



**ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE**  
**FAKULTA ELEKTROTECHNICKÁ**

**Anténa pro monitoraci dechové a srdeční aktivity  
kojenců pomocí UWB radaru**

Diplomová práce

Studijní program: Lékařská elektronika a bioinformatika

Autor diplomové práce: Bc. Iveta Kropáčková

Vedoucí diplomové práce: prof. Ing. Jan Vrba, CSc.

**Praha 2021**

## I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Kropáčková** Jméno: **Iveta** Osobní číslo: **456635**  
Fakulta/ústav: **Fakulta elektrotechnická**  
Zadávací katedra/ústav: **Katedra teorie obvodů**  
Studijní program: **Lékařská elektronika a bioinformatika**  
Specializace: **Lékařská technika**

## II. ÚDAJE K DIPLOMOVÉ PRÁCI

Název diplomové práce:

**Anténa pro monitoraci dechové a srdeční aktivity kojenců pomocí UWB radaru**

Název diplomové práce anglicky:

**Antenna for Monitoring Respiratory and Cardiac Activity of Infants Using UWB Radar**

Pokyny pro vypracování:

Prostudujte odbornou literaturu zaměřenou na možnosti bezkontaktního monitorování kojenců pomocí mikrovlnného radaru. Navrhněte vhodný širokopásmový (UWB) anténní element, který bude efektivně pracovat ve frekvenčním pásmu 1-5 GHz (tj. hodnota modulu parametru S11 má být menší než -10 dB).

Dále v simulátoru EM pole Sim4Life vytvořte model prostředí kojeneckého inkubátoru, do kterého umístíte anatomický fantom novorozence (s možností simulovat srdeční a dechovou činnost). Nad něj fixujte Vámi navrženou UWB anténu, která bude buzena UWB impulzem s frekvenčním rozsahem 1-5 GHz.

Optimalizujte polohu této antény s ohledem na nejlepší možnou citlivost uvažovaného monitorovacího systému. Navrhněte vyhodnocovací algoritmus pro sledování srdeční a dechové činnosti kojence.

Navrženou anténu realizujte a proveďte měření její monitorovací citlivosti (tj. závislost parametru S11 na vzdálenosti antény od agarového fantomu). Změřený průběh porovnejte s výsledky numerických simulací.

V laboratoři FBMI ověřte možnost navázat Vámi navrženou anténu na UWB radar.

Seznam doporučené literatury:

- 1) D.M. Pozar: „Microwave Engineering“, Wiley John + Sons, 2004, ISBN 0471448788
- 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, číslo1, 2018, 14s.
- 3) R. C. Conceição, J. J. Mohr, and M. O'Halloran: „An Introduction to Microwave Imaging for Breast Cancer Detection“, Springer International Publishing, 2016, ISBN 978-3-319-27865-0

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) diplomové práce:

**prof. Ing. Jan Vrba, CSc., katedra elektromagnetického pole FEL**

Jméno a pracoviště druhé(ho) vedoucí(ho) nebo konzultanta(ky) diplomové práce:

**Ing. Ondřej Fišer, Ph.D., katedra biomedicínské techniky FBMI**

Datum zadání diplomové práce: **10.11.2020** Termín odevzdání diplomové práce: **13.08.2021**

Platnost zadání diplomové práce: **30.09.2022**

prof. Ing. Jan Vrba, CSc.  
podpis vedoucí(ho) práce

doc. Ing. Radoslav Bortel, Ph.D.  
podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry

prof. Mgr. Petr Páta, Ph.D.  
podpis děkana(ky)

### III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

Diplomantka bere na vědomí, že je povinna vypracovat diplomovou práci samostatně, bez cizí pomoci, s výjimkou poskytnutých konzultací. Seznam použité literatury, jiných pramenů a jmen konzultantů je třeba uvést v diplomové práci.

\_\_\_\_\_  
Datum převzetí zadání

\_\_\_\_\_  
Podpis studentky

## **PROHLÁŠENÍ**

Prohlašuji, že jsem předloženou práci vypracovala samostatně a že jsem uvedla veškeré použité informační zdroje v souladu s Metodickým pokynem o dodržování etických principů při přípravě vysokoškolských závěrečných prací.

V Praze dne 12. 8. 2021

.....

podpis autora práce

## **PODĚKOVÁNÍ**

Ráda bych poděkovala prof. Ing. Janu Vrbovi, CSc. a Ing. Ondřeji Fišerovi, Ph.D. za odborné vedení a trpělivost. Zvláštní dík patří mým kolegům a přátelům z BTL, kteří mě celou dobu podporovali a bez kterých bych tuto práci nikdy nedokončila.

## **ABSTRAKT**

### **Anténa pro monitoraci dechové a srdeční aktivity kojenců pomocí UWB radaru**

Cílem práce bylo ověřit možnost bezkontaktního monitorování vitálních funkcí u novorozenců a kojenců pomocí ultraširokopásmového radaru. Hlavní motivací je zlepšit účinnost současných konvenčních systémů (monitorovací dečky, pulzní oxymetrie), jejichž selhání nebo časová prodleva mohou mít fatální následky. Tato práce se zabývá výběrem vhodného UWB anténního elementu a jeho optimálním umístěním vzhledem k citlivosti na pohyby spojené s dýcháním a činností srdce. Umístění antén, parametry náhradního modelu kojence a způsob měření byly nejprve odladěny v řadě simulací v prostředí Sim4Life a poté ověřeny praktickým experimentem v laboratoři na fantomech kojence s odpovídajícími dielektrickými vlastnostmi. Bylo zjištěno, že dýchání za určitých podmínek monitorovat lze, ale srdeční aktivita bude vyžadovat další zkoumání.

### **Klíčová slova**

UWB anténa, radar, životní funkce, kojeneček

## **ABSTRACT**

### **Antenna for Monitoring Respiratory and Cardiac Activity of Infants Using UWB Radar**

The aim of the thesis was to verify the feasibility of non-contact vital functions monitoring in neonates and infants using ultra-wideband radar. The motivation is to improve commonly used systems (breathing monitor, oxymetry), because every breathless moment can be fatal for infants. In this work, a suitable UWB antenna element was selected and location with highest sensitivity to movements associated with respiration and heart function was chosen. The location of the antennas, the infant model and the method of measurement were tested in simulator of electromagnetic field Sim4Life and then verified by an experiment in the laboratory on phantoms with same dielectric properties as infants. It has been found that respiration can be monitored, but hearth activity will require further investigation.

#### **Keywords**

UWB antenna, radar, vital functions, infant

## Obsah

Seznam symbolů a zkratk	10
1 Úvod	11
1.1 Použití radarů v medicíně . . . . .	12
1.1.1 O radarech . . . . .	12
1.1.2 Anténní prvky . . . . .	14
1.1.3 Mikrovlnné zobrazování v medicíně . . . . .	15
1.2 Současný stav UWB monitorování životních funkcí	16
1.3 Cíle práce . . . . .	18
2 Metody	19
2.1 Výběr anténního elementu . . . . .	19
2.2 Simulace . . . . .	20
2.2.1 Model kojence . . . . .	20
2.2.2 Model a nastavení antény . . . . .	22
2.2.3 Dielektrické parametry . . . . .	23
2.2.4 Simulace vitálních funkcí . . . . .	23
2.3 Optimalizace pozice antény . . . . .	24
2.4 Detekce vitálních funkcí . . . . .	26
2.5 Praktický experiment . . . . .	27
2.5.1 Příprava fantomů . . . . .	27
2.5.2 Metodika měření . . . . .	29
2.5.3 Úprava a zpracování získaných dat . . . . .	30



<b>3</b>	<b>Výsledky</b>	<b>31</b>
3.1	Pozice antény . . . . .	31
3.2	Praktický experiment . . . . .	33
<b>4</b>	<b>Diskuze</b>	<b>34</b>
4.1	Optimální pozice antény . . . . .	34
4.2	Detekční algoritmus . . . . .	35
4.3	Praktický experiment . . . . .	37
4.3.1	Dýchání . . . . .	37
4.3.2	Srdeční aktivita . . . . .	37
4.3.3	Limitace, další postup . . . . .	38
<b>5</b>	<b>Závěr</b>	<b>40</b>
	Použitá literatura	41

## Seznam symbolů a zkratk

### Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
$R_{MAX}$	m	maximální dosah radaru
$Z$	$\Omega$	vlnová impedance
$\varepsilon_r$	-	relativní permitivita prostředí
$c$	$\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$	rychlost světla ve vakuu
$v_p$	$\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$	rychlost šíření elektromagnetické vlny prostředím
$ S_{11} $	dB	modul vstupního činitele odrazu

### Seznam zkratk

Zkratka	Význam
SIDS	Syndrom náhlého úmrtí kojence
CNS	Centrální nervová soustava
EKG	Elektrokardiograf
EIT	Elektrická impedanční tomografie
UWB	Ultra-širokopásmový
CW	Kontinuální vlna
CT	Počítačová tomografie
CMP	Cévní mozková příhoda

# 1 Úvod

Mezi nejčastější příčiny úmrtí u zdravě narozených dětí do jednoho roku věku patří SIDS a řada respiračních příčin. SIDS - syndrom náhlého úmrtí kojence - je stav, kdy novorozenec či kojeneček ve spánku zemře z nevysvětlitelné příčiny. Ve vyspělých zemích postihuje asi 1:1000 dětí [1].

K zástavě dýchání u novorozenců dochází hned z několika příčin. Může jít o dušení předměty v postýlce nebo o samovolnou zástavu dýchání (tzv. spánková apnoe). Apnoe je dechová pauza trvající déle než 20 sekund, při které dojde k poklesu saturace krve kyslíkem, a která po delší době vede s orgánovým selháním a smrti. Její příčiny jsou hlavně obstruktivní (uzavření dýchacích cest v některých polohách nebo z důvodu zánětů) a centrální (CNS přestane dávat povely k dýchacím pohybům - časté u nedonošenců) [2].

Z těchto důvodů je potřeba novorozence a kojence monitorovat. U dospělých pacientů se k monitorování dechové a srdeční aktivity používají přístroje EKG, pulsní oxymetry, EIT, tenzometrické pásy, analyzátory vydechaného vzduchu aj. Všechna tato zařízení vyžadují přímý kontakt s pacientem. U novorozenců a kojenců se takovými kontaktními metodami snažíme vyhnout, protože by pro ně mohly být stresující, nepohodlné a při delším monitorování by mohly způsobovat otlaky nebo vyrážky.

Z toho důvodu se v péči o takto malé pacienty využívají monitory dechu v podobě deček pod matrací, které kontrolují, zda dochází k dýchacím pohybům. Pokud dečka takový pohyb nezaznamená, spustí se světelný i zvukový alarm.

Výhodou dečkových monitorů je jejich dostupnost a nízká cena, takže se nepoužívají jen k monitorování novorozenců ve zdravotnických zařízeních, ale běžně i doma k hlídání kojenců při spánku.

Mají ale také řadu nevýhod, které vyplývají z jejich konstrukce - pohyby dítěte vyhodnocuje nejčastěji velmi citlivý piezoelektrický snímač umístěný na stlačitelné desce, která se vkládá pod matraci. Protože je senzor tak citlivý, může být ovlivňován klimatizací, průvanem z oken, otřesy kroků, ale i třeba mobilními telefony. Všechny tyto vlivy se senzoru mohou jevit jako pohyby dítěte a zpozdit nebo zabránit tak spuštění alarmu v případě, že dítě přestane dýchat [3].

Zároveň také může docházet k falešným detekcím zástavy dýchání, což je pro ošetřující personál vždy stresující zážitek. Za falešné detekce může například příliš tvrdá matrace, pod kterou je monitorovací dečka umístěna. Měkčí matrace ale nejsou doporučovány, protože s jejich užíváním je spojen větší výskyt SIDS a spánkových apnoí.

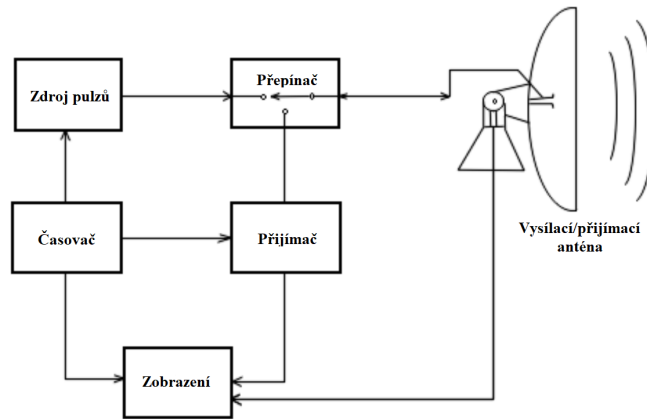
Protože dečkové monitory nejsou stoprocentně spolehlivé, je potřeba vytvořit jiný systém monitorace, který by fungoval lépe. Zde se nabízí možnost použití UWB radaru, kterým by byl kojeneček monitorován z jiné strany a pomocí jiného principu. V ideálním případě by pak oba tyto systémy - dečka a UWB radar - mohly fungovat společně a vzájemně se kontrolovat, čímž by se omezilo množství falešně vyhodnocených stavů.

## 1.1 Použití radarů v medicíně

### 1.1.1 O radarech

Radar (Radio Detection and Ranging) je zařízení, které využívá rádiové vlny k určení vzdálenosti nebo rychlosti měřených objektů. Každodenně využíváme radary k predikci počasí, řízení letového provozu, odhadu tvaru terénu, měření rychlosti automobilů, nebo jako detektor pohybu v bezpečnostních systémech a u automaticky spínaného osvětlení.

Blokové schéma radarového zařízení je ukázáno v obrázku 1. V závislosti na typu radaru a jeho použití se funkční bloky mohou lišit, obecně ale vždy obsahuje zdroj elektromagnetického vlnění, alespoň jeden anténní element, který vysílá toto vlnění do prostoru a přijímací anténní element, který může být shodný s vysílacím, a kterým jsou přijímány odrazy od okolních objektů.



Obrázek 1: Blokové schéma radarového zařízení. Převzato a upraveno z [4].

Maximální vzdálenost  $R_{MAX}$ , na kterou je radar schopen detekovat okolní objekty, je dána radarovou rovnicí

$$R_{MAX} = \sqrt[4]{\frac{P_t \cdot G \cdot A_a \cdot A_c}{P_{e_{min}} \cdot (4\pi)^2}}, \quad (1)$$

kde  $P_t$  je výkon vyzářeného signálu,  $G$  je zisk antény,  $A_a$  je efektivní plocha antény,  $A_c$  efektivní odrazná plocha cíle a  $P_{e_{min}}$  je výkon nejmenšího detekovatelného odrazu [5]. Efektivní odrazná plocha cíle  $A_c$  se pohybuje mezi 0-100% jeho geometrické plochy podle toho, jaké množství elektromagnetického záření dopadajícího na cíl se odrazí zpět k anténě, a jaké prostoupí dovnitř. Poměr intenzity elektrického pole odraženého na rozhraní dvou materiálů vůči celkové dopadající intenzitě je dán jako

$$r = \frac{E_r}{E_0} = \frac{Z_2 \cos \theta_1 - Z_1 \cos \theta_2}{Z_2 \cos \theta_1 + Z_1 \cos \theta_2}, \quad (2)$$

kde  $\theta_1$  a  $\theta_2$  jsou úhel dopadu a odrazu elektromagnetické vlny a  $Z_1$  a  $Z_2$  jsou vlnové impedance

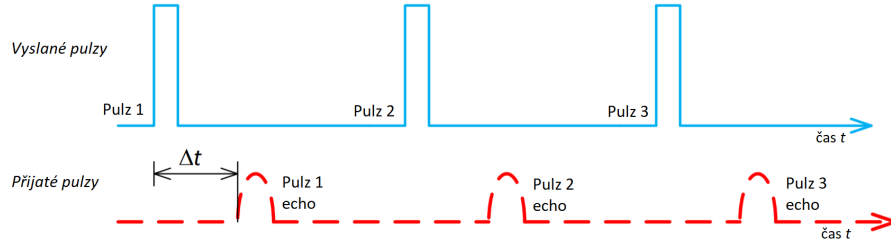
jednotlivých prostředí [6], které lze obecně vyjádřit jako

$$Z = \sqrt{\frac{\omega\mu_0}{\sigma + j\omega\varepsilon}} \quad (3)$$

kde  $\mu$  je permeabilita,  $\sigma$  elektrická vodivost a  $\varepsilon$  permitivita tkáně nebo prostředí [7].

Obecně lze radary rozdělit na pulzní a s kontinuální vlnou (CW - continuous wave). Radar s kontinuální vlnou je charakteristický tím, že vysílá a přijímá signál nepřetržitě, musí tedy obsahovat alespoň dva anténní prvky. Je vhodný k měření rychlosti pohybujících se objektů, k čemuž využívá Dopplerova principu.

Pulzní radar vysílá energii proti objektům ve velmi krátkých periodických pulzech. Pokud je čas  $\Delta t$  mezi vysláním signálu a přijetím jeho echa menší než opakovací perioda impulzů (viz obrázek 2), je možné tento druh radaru realizovat pouze pomocí jednoho anténního prvku a přepínače, který po vyslání impulzu přepne vysílací anténu do režimu přijímání. Blokové schéma v obrázku 1 odpovídá právě pulznímu radaru.



Obrázek 2: Princip pulzního radaru. Převzato a upraveno z [9].

Při určování vzdálenosti objektů vycházíme z prodlevy  $\Delta t$  mezi vysláním pulzu a přijetím echa a z rychlosti šíření tohoto pulzu v prostředí  $v_p$ . Vzdálenost  $d$  objektu od radaru určíme jako

$$d = \frac{v_p \cdot \Delta t}{2} \quad (4)$$

Rychlost šíření elektromagnetické vlny  $v_p$  v libovolném prostředí je dána jako

$$v_p = \frac{c}{\sqrt{\varepsilon_r}}, \quad (5)$$

kde  $c$  je rychlost světla ve vakuu a  $\varepsilon_r$  je relativní permitivita prostředí.

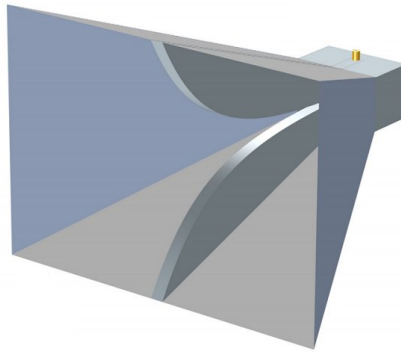
UWB radar je typem pulzního radaru, který vysílá širokospektrální pulzy a vyhodnocuje tvar přijaté odezvy ve spektru. Jeho hlavní výhoda a zároveň rozdíl oproti běžnému pulznímu radaru je, že umožňuje sledování objektů za překážkou (např. za stěnou, pod zemí). Materiál překážky může fungovat jako filtr pro některé kmitočty, ale díky množství v pulzu zastoupených frekvencí některé projdou až k objektu zájmu. Toho se využívá třeba při pátrání po přeživších v troskách po zemětřesení [8]. V lékařském zobrazování by pro některé frekvence

mohl být „překážkou“ některý druh tkáně (např. kostní, tuková), kterou ale část spektra širokopásmového pulzu projde a umožní přijímat odrazy od tkáňových struktur, které za nimi jinými zobrazovacími metodami zůstávají skryté.

### 1.1.2 Anténní prvky

Anténní elementy můžeme dělit dle mnoha kritérií - např. podle konstrukce (drátové, plošné, reflektorové, anténní čočky), podle tvaru jejich vyzařovací charakteristiky (směrové, sektorové, všesměrové), podle frekvenčního pásma (širokopásmové, úzkopásmové, vícepásmové), atd.

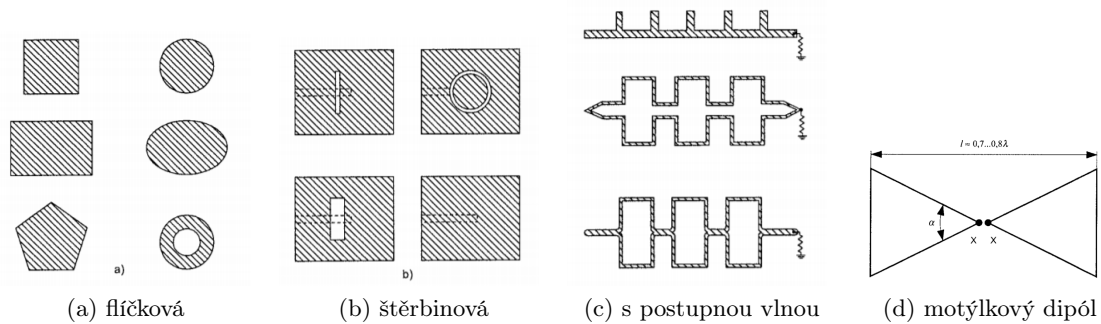
Z širokopásmových antén je třeba zmínit především planární a trychtýřové antény. Trychtýřové antény obvykle sestávají z úseku vlnovodu, jehož průřez se směrem k otevřenému konci zvětšuje. Nejčastěji mají jehlanovitý tvar, u kterého lze poměrně snadno určit směrovost a zisk antény na základě geometrických rozměrů trychtýře. Konkrétně anténa trychtýřová hřebenová (ridged horn antenna) nebo také trychtýřová anténa s ploutvovým vedením má velmi dobré širokopásmové vlastnosti. Je buzena hřebenovým vlnovodem, jehož geometrií lze ovlivnit šířku pásma, a jehož hřeben (ploutve) přechází do oblasti trychtýře (viz obrázek 3) [10], a upravují tvar vyzařovací charakteristiky.



Obrázek 3: Ukázka trychtýřové hřebenové antény. Převzato a upraveno z [10].

Hlavní výhodou tohoto typu antén je jejich vysoká vyzařovací účinnost pouze v jednom směru. Jejich nevýhodou ale je složitost návrhu s ohledem na optimalizaci části trychtýře a hřebenového přechodu jako celku, obtížná výroba a značná délka trychtýře, respektive hmotnost antény.

Planární antény oproti tomu mohou mít velmi malé rozměry i hmotnost, a je poměrně snadné a levné je vyrobit. Jejich nevýhodou je ale nízká vyzařovací účinnost a úzká impedanční šířka pásma. Zpravidla jsou realizovány na dielektrickém substrátu ( $\epsilon_r \leq 10$ ) s jednou vodivou vrstvou obdobně jako deska plošného spoje. Mezi planární antény patří např. antény štěrbinové, mikropáskové flíčkové, mikropáskové s postupnou vlnou, rovinné dipóly nebo motýlkové (bow-tie) dipóly [10, 11].



Obrázek 4: Planární antény. Převzato a upraveno z [10].

### 1.1.3 Mikrovlnné zobrazování v medicíně

V současné době je snaha v medicíně objevovat nové zobrazovací metody, které by přinesly nějaké zlepšení oproti konvenčním metodám. Zlepšením je míněno např. použití druhu záření, které je méně škodlivé pro lidský organismus, nahrazením invazivních metod metodami neinvazivními, zmenšení rozměrů, zlevnění přístrojů, čímž se zvýší jejich dostupnost, aj.

Mikrovlnné zobrazovací systémy v medicíně využívají dvou přístupů. První z nich, mikrovlnná tomografie, pracuje se signály ve frekvenční oblasti. Umožňuje velmi dobře odhadnout rozložení tkání ve zkoumané oblasti na základě jejich dielektrických vlastností. Druhá metoda je založena na principu radaru. Pracuje se signály v časové oblasti. Dokáže z přijatých odrazů určit přesnou pozici nehomogenit ve tkáni, nedokáže ale určit jejich dielektrický profil [12]. Proto se tyto dva principy často kombinují.

Ukažme si některá medicínská využití mikrovlnného zobrazování a jejich výhody oproti konvenčním metodám. Systém k detekci karcinomu prsu využívá toho, že nádorová tkáň má vyšší permitivitu a elektrickou vodivost než zdravá tkáň [13, 14, 15]. Konvenční metodou zobrazování prsu je rentgenová mamografie. Protože ionizující záření má energii schopnou provádět nevratné buněčné změny, je RTG mamografické vyšetření indikováno jen u osob s podezřením na přítomnost karcinomu prsu nebo jako prevence u žen starších 45 let. Mikrovlnné systémy k detekci karcinomu prsu využívají neionizujícího záření, a tak nemusíme mít obavy zařadit je mezi běžně prováděná klinická vyšetření i u žen v reprodukčním věku.

Dalším příkladem je systém pro detekci cévní mozkové příhody. Problém mozkových příhod je, že podle příznaků prakticky není možné určit, o jaký druh CMP se jedná, přitom jejich léčba je zcela odlišná. Konvenčně se charakter CMP zjišťuje ze snímků z počítačové tomografie (CT) nebo magnetické rezonance, což ale výrazně prodlouží čas od vzniku příhody k jejímu залечení. Přitom čím dřív se mozková příhoda začne léčit - ideálně už ve voze zdravotnické záchranné služby, tím větší mají postižení šanci na plné uzdravení, což by bylo možné právě díky kompaktnímu mikrovlnnému systému. Charakter CMP nelze určit stejně jako v případě karcinomu prsu, protože signál odpovídající příčině příhody je zanedbatelný v porovnání s odrazy od statických struktur mozku. Proto se provádějí dvě měření s různým časovým odstupem od

vzniku příhody, jejichž odečtením se potlačí statické odrazy a zvýrazní se poškozená oblast. V ní lze na základě změny dielektrických parametrů určit, jak se změnilo lokální prokrvení [16].

Podobného principu - rozdílového měření - se využívá i při měření teploty uvnitř lidského těla. Narozdíl od mozkové příhody se nemění látkové složení v měřené oblasti, ale využívá se toho, že permitivita a vodivost jsou závislé na teplotě [13, 17].

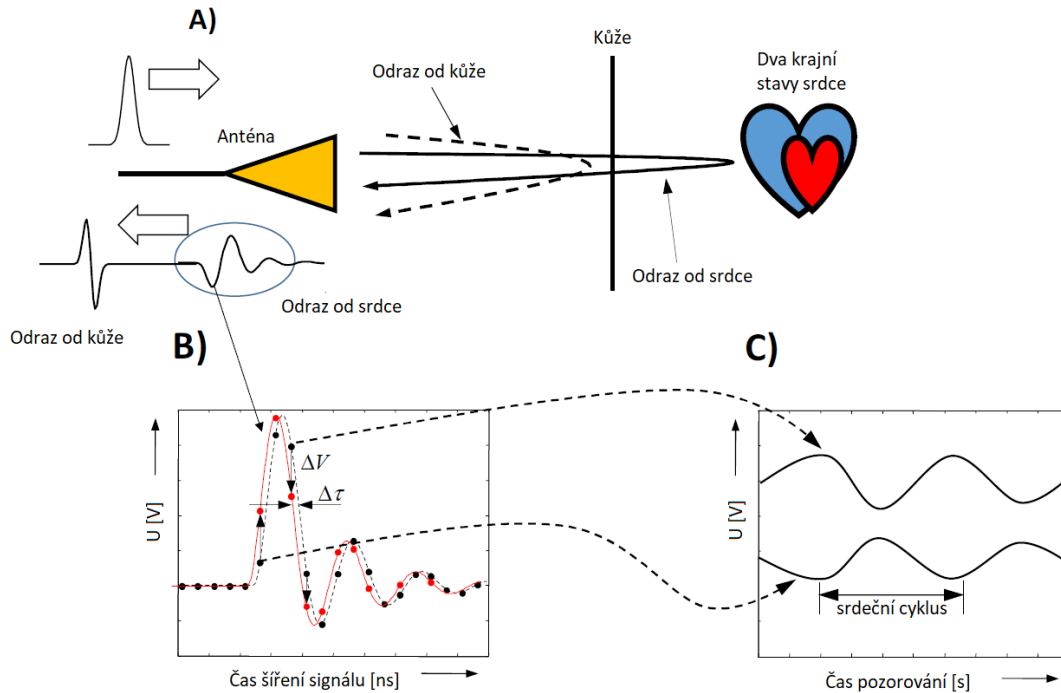
## 1.2 Současný stav UWB monitorování životních funkcí

Velké množství studií se zabývá detekcí samotného dýchání v různých obdobích - přes zeď [18], monitorace patientského lůžka nástrojnou anténou [19] nebo třeba v rámci hlídání bdělosti řidiče v autě [20]. Ve všech zmíněných pracích [18, 19, 20] se dýchání určuje z posunu (zpoždění) ve výkonovém spektru. Jednotlivé práce se pak liší v tom, zda používají zvlášť vysílací a přijímací anténu, nebo zda používají pouze jednu na vysílání a příjem, a také se liší v metodách filtrace statických odrazů. Ve studii [20] navíc můžeme vidět, že pokud měřený proband zadrží dech, v jeho dýchací křivce můžeme vidět rytmické záchvěvy způsobené srdeční aktivitou.

Prací, které by se zaměřovaly na monitorování srdeční aktivity, je výrazně méně. Za velmi zajímavou považují studii [21], která se zabývá monitorováním srdeční aktivity u krav. Je třeba podotknout, že anatomie a fyziologie přežvýkavců se od lidské výrazně odlišuje. Ale protože jsou krávy stejně jako lidé savci, funguje jejich srdce obdobně (rozdíl je hlavně ve velikosti a srdečním rytmu). V této práci jsou opět měřeny odrazy vyslaného signálu od hrudníku, ale namísto zpoždění ve výkonovém spektru se pozoruje zpoždění odrazu v časové oblasti (viz obrázek 5).

Pokud se určí časový úsek, ve kterém jsou přijímány odrazy od srdce, stačí v něm zvolit jeden časový okamžik od začátku šíření každého pulzu a pozorovat v něm změnu amplitudy v čase. Tento průběh bude mít stejnou frekvenci jako srdeční aktivita.





Obrázek 5: Schéma měření odraženého signálu od srdce (A) a princip získání srdeční aktivity z posunu signálu v časové oblasti (B). Převzato a upraveno z [21].

Srdeční aktivitu u lidí se podařilo monitorovat s využitím Dopplerova radaru. Práce [22] ukazuje, že je poměrně snadné detekovat činnost srdce, pokud nejsou přítomny dýchací pohyby (při zadržném dechu). V kombinaci s dýcháním je odlišení srdeční aktivity obtížné a většina užitečné informace o ní pochází z pohybů hrudníku (cca 0,2 mm) a velkých povrchových cév a ne z odrazů signálu od srdce.

### 1.3 Cíle práce

Cílem této diplomové práce je ověřit možnost bezkontaktního monitorování vitálních funkcí u kojenců pomocí ultraširokopásmového radaru, kterého by se v budoucnu dalo využít např. v rámci kojeneckých inkubátorů nebo domácích monitorovacích systémů. K tomu je potřeba realizovat několik dílčích kroků:

1. Vybrat širokopásmový anténní element, který bude efektivně pracovat ve frekvenčním pásmu 1 - 5 GHz.
2. V simulátoru EM pole vytvořit model novorozence s možností simulovat srdeční a dechovou činnost.
3. Optimalizovat polohu antény vůči kojenci s ohledem na její nejlepší možnou citlivost.
4. Navrhnout vyhodnocovací algoritmus pro sledování srdeční a dechové činnosti kojence.
5. Praktickým experimentem v laboratoři FBMI ČVUT ověřit možnost monitorování vitálních funkcí kojenců UWB radarem.

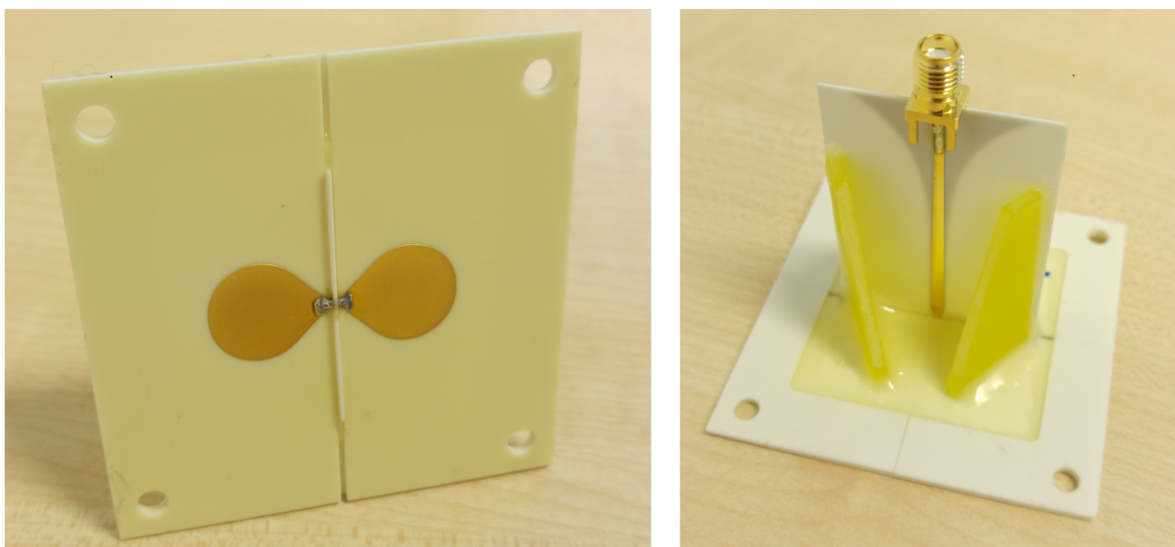
## 2 Metody

### 2.1 Výběr anténního elementu

Při výběru vhodné širokopásmové antény je třeba vzít v úvahu nejen její impedanční šířku pásma, ale i její rozměry, aby bylo možné ji v budoucnu integrovat například do kojeneckého inkubátoru. Nízká výrobní cena antény by zvýšila její dostupnost i pro domácí monitorovací systémy.

Jako vhodný prvek pro monitorování srdeční a dechové aktivity jsem zvolila anténní element vyvinutý studentem Fakulty biomedicínského inženýrství ČVUT v rámci jeho závěrečné práce [23], který měl za úkol navrhnout širokopásmovou anténu vhodnou právě pro zobrazování v medicíně.

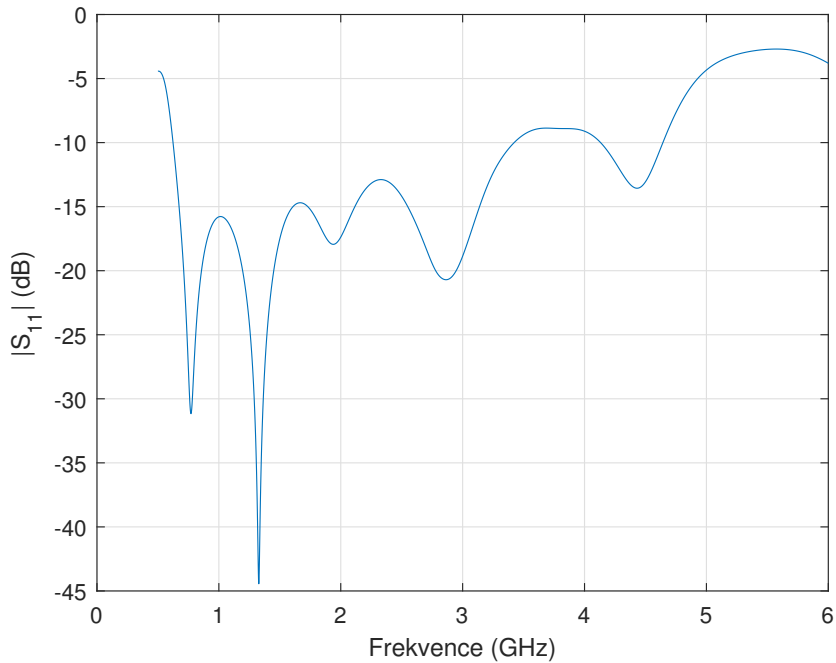
Konstrukce vychází z planární trojúhelníkové motýlkové antény, která má ale zakulacené rohy. Obě ramena by měla být napájena souměrně ve vrcholech. Proto je potřeba mezi koaxiální kabel a samotný dipól vložit symetrizační prvek - tzv. BALUN (BALanced-UNbalanced). V případě antény [23] je balun součástí jejího designu (viz obrázek 6).



Obrázek 6: Design motýlkového dipólu s BALUNem. Převzato z [23].

Navíc má přijatelné rozměry (6x6x5 cm) k případnému zakomponování do dětské postýlky nebo kojeneckého inkubátoru a lze ji snadno realizovat spojením jedné jednovrstvé a jedné dvouvrstvé desky plošného spoje.

Podstatným požadavkem na UWB anténu určenou k lékařskému zobrazování je, aby efektivně pracovala v rozsahu 1-5 GHz (tj. aby hodnota  $|S_{11}|$  byla menší než -10 dB). Průběh modulu  $S_{11}$  parametru je vidět v obrázku 7.



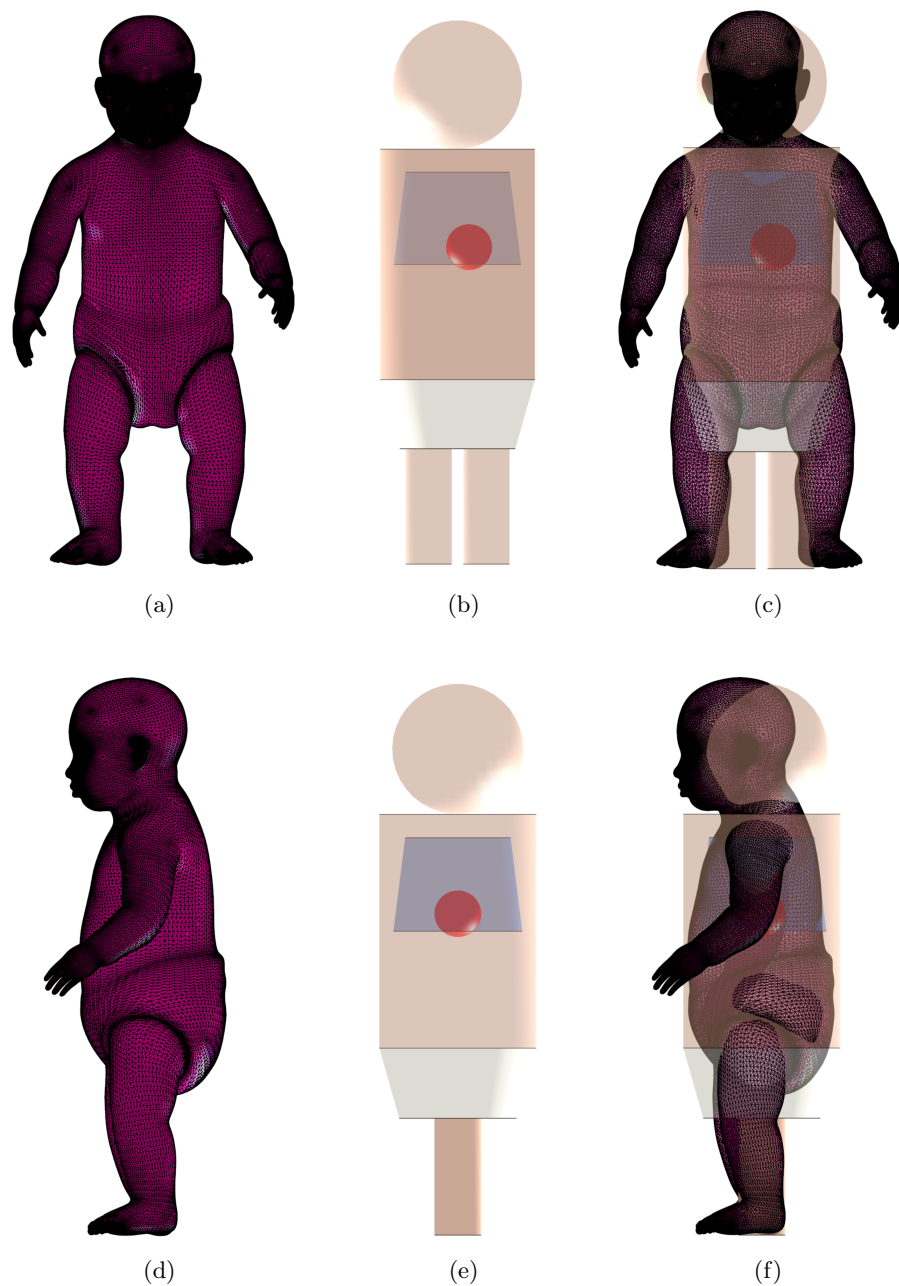
Obrázek 7: Průběh modulu odrazového parametru  $S_{11}$  zvolené antény.

Téměř v celém požadovaném intervalu se  $|S_{11}|$  nachází pod -10 dB, jen u horního okraje pásma je trochu vyšší. Ne však natolik, aby to nějak výrazně ovlivnilo schopnost měřit vitální funkce. Při výběru nejvhodnějšího anténního elementu nikdy nebudou jeho vlastnosti vyhovovat stoprocentně všem požadavkům. Je třeba mezi nimi najít nejlepší možný kompromis, kterým tato anténa bezesporu je.

## 2.2 Simulace

### 2.2.1 Model kojence

V simulátoru elektromagnetického pole Sim4Life byl vytvořen zjednodušený model kojence (část (b) a (e) v obrázku 8), ve kterém bylo možné měnit rozměry hrudníku, plic a srdce, a tím simulovat dýchací pohyby a srdeční činnost. Obvod hrudníku ve zjednodušeném modelu velikostně odpovídá obvodu hrudníku průměrného novorozence. Zjednodušený model a hlavně jeho hrudní část proporcionalně odpovídá anatomickému modelu, který lze vidět v části (a) a (d) v obrázku 8.

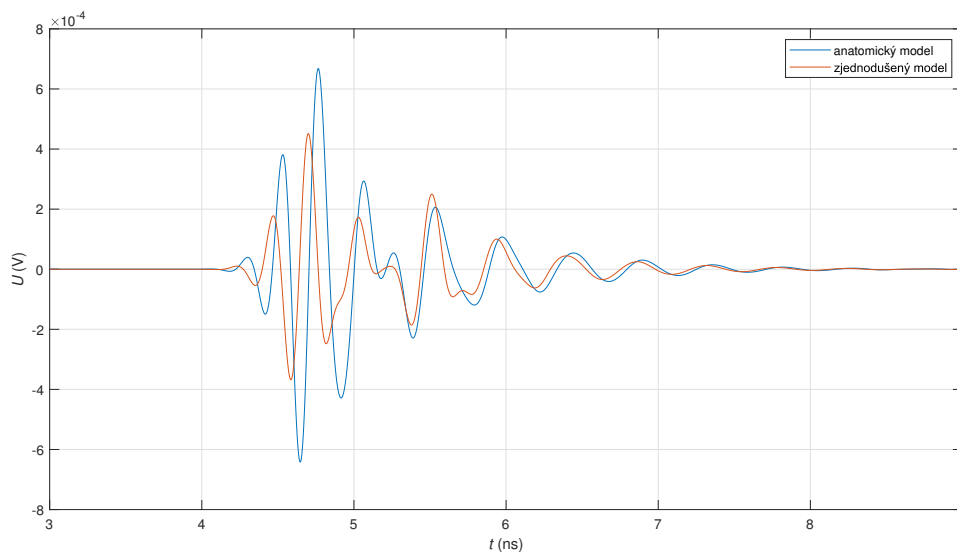


Obrázek 8: Zleva doprava anatomický model kojence, zjednodušený model umožňující simulování dechové a srdeční činnosti a znázornění jejich podobnosti - frontální pohled (a-c) a mediální pohled (d-f).

Obvod hrudníku ve zjednodušeném modelu kojence se pohybuje mezi 420 mm (v expiriu) a 450 mm (v inspiriu). Ve středu horní části trupu je umístěn model plic tvaru komolého kuželu a u jejich spodního okraje mírně vlevo je umístěno kulové srdce.

V simulátoru byla proti oběma modelům - anatomickému i zjednodušenému - postupně vyslána stejná elektromagnetická vlna. Porovnání přijatých odrazů od obou modelů je vidět v

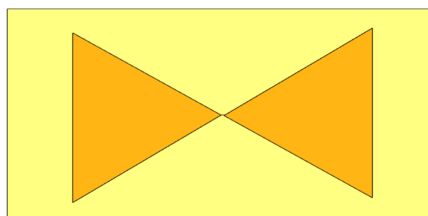
obrázku 9. Odrazy od anatomického modelu mají mírně vyšší amplitudu díky odrazům od částí (např. paží), které byly ve zjednodušeném modelu zanedbány, protože při analýze dýchání je můžeme považovat za statické pozadí. Tvarem si odrazy od obou modelů odpovídají, lze tedy zjednodušený model kojence v simulátoru použít namísto anatomického a tím výrazně snížit výpočetní náročnost simulací.



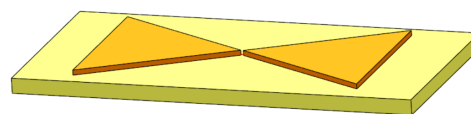
Obrázek 9: Porovnání odrazu elektromagnetické vlny od anatomického a zjednodušeného modelu kojence.

### 2.2.2 Model a nastavení antény

V simulátoru byla opět kvůli výpočetní náročnosti zvolena jednodušší varianta anténního elementu - planární motýlková anténa. Ta sestává pouze ze dvou vodivých trojúhelníkových ramen, substrátu a zdroje signálu.



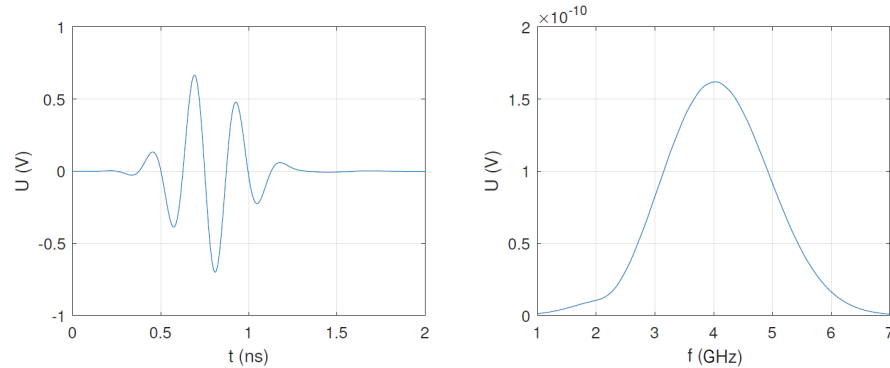
(a)



(b)

Obrázek 10: Model planární motýlkové antény použité v simulátoru.

Průběh použitého širokopásmového Gaussovského pulzu v časové a frekvenční oblasti je vidět v obrázku 11.



Obrázek 11: Časový průběh (vlevo) a amplitudové spektrum (vpravo) širokopásmového signálu vysílaného motýlkovou anténou proti zkoumanému objektu.

### 2.2.3 Dielektrické parametry

Jednotlivým částem modelů je třeba nastavit dielektrické parametry odpovídající reálným tkáním a materiálům. Použité hodnoty byly převzaty z databáze IT'IS Foundation [24] a jsou uvedeny v tabulce 1. Relativní permitivita a elektrická vodivost jsou frekvenčně závislé veličiny. Použité hodnoty odpovídají střední frekvenci použitého širokopásmového pulzu, tedy při 4 GHz.

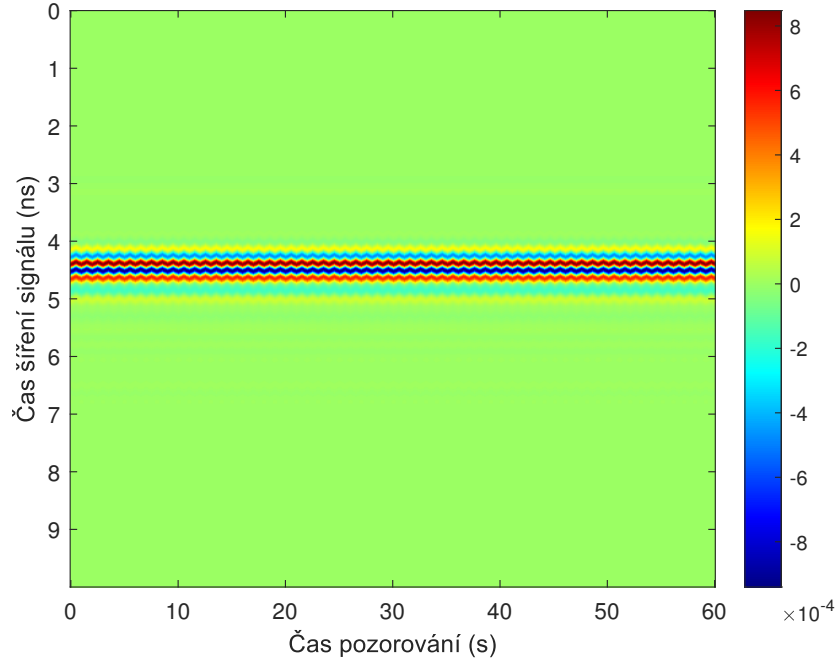
Tabulka 1: Dielektrické vlastnosti materiálů a tkání použité v simulátoru EM pole [24].

Tkáň, materiál	Permitivita (-)	Vodivost ( $S \cdot m^{-1}$ )
Svalová tkáň (hrudník, statické části)	50,8	3,02
Plicní tkáň	19,5	1,32
Krev (srdce)	55,7	4,13
Vzduch	1,5	0,00
Substrát RO4003C	6,0	0,25

### 2.2.4 Simulace vitálních funkcí

Model antény je umístěn ve výšce  $z = 500$  mm nad modelem ležícího kojence, konkrétně nad středem jeho trupu. Dýchání a srdeční aktivitu lze nasimulovat zvětšováním částí modelu odpovídající hrudníku, plicím a srdci. Rozdíl mezi poloměry modelu hrudníku a plic při maximálním nádechu a výdechu byl zvolen u obou 5 mm, rozdíl poloměru modelu srdce v systole a diastole byl 2 mm. Dýchačí cyklus je nasimulován v pěti ekvidistantních krocích mezi plným výdechem a nádechem, srdeční rytmus je reprezentován jen dvěma stavy, které v reálu odpovídají systole a diastole.

Ze série odrazů získaných v simulátoru od statických modelů s různě velkými částmi odpovídajícími fázím dýchání a srdeční činnosti lze jejich vhodným poskládáním za sebe vytvořit matici odrazů, které by byly měřeny v čase, pokud by se model opravdu pohyboval.



Obrázek 12: Simulovaná časová posloupnost odrazů od modelu v různých fázích nádechu a tepu srdce. Barevně je zakódována amplituda naměřených odrazů  $U$  (V).

Obrázek 12 ukazuje, jak by taková matice vypadala. V každé jednotlivé simulaci se v čase 0 ns vyšle širokopásmový pulz proti modelu a následně anténa 10 ns přijímá odražené signály. Ty na obrázku 12 odpovídají ose  $y$ . Podle toho, v jakém časovém okamžiku vzhledem k fázi dýchacího a srdečního cyklu by se simulovaný pulz od modelu odrazil, by se měnil tvar odraženého signálu. V obrázku je 60 sekund simulovaných odrazů s frekvencí dýchání 60/min a srdeční frekvencí 160/min (fyziologické hodnoty u novorozenců [25]).

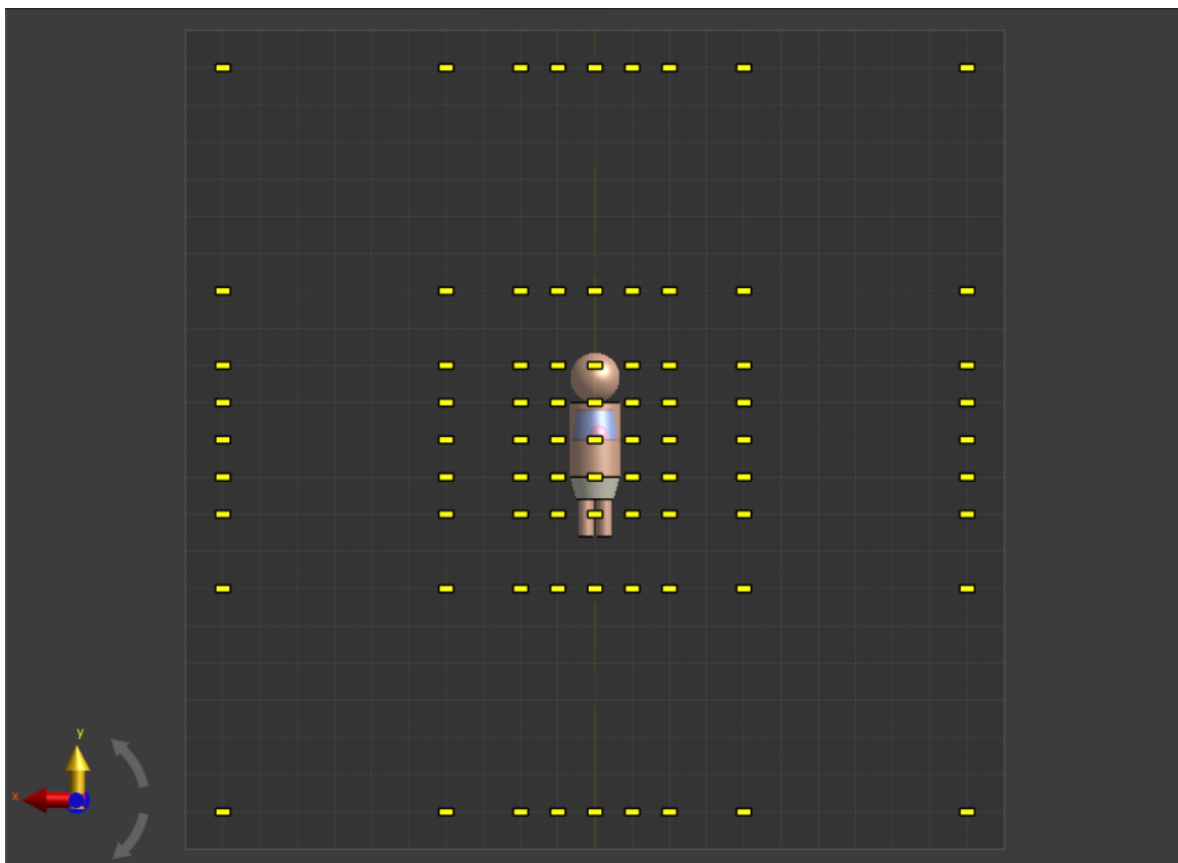
### 2.3 Optimalizace pozice antény

K určení nejlepší možné pozice antény vzhledem ke kojenci je třeba ověřit závislost velikosti přijatých odrazů spojených s vitálními funkcemi na některých vybraných faktorech, zejména na polarizaci antény, vzdálenosti antény od kojence v ose  $z$  a její pozici v rovině  $xy$ . Z rovnic 1-3 nepřímo vyplývá, že nejlepší pozice v rovině  $xy$  se bude nacházet shodně se středem hrudníku kojence, a čím k němu bude anténa blíže v ose  $z$ , tím bude amplituda přijatých signálů větší. Tato analýza nám ale může například odhalit, kam až se může kojeneček pohnout, aby zároveň bylo stále možné detekovat životní funkce.

Pro ověření každého z faktorů byl použit analogický postup. Byla provedena série simulací



v rovině  $xy$  v prostoru o rozměru 2x2 metry s modelem kojence umístěným v jeho středu. Jednotlivá umístění antény jsou naznačena v obrázku 13. Pilotní měření ukázalo, že největší změny v přijatých odrazech zaznamenáváme dle očekávání na pozicích v blízkosti středu, kde je zároveň signál nejsilnější. Od určité vzdálenosti od středu pak směrem ke krajům dochází k téměř lineárnímu poklesu. Proto je síť pozic ve středu hustší (100 mm mezi jednotlivými pozicemi) než na okrajích. Hlavním důvodem ke snížení počtu simulací v okrajových částech je jejich časová náročnost (30 - 40 minut na jednu simulaci).

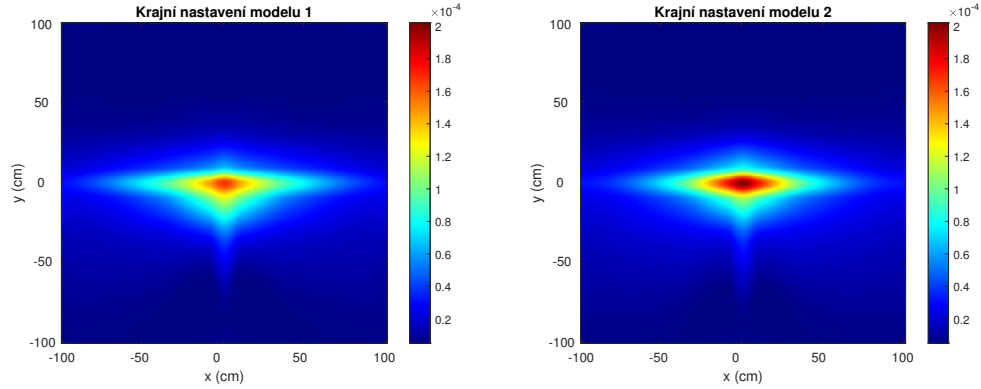


Obrázek 13: Pozice antén při simulacích.

Z jednotlivých simulací dostaneme 1D signály, které odpovídají amplitudě přijatých odrazů v čase. Aby bylo možné zobrazit 2D závislost síly přijatých odrazů na pozici antény, je potřeba každý tento časový průběh převést na jednu metriku  $M$  např. takto:

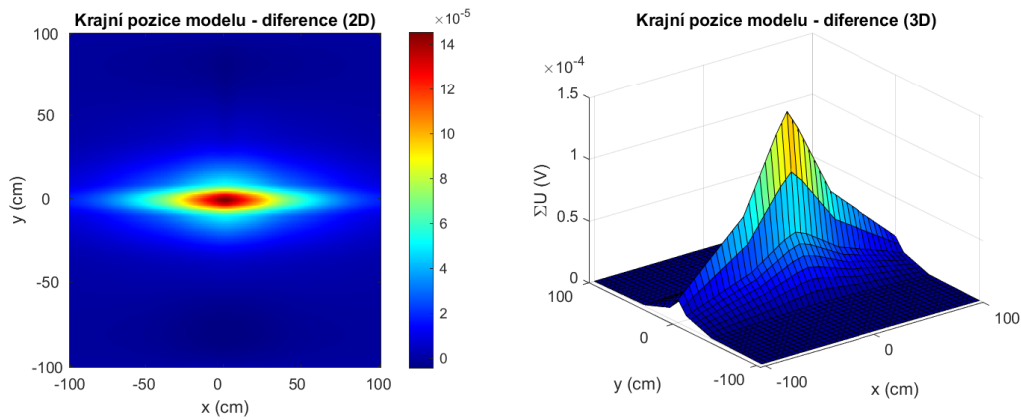
$$M_i = \int_0^{10^{-8}} |u_i(t)| dt$$

Takto získáme matici hodnot, které jsou úměrné intenzitě přijatých odrazů na výše zvolených pozicích. Abychom pracovali pouze se signály odraženými od modelu kojence, je potřeba ještě odečíst odrazy z prázdného prostoru. V dalším kroku je třeba provést 2D interpolaci. Vizualizace intenzity přijatých odrazů v závislosti na pozici antény je vidět v obrázku 14.



Obrázek 14: Ukázka intenzity přijatých odrazů v závislosti na pozici antény v rovině  $xy$ .

Každý z obou obrázků odpovídá jednomu z krajních nastavení modelu, tedy úplnému nádechu se srdcem v diastole a úplnému výdechu se srdcem s systole. V obou obrázcích lze pozorovat přibližně mezi souřadnicemi  $[0, 20]$  a  $[0, -70]$  shodné odrazy, které z pocházejí téměř výhradně od hlavy a dolních končetin. Zároveň velká část odrazů od hrudníku pochází z jeho statických částí. Pro lepší vizualizaci odrazů pocházejících pouze z vitálních funkcí je tedy lepší použít diferenční zobrazení obou předchozích stavů, které bude vypadat jako v obrázku 15. Takto vzniklé obrazy mezi sebou půjde snadno porovnat z hlediska výše zvolených faktorů.



Obrázek 15: Diferenční zobrazení krajních nastavení modelu.

## 2.4 Detekce vitálních funkcí

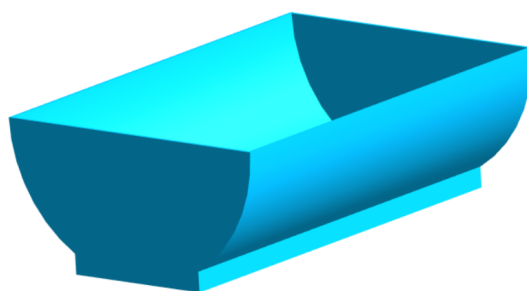
Algoritmus k detekci vitálních funkcí byl testován na simulovaném signálu z kapitoly 2.2.4. Při dopadu elektromagnetického pulzu se na každém rozhraní dvou prostředí část energie odrazí zpět k anténě (viz rovnice (2)) a část projde dál k dalšímu rozhraní. Amplituda přijatých odrazů bude menší než amplituda vyslaného signálu, tvar ale zůstává zachován. Proto je vhodné použít korelační funkci k určení míry podobnosti mezi vyslaným pulzem a přijatými echy. Lokální maxima odpovídají pozicím jednotlivých odrazů na časové ose.

## 2.5 Praktický experiment

### 2.5.1 Příprava fantomů

Pro praktický experiment bylo potřeba vytvořit takový model kojence, který by umožnil změnu vitálních funkcí, a který by zároveň svými dielektrickými parametry co nejlépe odpovídal skutečnému kojenci. K tomuto účelu byly vytvořeny dva fantomy - agarový fantom k simulaci pohybu hrudní stěny při dýchání a tekutý fantom k simulaci srdeční aktivity.

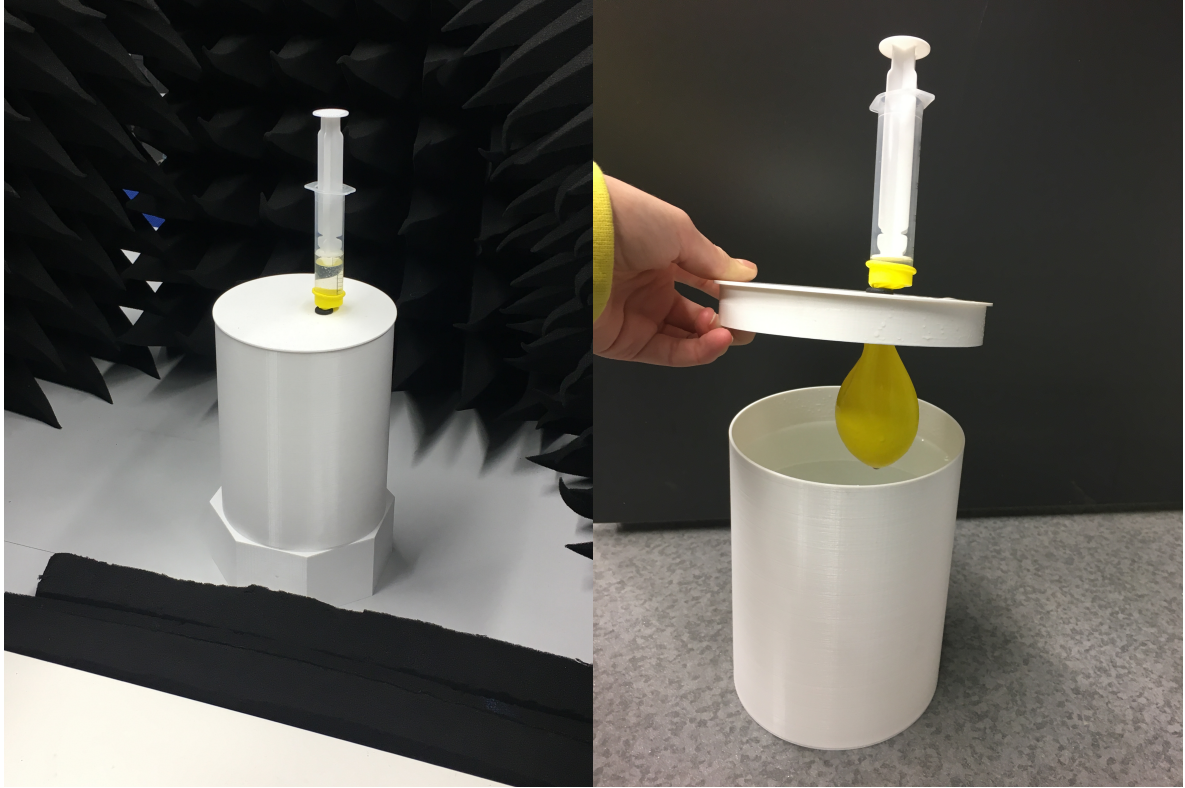
Agarový fantom svalu byl připraven podle receptu uvedeného v [26] smícháním dvou litrů vody, 6 gramů NaCl a 80 gramů agaru. Následně se směs zahřívá na 90 °C. Po dosažení správné hustoty byl agar odlit do dvou shodných forem tvaru podélně přepůleného válce (viz obrázek 16), které byly předem zhotoveny na 3D tiskárně.



Obrázek 16: Model formy na agarový fantom pro 3D tisk.

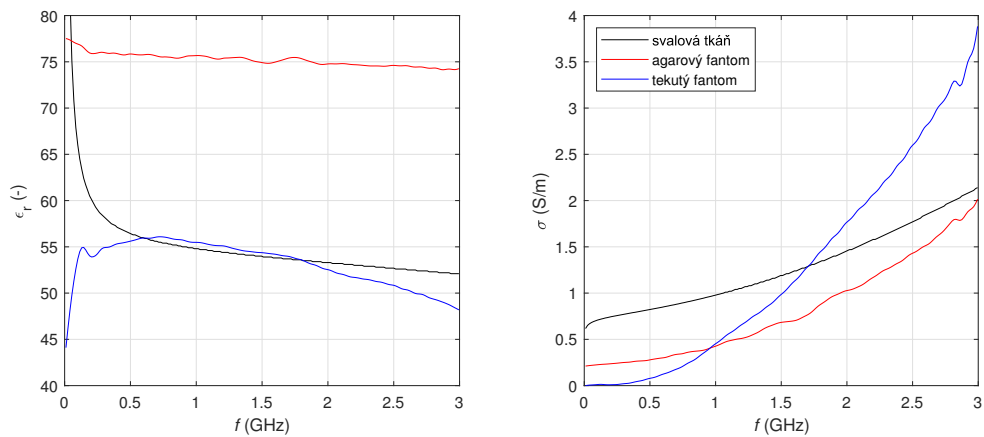
Po vychladnutí získáme válec tvořený dvěma oddělitelnými částmi, který je velikostně shodný s hrudníkem modelu kojence použitého v simulacích. Oddálením obou polovin od sebe mezi nimi vznikne prostor vyplněný vzduchem a zároveň se zvětší pomyslný obvod hrudníku podobně jako při dýchání.

Tekutý fantom svalu byl zhotoven smícháním destilované vody a izopropylalkoholu v poměru 13:7 v množství takovém, aby téměř naplnilo předem zhotovený válec o objemu 2,12 litru. Ve víku válce, který opět rozměrově odpovídá modelu hrudníku v simulacích, je vyvrtán otvor opatřený gumovou průchodkou, kterou je prostrčen balónek, a která tak funguje jako ventil. Balónek má představovat srdce, které je možné zvenku pomocí pístové stříkačky plnit tekutinou (viz obrázek 17). Gumová průchodka stahuje hrdlo balónku do té míry, že tekutina bez použití většího tlaku samovolně neprochází ani jedním směrem. K plnění balónku byla použita voda, protože svými dielektrickými vlastnostmi se velmi blíží krvi.



Obrázek 17: Nádoba s tekutým fantomem pro experiment se srdeční aktivitou.

Dielektrické vlastnosti obou použitých fantomů svalů byly změřeny koaxiální sondou u SPEAG DAK-12 ve frekvenčním pásmu od 10 MHz do 3 GHz a následně vykresleny s parametry reálné svalové tkáně získanými z databáze IT'IS Foundation [24]

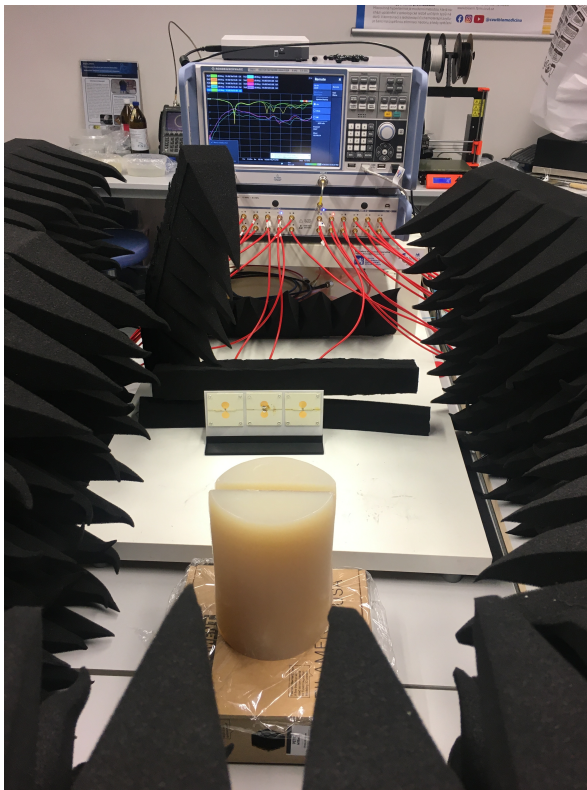


Obrázek 18: srdce

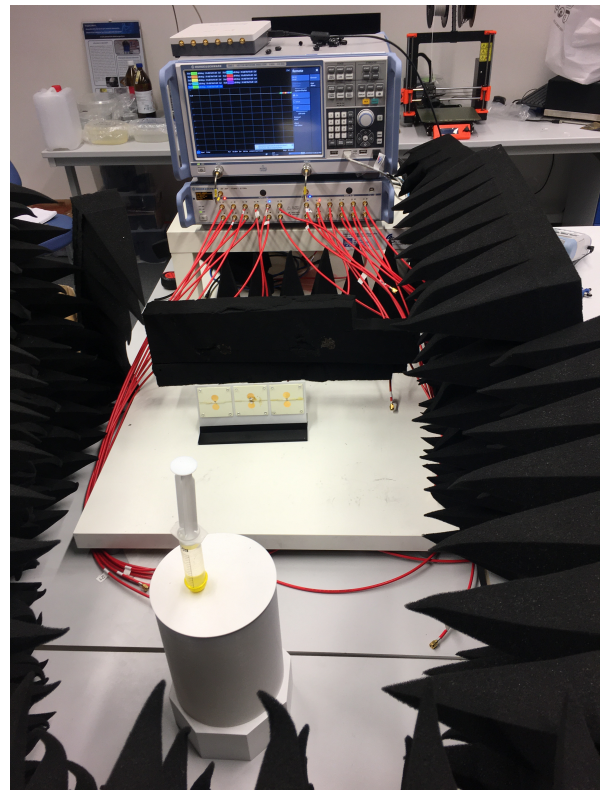
### 2.5.2 Metodika měření

V obrázku 19 je vidět, jak vypadala sestava pro praktický experiment. Tři anténní prvky byly umístěny v jedné rovině pomocí držáku z 3D tisku. Polarizace antén byla zvolena vertikální (bude vysvětleno v sekci výsledků, část 3.1). Antény byly připojeny k vektorovému analyzátoru obvodů Rohde&Schwarz ZNB 8, který pracuje v oblasti od 9 kHz do 8,5 GHz, přes přepínací matici R&S ZN - Z84.

Střed fantomu hrudníku kojence byl umístěn do vzdálenosti 50 cm od roviny antén. Okolí fantomu a zadní strana antén byly obestaveny grafénovými absorbéry elektromagnetického záření, aby se zamezilo nežádoucím odrazům od ostatního vybavení laboratoře.



(a) dýchání



(b) Činnost srdce

Obrázek 19: Setup pro experiment s měřením vitálních funkcí.

Experiment s dýchacími pohyby byl realizován posunem přední poloviny agarového fantomu hrudníku směrem k anténám, a to o 0 mm, 10 mm, a 20 mm. Zadní polovina zůstává na stejné pozici.

Srdeční aktivita byla nasimulována změnou objemu balónku s vodou uvnitř tekutého fantomu. V jednotlivých měřeních má balónek objem 20 ml, 30 ml a 40 ml. Bylo ověřeno, že při takto malém objemu se balónek roztahuje rovnoměrně do všech stran o přibližně 1,5 mm.

### 2.5.3 Úprava a zpracování získaných dat

Vektorový analyzátor vysílá místo jednoho širokopásmového Gaussovského pulzu postupně řadu několika užších napříč celým frekvenčním rozsahem. Data z vektorového analyzátoru jsou ve formě matic  $s$  parametrů, které je nejprve potřeba přenásobit vhodným oknem Gaussovského tvaru a poté pomocí inverzní Fourierovy transformace převést do časové oblasti.

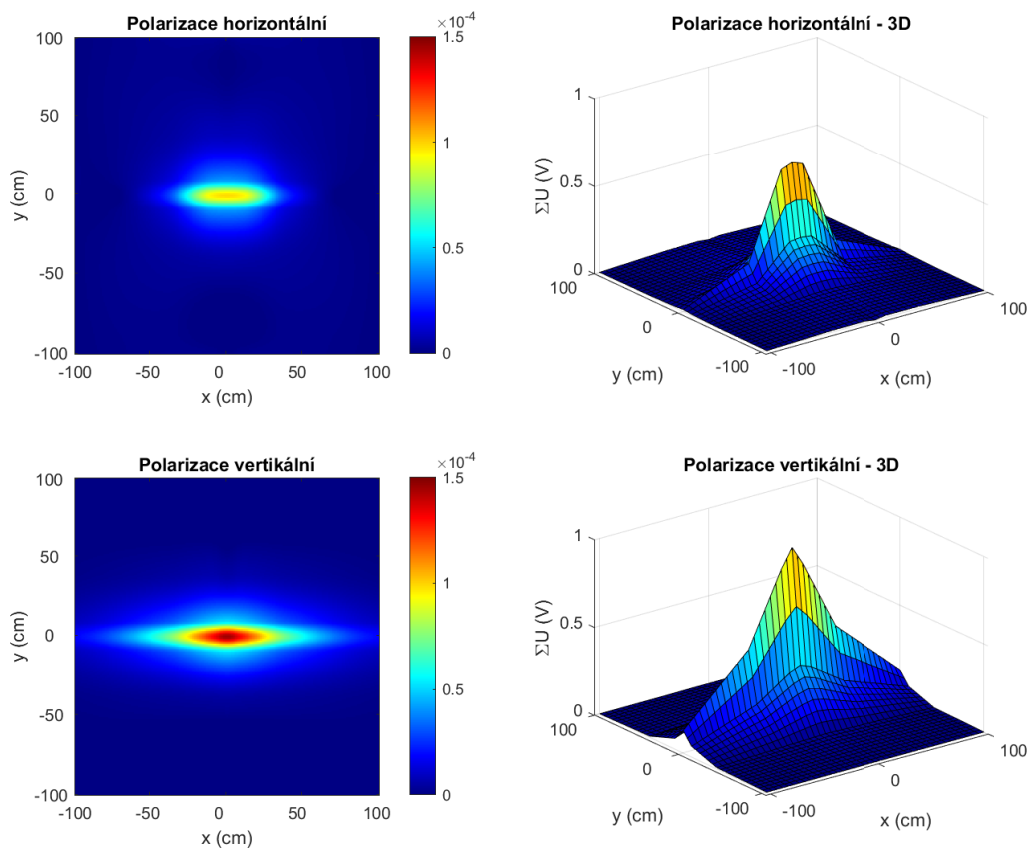
Takto získaný záznam přijatých odrazů je dlouhý přibližně 55 ns. Ze simulací a kontrolního výpočtu z rovnic (4) a (5) je zřejmé, že všechny užitečné odrazy se od 50 cm vzdáleného objektu vrátí během prvních 10 ns. Signál přijatý po 10 ns je pouze šum a nenese žádnou další užitečnou informaci. Není proto nutné ho zobrazovat.

Od každého průběhu je vždy odečten signál získaný měřením v prázdném prostoru, aby byl co nejlépe vidět užitečný signál a aby bylo potlačeno nežádoucí okolí. V části s agarovým fantomem (simulace dýchání) je navíc ke každému signálu z  $n$  měření přičten offset  $(n - 1) \cdot 100 \mu\text{V}$  tak, aby nebyly v zákrytu a bylo možné je lépe porovnat.

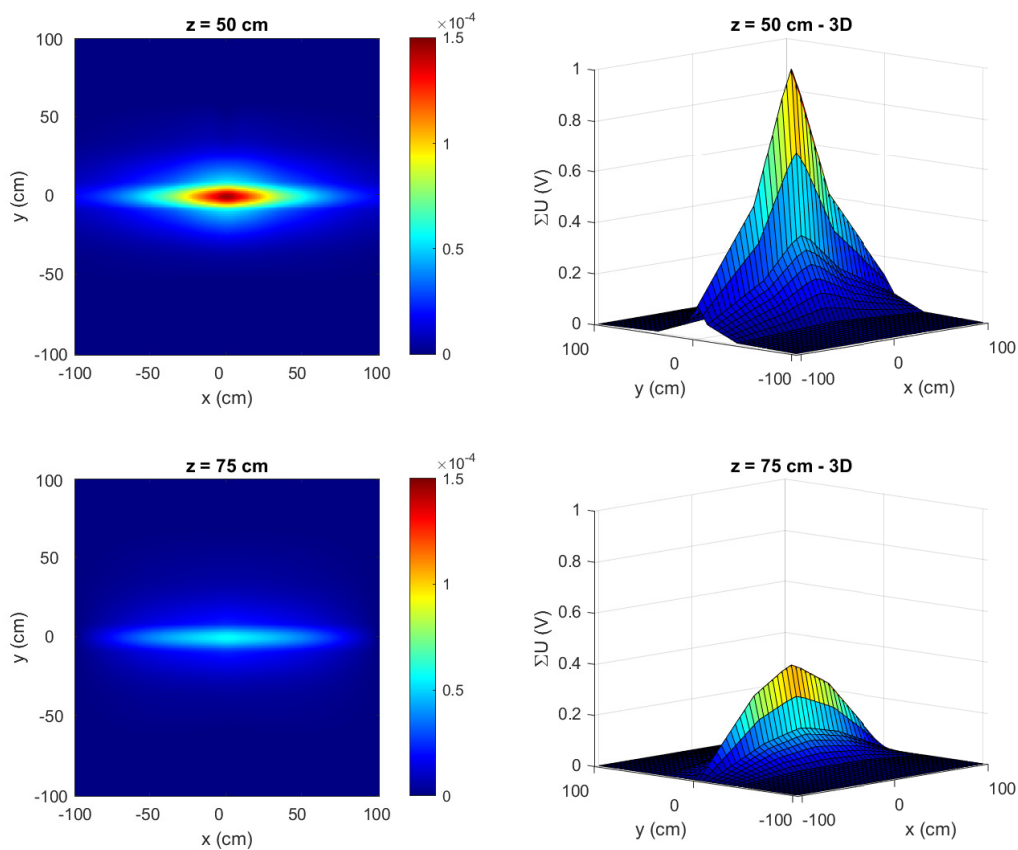
### 3 Výsledky

#### 3.1 Pozice antény

V každém z následujících grafů je znázorněna závislost síly přijatých odrazů v závislosti na pozici antény v rovině  $xy$  a jednom dalším faktoru, který je porovnáván.



Obrázek 20: Velikost přijatých odrazů pocházejících pouze od vitálních funkcí v závislosti na pozici antény vzhledem k modelu kojenice na pozici  $[0, 0]$ . Horní grafy byly vytvořeny z řady simulací s anténou v horizontální polarizaci, spodní pak s anténou ve vertikální polarizaci.

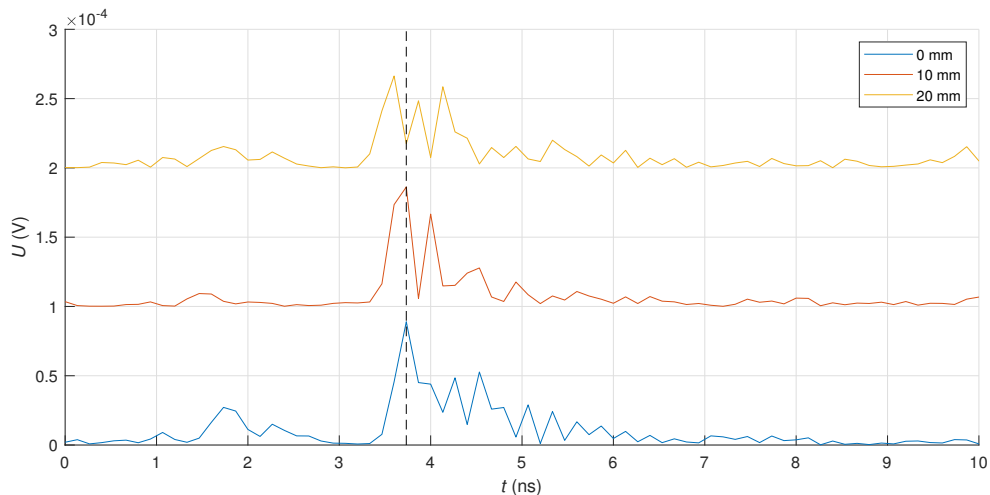


Obrázek 21: Velikost přijatých odrazů od modelu kojence, které pocházejí pouze od změny vitálních funkcí, v závislosti na pozici antény v rovině  $xy$ . V horních grafech byla rovina  $xy$  posunuta v ose  $z$  (oproti pozici modelu kojence) o 50 cm, ve spodních grafech o 75 cm. Polarizace antén byla v obou případech vertikální.

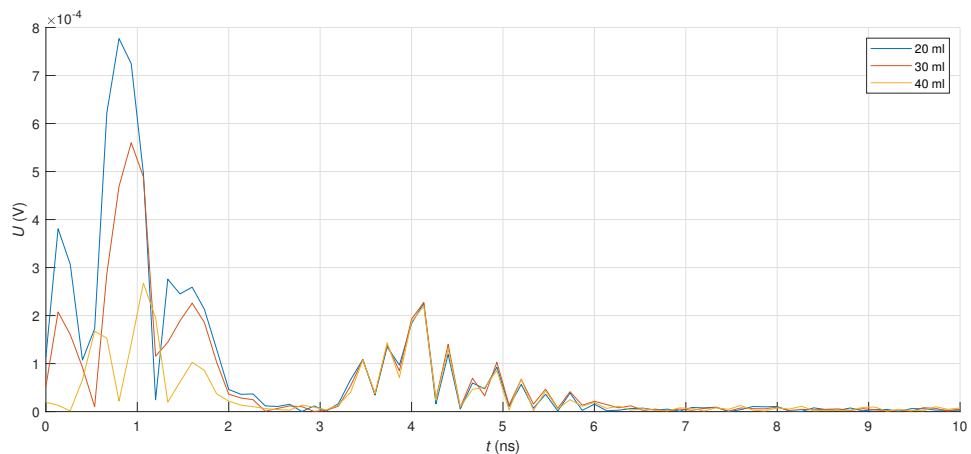


### 3.2 Praktický experiment

V následujících dvou obrázcích jsou vykresleny odrazy od fantomu kojence získané z  $s_{22}$  parametru (čili z prostřední antény, která je vůči fantomu kolmo).



Obrázek 22: Přijaté odrazy od agarového fantomu kojence. Dýchání je simulováno posunem jedné poloviny agarového válce směrem k anténě, zatímco druhá zůstává statická. Tím mezi polovinami vzniká vzduchová mezera, která je široká 0 - 20 mm.



Obrázek 23: Přijaté odrazy od tekutého fantomu kojence. Srdeční činnost je simulována změnou objemu balónku představujícího srdce od 20 ml do 40 ml.

## 4 Diskuze

### 4.1 Optimální pozice antény

Jak vyplývá z grafů v obrázku 20, který porovnává intenzitu přijatých odrazů anténou s vertikální a horizontální polarizací, vertikální polarizace je k měření vitálních funkcí výrazně vhodnější. Amplituda přijatých odrazů je skoro dvakrát vyšší než u horizontální orientace. Zároveň rozmezí, kam až se může kojenec pohnout, aby byla anténa stále schopná naměřit dostatečně silný signál je v ose  $y$  srovnatelná pro obě polarizace (asi 15 cm nahoru i dolů z pozice  $[0, 0]$ ), a v ose  $x$  je ve vertikální polarizaci toto rozmezí 50 cm nalevo i napravo, což je dvakrát tolik, co při polarizaci horizontální. Toto platí, pokud je vzdálenost antény od kojence přibližně 50 cm.

Grafy v obrázku 21 ukazují vliv vzdálenosti antény na sílu přijatých odrazů. Jak už vyplývá z radarové rovnice (1), výkon přijatého odrazu se snižuje se čtvrtou mocninou vzdálenosti antény od odrazné plochy cíle. Přestože k vizualizaci síly přijatých signálů v závislosti na pozici antény v prostoru byla použita jiná metrika než výkon, je vidět nelineární závislost - oddálením antény od kojence na jedenapůlnásobek původní vzdálenosti se sníží celková amplituda přijatých odrazů víc než dvojnásobně.

Vezmeme-li v úvahu to, že novorozenec či kojenec nemusí být v inkubátoru nebo postýlce umístěn vždy na stejné pozici, případně že se může pohybovat, je potřeba použít víc než jeden anténní prvek. Vzdálenost antén od plochy postýlky by z hlediska detekce odrazů měla být co možná nejmenší, ale zároveň je třeba nechat mezi nimi dostatečný prostor k samotnému pohybu kojence a případné péči o něj. Jako optimální výška  $z$  pro umístění antén nad postýlkou se zdá  $55 \pm 5$  cm.

Z porovnání velikosti amplitudy přijatých odrazů v závislosti na polarizaci antény vychází mnohem lépe polarizace vertikální (tzn. osa procházející rameny antény je rovnoběžná s osou těla kojence). Pokud je postýlka široká do 120 cm (běžná šířka je do 60 cm), a vertikálně orientovaná anténa je umístěna ve středu této šířky  $x$  ve vzdálenosti  $z \approx 50$  cm, může se tělíčko kojence posunout libovolně daleko ke straně a anténa bude pořád schopna užitečného echa přijmout.

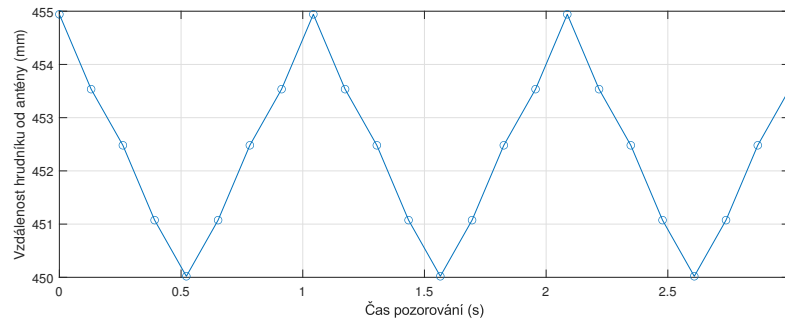
Aby byla pokryta celá plocha postýlky - tzn. aby bylo možné naměřit signál odpovídající vitálním funkcím bez ohledu na to, kde bude zrovna kojenec ležet, je potřeba použít víc než jeden anténní prvek ve směru délky postýlky  $y$ . Pokud použijeme vícero antén, může mezi nimi docházet k přeslechům (to je možné vidět např. v obrázku 26 v části 3.3), které je třeba odlišit od užitečného signálu. Proto je nutné zvolit rozestup jednotlivých antén mezi sebou různou od dvojnásobku vzdálenosti antén od kojence. Jak už bylo zmíněno výše, užitečný signál je v tomto směru možné přijmout pouze pokud je odrazná plocha (hrudník) posunuta oproti anténě ve směru  $y$  o méně než  $\pm 15$  cm. Ideálně by tedy jednotlivé antény od sebe neměly být dál než 30 cm. Pokud je běžná délka postýlky do 120 cm a počítáme-li, že na okrajích můžou být jen části těla, které nejsou zdrojem užitečného signálu, měly by stačit dva až tři anténní

prvky.

## 4.2 Detekční algoritmus

Detekční algoritmus byl testován na části simulovaného záznamu dýchání a srdeční aktivity z obrázku 12 v sekci 2.2.4. Z měření radarem bychom dostali obdobnou, jen méně periodickou posloupnost signálu, z nichž každý jednotlivý lze hned po přijetí analyzovat. Algoritmus využívající korelaci mezi vyslaným signálem a přijatými echy umožňuje detekovat pozici rozhraní v čase a buď rovnou, nebo po přepočtu na vzdálenost je zobrazit.

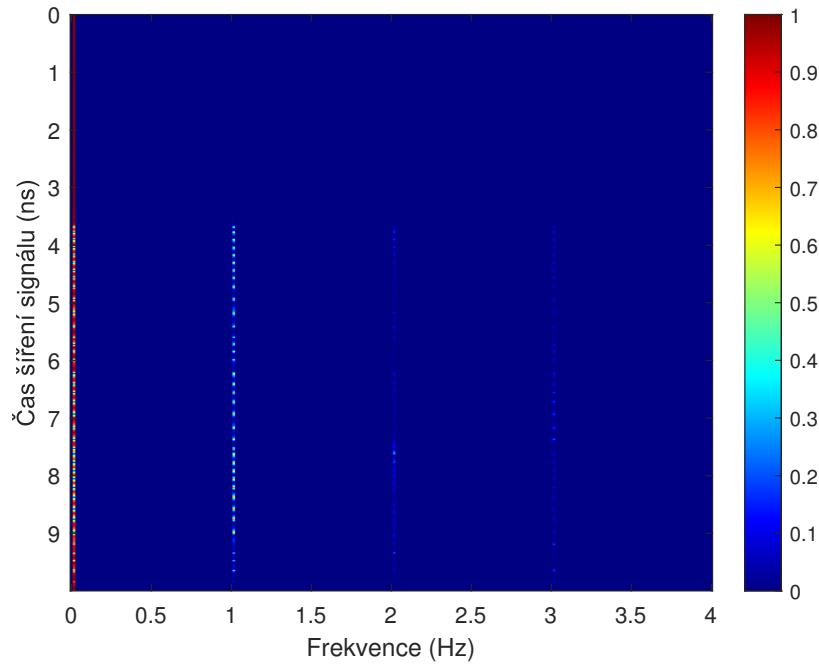
V obrázku 24 je takto vykreslena vzdálenost prvního rozhraní od antény (tedy dýchací pohyb) v závislosti na čase. Dýchání nemá fyziologický sinusový průběh, protože bylo simulováno v pěti ekvidistantních krocích.



Obrázek 24: Detekce simulovaného dýchacího pohybu (vzdálenost hrudníku od antény v závislosti na čase).

Odrazy od dalších rozhraní nebyly vykresleny, protože nedaly žádnou novou informaci oproti prvnímu rozhraní. To znamená, že odrazy od srdce se ze simulovaného průběhu nepodařilo získat.

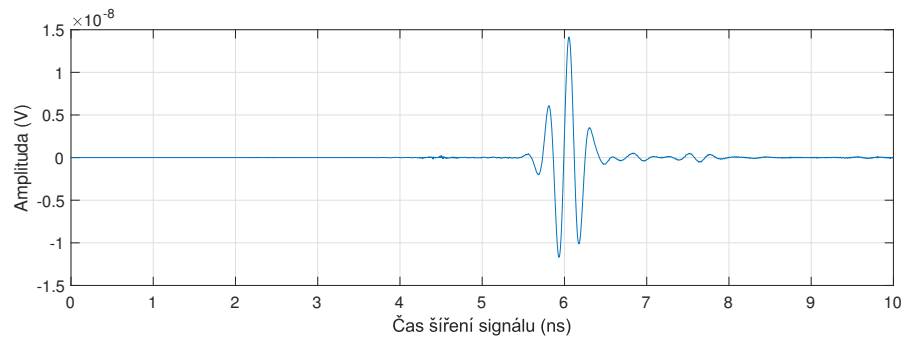
Další možností, jak určit přítomnost srdeční a dechové činnosti, je zobrazit si spektra přijatých odrazů „v prostoru“ (tzn. pokud máme záznam jako v obrázku 12, kde ve sloupcích jsou uloženy přijaté odrazy mezi časy 0-10 ns od vyslání, jedná se o spektrum řádků). Nevýhodou je potřeba delšího časového záznamu, který by ale zapříčinil prodlevu mezi zástavou vitálních funkcí a její detekcí.



Obrázek 25: Normalizované spektrum ze simulovaného záznamu vitálních funkcí.

Ve spektru je vidět, že mezi 0 ns a 3,5 ns převládá stejnosměrná složka, a že tedy v prostoru bezprostředně před anténou se po celou dobu záznamu nachází pouze prázdko nebo statické objekty. V čase 3,5 ns (přepočteno na vzdálenost je to asi 45 cm od antény) se nachází první rozhraní, které se pohybuje s frekvencí 1 Hz. Následuje několik dalších rozhraní a mnohonásobné odrazy mezi nimi. Zároveň ve spektru pozorujeme parazitní vyšší harmonické složky.

V simulovaném záznamu, ze kterého spektrum vychází, je přítomna srdeční frekvence o velikosti 2,7 Hz. Zdá se, že odrazy od srdce jsou příliš malé, a tak nejen že nebyly detekovány algoritmem, ale ani se neprojeví ve spektru. Přitom rozdílové zobrazení odrazů od většího (simulace diastoly) a menšího srdce (simulace systoly) ukazuje, že ke změně v přijatých odrazech dochází.



Obrázek 26: Diferenční zobrazení odrazů s rozdílnou velikostí srdce ve shodné fázi dýchacího cyklu.

## 4.3 Praktický experiment

### 4.3.1 Dýchání

V obrázku 22 jsou vykresleny tři signály, které se od sebe liší vzdáleností obou agarových částí od sebe. Nejspodnější (modrý) průběh odpovídá přijatým odrazům od fantomu v situaci, kdy obě poloviny přiléhají na sebe a není mezi nimi žádná vzduchová mezera. V dalším porovnávání ho uvažujeme jako referenční. Proto je jeho maximum vedena přerušovaná linie, která usnadní porovnání posunů ostatních signálů vůči tomuto.

Maximum signálů v obrázku 22 odpovídá odrazu od přední části fantomu hrudníku. Lze to potvrdit výpočtem s užitím rovnic (4) a (5) - rychlost světla  $c$  je rovna přibližně  $30 \text{ cm}\cdot\text{ns}^{-1}$  a relativní permitivita  $\varepsilon_r$  běžného vzduchu v laboratoři se může pohybovat okolo 1,5. Pokud je čas mezi vysláním pulzu a přijetím jeho odrazu  $3,5 \text{ ns}$ , pak vzdálenost mezi anténou a objektem, od kterého byl odražen, vychází přibližně  $45 \text{ cm}$ . A to odpovídá pozici, do které byl fantom skutečně umístěn.

Pokud se přední část hrudníku při simulovaném nádechu přiblíží směrem k anténě, měla by se měnit i pozice maxima přijatého odrazu v čase. V obrázku 22 je vidět, že při posunu hrudníku o  $10 \text{ mm}$  je sice náznak posunu, ale pozice maxima v čase je shodná jako u nulového posunu. Detekovatelná změna nastane až při posunu o  $20 \text{ mm}$ .

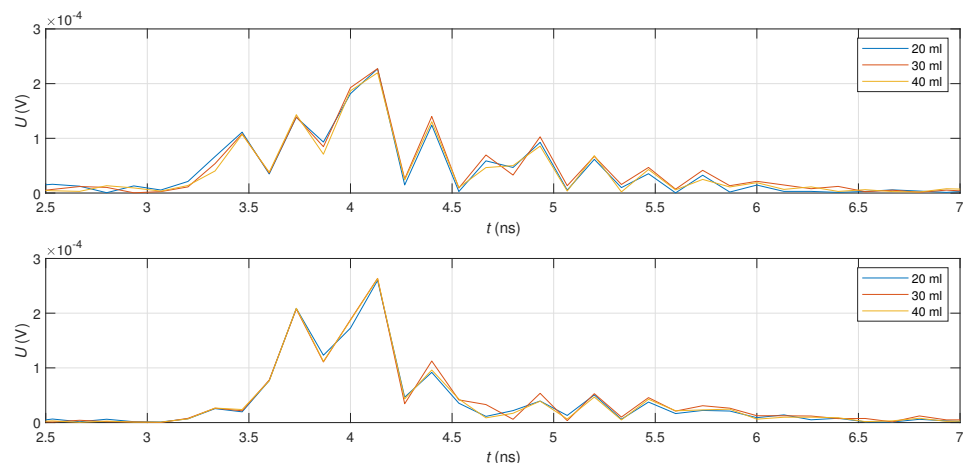
Vektorový analyzátor pracuje do  $8,5 \text{ GHz}$ , což tedy znamená maximálně  $8,5$  vzorku za jednu nanosekundu. Rychlost šíření elektromagnetické vlny ve vzduchu dle vztahu (5) vychází cca  $22,5 \text{ cm}\cdot\text{ns}^{-1}$ . Z toho lze určit, že minimální vzdálenost dvou bodů, které je od sebe možné rozlišit, je  $\approx 1,3 \text{ cm}$ .

### 4.3.2 Srdeční aktivita

V obrázku 23 jsou vykresleny opět tři signály, tentokrát přes sebe, které odpovídají odrazům od fantomu kojence se srdcem. Měření bylo provedeno pro tři různé objemy srdce s ekvidistantním krokem  $10 \text{ ml}$ . Na první pohled se zdá, že se od sebe přijaté signály vzájemně neliší.

V prvních dvou nanosekundách měření pozorujeme parazitní signál, který nemá nic společného s odrazy od fantomu kojence. Elektromagnetická vlna se šíří vzduchem směrem k fantomu a v čase okolo  $3,5 \text{ ns}$  se k anténě vrátí odraz od prvního rozhraní vzduch - sval analogicky, jak je to popsáno v části 4.2.1. Část energie ale projde dovnitř do fantomu svalů. Permitivita svalové tkáně je vyšší než permitivita vzduchu, a tak se bude elektromagnetická vlna šířit uvnitř fantomu pomaleji než vně. S využitím vztahu (5) je možné určit, že rychlost uvnitř svalů je asi šestkrát menší, tedy přibližně  $4 \text{ cm}\cdot\text{ns}^{-1}$ . Z toho plyne, že je možné zaznamenat změnu o velikosti  $\approx 2,5 \text{ mm}$ .

Balónek se při změně objemu z  $20 \text{ ml}$  na  $40 \text{ ml}$  roztáhne rovnoměrně do všech stran o  $2 \text{ mm}$ , což by vzhledem k nepřesnosti aproximace mohlo být na hranici detekovatelnosti. V následujících dvou grafech v obrázku 26 jsou v detailu vykresleny přijaté odrazy, které budou snáze popsitelné než ty v obrázku 23 v sekci výsledků.



Obrázek 27: Odrazy od fantomu kojence. Každý z grafů vznikl ze série na sebe nezávislých měření a byl naměřen jinou anténou.

Vzhledem k velikosti balónku představujícího srdce, která je 43-47 mm a jeho umístění v levé části hrudníku, je vzdálenost mezi rozhraním vzduch-sval a prvním rozhraním sval-srdce asi 3-4 cm. To při rychlosti šíření elektromagnetické vlny ve svaly rovné  $4 \text{ cm} \cdot \text{ns}^{-1}$  znamená, že odraz od srdce se vrátí zpět k anténě 1,3-2 ns po odrazu od hrudníku.

Jak vidno v obrázku 26, měřené signály jsou v téměř celém svém průběhu shodné, jen v čase po 4,5 ns lze pozorovat u obou nezávislých měření odchylku od simultánního průběhu. Toto zvlnění se objevuje v obou případech v časovém intervalu od prvního odrazu, který byl přibližným výpočtem určen jako ten, ve kterém dojde k dopadu odrazů od srdce zpět na anténu. Druhá série měření, která byla naměřena nezávisle na první, i fakt, že je zvlnění vidět při měření jinou z antén, jen dokazuje, že se nejedná o náhodné zkreslení signálu, ale že pravděpodobně pochází opravdu od pohybu srdce. Lze tedy říci, že je možné pozorovat změnu signálu související se srdečními pohyby.

### 4.3.3 Limitace, další postup

Pilotní měření pomocí vektorového analyzátoru ukázalo, že měření vitálních funkcí pomocí radaru by mohlo být proveditelné. Z odhadu rozlišovací schopnosti systému s vzorkovací frekvencí 8,5 GHz je zřejmé, že k detekci tak malých změn, jaké mohou být způsobené dýcháním a činností srdce například u nedonošenců, musela by vzorkovací frekvence být alespoň desetkrát větší, aby to možné bylo. Navazující měření by se tedy měla ubírat tímto směrem.

Při měření radarem, kde bude přesně znám tvar vysílaného pulzu, by mělo být snadné dekorelovat přijaté odrazy a původně vyslaný pulz a tím přesněji určit pozice rozhraní, od kterých se odrazy vrací a sledovat jejich změnu v čase. V této práci bylo zjištěno, že lze pozorovat změnu v přijatých odrazech, která souvisí s vitálními funkcemi. Dýchání, je možné nejlépe určit z nejsilnějšího echa od prvního rozhraní vzduch-sval. Mezi posunem maxima tohoto odraženého pulzu v čase a zvětšujícím se obvodem hrudníku při nádechu je lineární

závislost, která je vidět i v signálech naměřeném vektorovým analyzátozem.

Problém nastává při detekci srdečních pohybů. Čím dál je rozhraní dvou prostředí od antény, tím je amplituda přijatých odrazů menší (2). Zároveň prodleva mezi přijatými echy, která je přímo úměrná dvojnásobku vzdálenosti rozhraní a nepřímo rychlosti šíření elektromagnetické vlny v dielektriku, je srovnatelná s délkou vyslaného pulzu. Tím pádem dochází k částečnému překryvu s odrazem od hrudníku, od kterého je ten od srdce těžko odlišitelný. Proto by bylo vhodnější pracovat s dekorelovanými průběhy.

Dále by bylo vhodné vytvořit takový fantom, který by umožnil simulovat souběžně dechovou i srdeční aktivitu. Ze simulací se zdá, že ani při zvýšení vzorkovací frekvence radaru nebude možné na takto zjednodušeném fantomu zaznamenat srdeční rytmus. Jak už bylo zmíněno v úvodu této práce, je pravděpodobné, že detekovatelný signál související s aktivitou srdce vůbec nepochází z odrazů z rozhraní srdce-okolní tkáň, ale z např. z plnění velkých cév či z drobné pulzace povrchových tepen. Proto by bylo vhodné zamyslet se nad realizací fantomu, který by alespoň částečně zahrnoval cévní soustavu.

## 5 Závěr

V rámci této práce byl vybrán širokopásmový anténní prvek vhodný pro monitorování vitálních funkcí. Motýlkový dipól byl zvolen pro své přijatelně malé rozměry, snadnou výrobu a nízkou cenu, a hlavně kvůli šířce pásma v rozsahu 1 - 5 GHz, ve kterém anténa pracuje efektivně.

V simulátoru Sim4Life byl vytvořen zjednodušený model kojence, který umožňoval v několika krocích nasimulovat dýchací pohyb a aktivitu srdce. Pomocí něj byla vytvořena série simulovaných odrazů, na kterých byl testován detekční algoritmus.

Dále byla v simulátoru provedena série měření, která měla ukázat nejlepší pozici antény vzhledem k monitorovanému novorozenci. Jako optimální možnost vyšla anténa orientovaná vertikálně vůči ose těla, umístěná přibližně ve vzdálenosti 50 cm od hrudníku. Vzhledem k možnému pohybu novorozence po prostoru postýlky či inkubátoru je vhodné použít alespoň dva anténní elementy.

Praktický experiment ukázal, že za určitých podmínek by dechová aktivita pomocí radaru měla být snadno a přesně detekovatelná. Monitorování srdce bude třeba lépe prozkoumat v experimentu s fantomem, který by umožňoval věrněji simulovat činnost srdce. I v případě, že by se v budoucnu podařilo širokopásmovým radarem monitorovat pouze dýchání, byl by to vzhledem k motivaci práce - nahrazení nebo vylepšení systémů k monitoringu dětské spánkové apnoe a SIDS - stále úspěch.



## Reference

- [1] ADÁMEK, Tomáš, et al. Soudní lékařství: I. díl. 2015.
- [2] ŠONKA, Karel. *Apnoe a další poruchy dýchání ve spánku*. Grada Publishing as, 2004.
- [3] BABYSENSE II, Monitor dechu. *Návod k použití*. [online]. 2021 [citace 2021-01-10]. Dostupné z: [https://www.babysense.cz/ke-stazeni/manualy/V.BS2Pro.01.\(CZ.SK.HU\).02.18.pdf](https://www.babysense.cz/ke-stazeni/manualy/V.BS2Pro.01.(CZ.SK.HU).02.18.pdf)
- [4] Historický úvod. Vysokofrekvenční elektrotechnika [online]. [cit. 2021-04-available from: [http://physics.mff.cuni.cz/kfpp/skripta/vf-elektronika/01\\_2.html](http://physics.mff.cuni.cz/kfpp/skripta/vf-elektronika/01_2.html)
- [5] SKOLNIK, Merrill Ivan. Introduction to radar systems. *New York*, 1980.
- [6] DĚDEK, Libor; DĚDKOVÁ, Jarmila. Elektromagnetismus. Brno: VUTIUM, 1998. 229 pages.
- [7] VRBA, Jan. *Lékařské aplikace mikrovlnné techniky*. Vydavatelství ČVUT, 2003.
- [8] LI, Jing, et al. Simulation and signal processing of UWB radar for human detection in complex environment. In: *2012 14th International Conference on Ground Penetrating Radar (GPR)*. IEEE, 2012. p. 209-213.
- [9] Radar Range - Pulse Radar. Radarové systémy [online]. [cit. 2021-05-available from: [https://moodle.fel.cvut.cz/pluginfile.php/249925/mod\\_resource/content/0/Lecture%201-2.pdf](https://moodle.fel.cvut.cz/pluginfile.php/249925/mod_resource/content/0/Lecture%201-2.pdf)
- [10] PROCHÁZKA, Miroslav. Antény—encyklopedická příručka, 3. rozšířené vydání. *BEN technická literatura, Praha*, 2005.
- [11] JACKSON, David R.; OLINER, Arthur A.; BALANIS, C. Modern antenna handbook. In: *Leaky-wave antennas*. Wiley, 2008.
- [12] DANIELS, David J. Ground penetrating radar. *Encyclopedia of RF and microwave engineering*, 2005.
- [13] SACHS, Jürgen. *Handbook of ultra-wideband short-range sensing: theory, sensors, applications*. John Wiley & Sons, 2013.
- [14] THIEL, F., et al. Implementation of ultra-wideband sensors for biomedical applications. *Frequenz*, 2009, 63.9-10: 221-224.
- [15] CONCEIÇÃO, Raquel Cruz, et al. (ed.). *An introduction to microwave imaging for breast cancer detection*. Basel, Switzerland.: Springer International Publishing, 2016.

- [16] SCAPATICCI, R., et al. Robust microwave imaging for brain stroke monitoring. In: *2013 7th European Conference on Antennas and Propagation (EuCAP)*. IEEE, 2013. p. 75-78.
- [17] FISER, Ondrej, et al. Microwave non-invasive temperature monitoring using UWB radar for cancer treatment by hyperthermia. *Progress In Electromagnetics Research*, 2018, 162: 1-14.
- [18] OSSBERGER, Gerald, et al. Non-invasive respiratory movement detection and monitoring of hidden humans using ultra wideband pulse radar. In: *2004 International Workshop on Ultra Wideband Systems Joint with Conference on Ultra Wideband Systems and Technologies. Joint UWBST & IWUWBS 2004 (IEEE Cat. No. 04EX812)*. IEEE, 2004. p. 395-399.
- [19] HIGASHIKATURAGI, Kenji, et al. Non-invasive respiration monitoring sensor using UWB-IR. In: *2008 IEEE International Conference on Ultra-Wideband*. IEEE, 2008. p. 101-104.
- [20] AKIYAMA, Tomoya; IKEGAMI, Tetsushi; TAKIZAWA, Kenichi. A non-invasive detection of respiration by using ultra wideband signals. In: *The 15th International Symposium on Wireless Personal Multimedia Communications*. IEEE, 2012. p. 514-518.
- [21] SACHS, J., et al. Remote heartbeat capturing of high yield cows by uwb radar. In: *2015 16th International Radar Symposium (IRS)*. IEEE, 2015. p. 961-966.
- [22] REN, Lingyun, et al. Noncontact heartbeat detection using UWB impulse Doppler radar. In: *2015 IEEE Topical Conference on Biomedical Wireless Technologies, Networks, and Sensing Systems (BioWireleSS)*. IEEE, 2015. p. 1-3.
- [23] VOJTĚCH, Hrubý. Širokopásmová anténa pro mikrovlnné zobrazovací metody v medicíně. 2019. [online] Dostupné z: <https://dspace.cvut.cz/handle/10467/82556>
- [24] The Foundation for Research on Information Technologies in Society (IT'IS) [online]. Dostupné z: <http://www.itis.ethz.ch>
- [25] MUNTAU, Ania Carolina. *Pediatric*. 4. vydání. Praha: Grada, 2009, 330.
- [26] KATO, Hirokazu; HIRAOKA, Masahiro; ISHIDA, Tetsuya. An agar phantom for hyperthermia. *Medical physics*, 1986, 13.3: 396-398.