detekce nádoru*. Kladno, 2021. Bakalářská práce. ČVUT, FBMI. Vedoucí práce Ing. Ondřej Fišer Ph.D.

[28] Anatomia-prsnika. In: *Breastextra+* [online]. Brno: megaprsia.sk, 2016 [cit. 2020-05-22]. Dostupné z: <https://www.megaprsia.sk/wp-content/uploads/2016/11/Anatomia-prsnika.jpg>

Příloha A: Obsah příložených souborů

Všechny vytvořené skripty a funkce jsou popsány v hlavičce příslušného skriptu/funkce.

- Složka „GUI“ obsahuje skripty, funkce a data pro zobrazení výsledků simulací a reálných měření.
 - Program „GUI.mlapp“ Po spuštění tohoto programu se otevře GUI a na základě zvolené situace proběhnou níže zmíněné funkce a načtou se zvolená data.
 - Složka „Fantom_2_35_xy“ Složka obsahuje data k modelové situaci.
 - Složka „Fantom_2_35_y“ Složka obsahuje data k modelové situaci.
 - Složka „PS“ Složka obsahuje data prázdných systémů.
 - Složka „Reálná měření“ Složka obsahuje data z reálných měření a funkce sloužící k jejich načtení do hlavního programu.
 - Složka „Testovací signál“ Složka obsahuje základy pro vytvoření testovacího signálu v hlavním programu.
 - Funkce „real_data_algoritm_fce.mlx“ Funkce slouží ke zpracování dat získaných z reálných měření.
 - Funkce „rozsireni.mlx“ Funkce slouží k rozšíření matice metodou průměrování blízkých bodů, využívá se v předešlé funkci.
 - Funkce „sim_dat_algoritm_fce.mlx“ Funkce slouží ke zpracování dat získaných ze simulací.
- Složka „Reálná_data“ obsahuje skripty, funkce a data pro zobrazení výsledků reálných měření.
 - Skript „Real_data_algoritmus.mlx“ Po spuštění tohoto skriptu proběhnou níže zmíněné funkce a vykreslí se rekonstrukce.
 - Funkce „Nacteni_DATA.m“ Funkce slouží k načtení dat z měření na základě změny jména souboru.

- Funkce „Nacteni_PS.m“ Funkce slouží k načtení dat prázdného systému z měření.
- Funkce „func_dataReorg_Meas.m“ Funkce slouží k úpravě naměřených dat pro potřeby následující funkce
- Funkce „func_ifft.m“ Funkce slouží k převedení dat z frekvenčního spektra do časového
- Funkce „rozsireni.m“ viz složka GUI
- Složka „Simulovaná_data“ obsahuje skripty a data pro zobrazení výsledků simulací.
 - Skript „Sim_data_algoritmus.mlx“ Po spuštění tohoto skriptu proběhne načtení dat ze zvolené složky, jejich úprava a vykreslí se rekonstrukce.

Příloha B: Obsah přiloženého CD

- Elektronická verze bakalářské práce
- Zadání práce
- Abstrakt česky
- Abstrakt anglicky
- Klíčová slova
- Skripty a funkce spustitelné v programovém prostředí MATLAB