

Diagnostisering av muskelbristningar med hjälp av mikrovågor

Konstruering av illustrativa bilder av blödningar

SSYX02-16-30

Oscar Aspestrand
Johannes Gustafsson
Niclas Hillborg
Amanda Larsson
Lisa Malis
Reza Mavandadipur

KANDIDATARBETE 2016:05

Diagnostisering av muskelbristningar med hjälp av mikrovågor

Konstruering av illustrativa bilder av blödningar

Oscar Aspestrand
Johannes Gustafsson
Niclas Hillborg
Amanda Larsson
Lisa Malis
Reza Mavandadipur



CHALMERS

Institutionen för Signaler och System
CHALMERS TEKNISKA HÖGSKOLA
Göteborg, Sverige 2016

Diagnostisering av muskelbristningar med hjälp av mikrovågor
Konstruering av illustrativa bilder av blödningar

Handledare: Andreas Fhager, Institutionen för Signaler och System
Examinator: Hana Dobsicek Trefna, Institutionen för Signaler och System

Kandidatarbete 2016:05
Institutionen för Signaler och System
Chalmers Tekniska Högskola

Omslag: Simulerad data efter att DMAS-algoritmen applicerats. Blödningen är lokaliserad på $[x \ y \ z]=[15 \ 15 \ 54]$ med frekvensbandet 0-3GHz och 10 antenner.

Skriven i L^AT_EX
Göteborg, Sverige 2016

Sammandrag

Muskelbristningar i hamstringsmuskeln är den mest förekommande skadan och drabbar idrottare inom framförallt fotboll och friidrott. Idag diagnostiseras muskelbristningar framförallt med hjälp av magnetröntgen, vilket är en dyr och tidskrävande teknik. På grund av dessa problem har ett intresse väckts för att skapa en enklare teknik för att kunna diagnostisera muskelbristningar. Ett tidigare arbete på Chalmers har utvecklat ett mikrovågsbaserat system för att detektera blödningar i hjärnan. Detta arbete har varit en utgångspunkt för två tidigare kandidatarbeten för att undersöka möjligheten att kunna tillämpa liknande teknik för lårmuskulaturen. De tidigare arbetena har tillverkat en prototyp och fokuserat på att undersöka stabiliteten och repeterbarheten hos den mätutrustning som används. Med dessa arbeten som grund fortsätter utvecklingen av tekniken.

I det här arbetet har fokus legat på att utveckla en algoritm för att skapa en bild av en blödning. Denna algoritm kallas för Delay-Multiply-and-Sum (DMAS) och är skriven i MATLAB. För att undersöka om algoritmen fungerar har data samlats in, både från simuleringar och fysiska mätningar, men på grund av tidsbrist har algoritmen endast testats på simulerad data. Mätningarna genomfördes med den prototyp som utvecklades under förra årets kandidatarbete och består av en mätupställning av 14 antenner, där ett lår kan placeras. Konstgjorda lår, så kallade lårfantomer, tillverkades och användes i mätningarna.

Algoritmen som har utvecklats kräver ett referensvärde, i detta fallet ett friskt lår, för att avgöra om det finns en blödning i lårmuskulaturen. Med hjälp av simuleringar och mätningar på fantomlår går det att erhålla ett referensvärde, men i praktiken är detta inte ett tänkbart scenario. I detta projekt har DMAS-algoritmen enbart testats på den simulerade datan, då tester på uppmätt data var för tidskrävande för detta projekt. När DMAS-algoritmen applicerades på den simulerade datan gavs indikationer på både bra och mindre bra resultat. Algoritmen klarar av att lokalisera blödningen, men i vissa fall är även området runt blödningen utmärkta med höga intensitetspunkter.

Det går dock att dra slutsatsen att mikrovågstekniken tillsammans med algoritmen i teorin har en framtida potential att fungera som ett komplement för MR-röntgen. Det handlar fortsättningsvis om att optimera och förbättra algoritmen, utveckla prototypen och ta fram ett fungerande mätsystem.

Abstract

Muscle ruptures in the hamstring muscle is the most common injury that affects athletes, primarily in soccer and athletics. Today, muscle ruptures are diagnosed mainly by the use of Magnetic Resonance Imaging (MRI), which is an expensive and time-consuming technique. Due to these problems, there is a need to create an easier technique to diagnose muscle ruptures. A previous work at Chalmers has developed a system, based on microwave technology, to detect brain hemorrhage. This work has been the starting point for the two previous groups of bachelor students to examine the possibility to apply the same technique on the thigh. Last years group of bachelor students has developed a prototype and investigated the stability and repeatability of the measurement equipment used. With these works as a basis and support, this project continues with the development of the technique.

This project focus on the development of an algorithm that creates a picture of a bleeding. The algorithm is called Delay-Multiply-and-Sum (DMAS) and MATLAB was used to write the program. To examine if the algorithm works, data has been collected both from simulations and physical measurements, but the algorithm has only been tested on simulated data due to lack of time. The prototype that was used during the measurements consist of a measurement arrangement with 14 antennas, where the thigh can be placed. Artificial thighs, so-called phantoms, was produced and used during the measurements.

The algorithm that has been developed requires a reference value, in this case a healthy thigh, to determine if there is a bleeding. Reference values can be obtained by the use of simulations and measurements on phantoms, but this is not a possible scenario in real life. The DMAS-algorithm was only tested on the simulated data in this project, due to the time-consuming process of testing measured data. When applying the DMAS-algorithm on simulated data, indications were given on both good and bad data. The algorithm was able to locate the bleeding in some simple cases, while in some cases, points with high intensity values occurs around the bleeding

Nevertheless, conclusions can be made that the microwave technology along with the algorithm, in theory, have the future potential to act as a complement to MRI. The future work should be focused on optimizing and improving the algorithm along with developing the prototype and create a more workable measurement system.

Förord

Vi vill tacka Andreas Fhager för vägledning och hjälp under projektets gång. Vi vill även tacka Lars Peterson som gav en bra medicinsk grundförståelse som krävdes för projektet. Slutligen vill vi tacka de två föregående års kandidatgrupper som gav en bra grund till projektet.

Oscar, Johannes, Niclas, Amanda, Lisa, Reza, Göteborg, Maj 2016

Innehåll

1	Inledning	1
1.1	Syfte och mål	1
1.2	Avgränsningar	2
2	Teori	3
2.1	Lårets grundläggande anatomi och muskelskador	3
2.2	Mikrovågor och elektromagnetism	5
2.2.1	Spridnings- och transmissionsparametrar	5
2.2.2	Maxwells ekvationer	6
2.2.3	Dielektriska egenskaper hos olika material	6
2.2.4	Randvillkor för elektromagnetiska fält	8
2.2.5	Betydelsen för mikrovågdiagnostik	9
2.3	Strålsäkerhet	9
2.4	FDTD - Finite-Difference Time-Domain	10
2.5	DMAS - Delay-Multiple-And-Sum	10
3	Metod	13
3.1	Programvara för behandling av data	13
3.2	Datorsimuleringar	18
3.3	Beskrivning av mätinstrument	22
3.4	Mätmetodik	24
3.5	Experimentell verifikation genom mätningar på lårfantom	25
3.5.1	Tillverkning av lårfantom	25
3.5.2	Mätningar på lårfantom	26
4	Resultat	27
4.1	Resultat från simuleringar	27
4.2	Resultat från mätningar	30
4.3	Simuleringsresultat av DMAS	33
4.3.1	Simulering med 4 antenner i frekvensintervallet 0-3GHz	34
4.3.1.1	Blödningsexempel 1	34
4.3.1.2	Blödningsexempel 2	35
4.3.1.3	Blödningsexempel 3	37
4.3.2	Simulering med 4 antenner i frekvensintervallet 0-8GHz	38
4.3.2.1	Blödningsexempel 1	39
4.3.2.2	Blödningsexempel 2	40

4.3.2.3	Blödningsexempel 3	41
4.3.3	Simulering med 10 antenner i frekvensintervallet 0-3GHz	43
4.3.3.1	Blödningsexempel 1	43
4.3.3.2	Blödningsexempel 2	45
4.3.3.3	Blödningsexempel 3	46
4.3.4	Simulering med 10 antenner i frekvensintervallet 0-8GHz	48
4.3.4.1	Blödningsexempel 1	48
4.3.4.2	Blödningsexempel 2	50
4.3.4.3	Blödningsexempel 3	51
5	Diskussion	55
5.1	Simuleringar	55
5.2	Mätningar	55
5.3	Analys av DMAS	56
5.3.1	Utvärdering 4 antenner vid 3 GHz och 8 GHz	57
5.3.2	Utvärdering 10 antenner vid 3 GHz och 8 GHz	57
5.3.3	Utvärdering av 4 antenner kontra 10 antenner	57
5.4	Projektets Framtid	58
5.4.1	Kliniska tester	58
5.4.2	Vidareutveckling av prototypen	58
5.4.3	Fortsatt arbete inom DMAS	59
6	Slutsats	61
	Litteraturförteckning	63
A	Metoder och klasser för DMAS-algoritmen	I
A.1	FDTD	I
A.2	generatePulse	I
A.3	pm_sum	II
A.4	intensityFocalPoint	II
A.5	Utomstående klasser:	II
B	Källkod	III
B.1	Simuleringsfil: Skapasigmaeps	III
B.2	DMAS-algoritm	V
B.2.1	DMAS	V
B.2.2	FDTD	V
B.2.3	generatePulse	VII
B.2.4	pm_sum	IX
B.2.5	intensityFocalPoint	X
B.2.6	loadData	XI
C	Bidragsrapport	XIII

1

Inledning

Inom idrott är muskelskador vanligt, vilket leder till smärta, komplikationer och i många fall även långa rehabiliteringsprocesser. Generellt sett är skador i hamstringsmuskeln på lårets baksida de mest förekommande. Skador i hamstringsmuskeln står för 29 % av de totala muskelskadorna hos atleter, och risken för återfall kan vara så hög som 31 % [1]. För denna typ av skador kan en optimal rehabiliteringsprocess resultera i en återhämtningstid på 6-8 veckor, men för värre skador kan återhämtningen ta upp till 6 månader [2]. Av denna anledning är det av största vikt att veta vad det är för typ av skada.

Dagens mest förekommande diagnostiseringstyp för skador i muskler är magnetröntgen (MR) och ultraljud, dock är dessa tekniker kostsamma och i många fall är det lång väntetid för undersökning [3]. För elitidrottare är detta ett mindre problem, då de prioriteras som en följd av yrket. Detta innebär att det är av intresse att ta fram billigare och flexibla tekniker för att diagnostisera muskelbristningar och enklare kunna följa läkningsprocessen. En billigare teknik som ger möjlighet att följa läkningsprocessen medför att risken för återfall minskar.

Mikrovågsteknik har visat på både billigare och smidigare användning än magnetröntgen i andra sammanhang [4]. Det vore alltså ett bättre alternativ för allmänna utövare att använda sig av mikrovågsteknik för att diagnostisera muskelbristningar. Strålningen som patienten utsätts för är dessutom väldigt liten, då antennerna i prototypen sänder ut 1mW åt gången. Detta står i jämförelse med mobiltelefoner inom EU som har ett gränsvärde på 2W/kg [5][6].

Projektet baseras på Chalmers tidigare forskning angående stroke, då muskelbristningar delar samma detekteringsegenskaper i form av blödningar. Projektet bygger även på två tidigare kandidatarbeten som har arbetat med att undersöka möjligheten att diagnostisera muskelbristningar med hjälp av mikrovågsteknik. En prototyp har konstruerats av förra årets kandidatgrupp som visar sig kunna detektera blödningar i en statistiskt positionerad lårfantom med 76% mätsäkerhet, enligt mätningar och vald klassificeringsmetod [6].

1.1 Syfte och mål

Syftet med rapporten är att beskriva ett system som diagnostiserar muskelbristningar med hjälp av mikrovågor. Rapporten ska introducera en metod för att ta fram en bild, likt ultraljud eller magnetröntgen, som avgör blödningens position och storlek.

1.2 Avgränsningar

Projektet begränsas genom att bara studera mätningar på lårets hamstringsmuskel, med fokus på blödningar. Detta beror på att det är den mest skadedrabbade muskeln inom idrotten. Det beror även på att detta arbete bygger vidare på tidigare års kandidatarbeten, där fokus legat på just blödningar i hamstringsmuskeln. Det kommer dessutom inte finnas utrymme för några kliniska studier och därför kommer mätningar utföras på fantomer. I detta projekt ligger fokus på den algoritm som skapar en bild av blödningen, därför kommer inte utrustningens stabilitet att utvärderas. Algoritmen kommer dessutom enbart testas på enklare fall. För vidare läsning om mätutrustningens stabilitet och repeterbarhet hänvisas till tidigare års kandidatarbete [6].

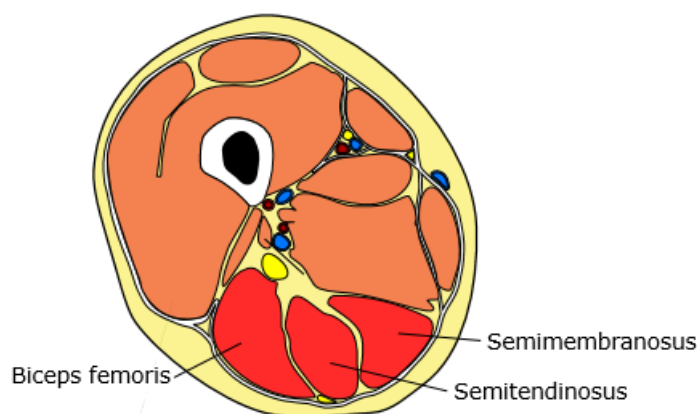
2

Teori

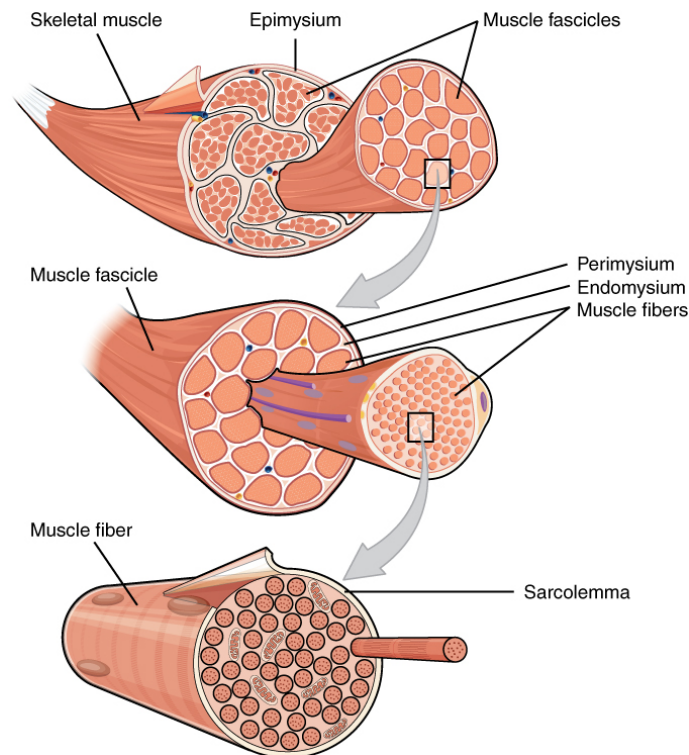
Kapitlet inleds med en allmän beskrivning av lårets anatomi, hur muskelbristningar uppstår och konsekvenserna av dessa. Därefter beskrivs mikrovågor och hur elektromagnetisk fältteori kan utnyttjas för att diagnostisera muskelbristningar. Avslutningsvis redogörs för den rekonstruktionsalgoritm som ligger till grund för projektet, där huvudmålet är att framställa en bild över en blödning.

2.1 Lårets grundläggande anatomi och muskelskador

Människokroppen består av mer än 300 muskler där skelettmuskulaturen utgör ungefär 40 % av den totala kroppsmassan. En skelettmuskel består av tre delar: ett övre ursprung kallat huvud, ett nedre fäste och där emellan en muskelbuk. Muskelbuken utgör muskelns aktiva del, det vill säga muskelns sammandragande del. Övergången mellan muskel och ben görs via senor vilka fäster muskeln på benet. En muskel består av muskelceller, så kallade fibrer, vilka innehåller myofibriller. Myofibriller är muskelns sammandragande element och är omslutna av en hinna. Muskelfibrerna buntas samman i fascikler, muskelknippen, vilka i sin tur bildar muskelbuken [7]. Hamstringsmuskeln består av biceps femoris, semimembranosus och semitendinosus och är lokaliserad på lårets baksida [7].



Figur 2.1: Tvärsnitt av lårmuskeln, med hamstringsmuskeln delar utmärkta. Redigerad bild av [6], original av Marshall Strother http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Thigh_cross_section.svg [CC BY 3.0 (<http://creativecommons.org/licenses/by/3.0>)], via *Wikimedia Commons*.



Figur 2.2: Uppbyggnad av muskeln med muskelfibrer, myofibriller, muskelknippen samt muskelbuken. Av *OpenStax College* [http : //en.wikipedia.org/wiki/Muscle/media/File : 1007_Muscle_Fibes_\(large\).jpg](http://en.wikipedia.org/wiki/Muscle/media/File:1007_Muscle_Fibes_(large).jpg) [CC BY 3.0 (<http://creativecommons.org/licenses/by/3.0>)], via *Wikimedia Common*.

Muskelskador delas in i två kategorier: ruptur och hematom, med andra ord bristning och blödning. Ruptur uppstår till följd av excentrisk överbelastning eller direkt våld mot muskeln. Excentrisk träning betyder att muskeln aktiveras samtidigt som den förlängs, likt ett hopp. Excentrisk överbelastning hos muskeln leder till ytliga blödningar, ofta vid fästen. Direkt våld, kompressionsruptur, uppstår då muskeln pressas mot närliggande ben varvid skada uppstår. Bristning relaterat till kompressionsruptur orsakar en kraftig blödning som ofta är djupt belägen. Blödning kan vara intramuskulär eller intermuskulär. En intramuskulär blödning kan orsakas av bristning eller yttre våld mot muskeln. Blödningen uppstår innanför muskelhinnan, fascian, som omsluter muskeln. Blödningen orsakar ökande tryck inuti muskeln, vilket leder till en motverkan av blödningen på grund av sammanpressade blodkärl. Intramuskulär blödning kan leda till akut kompartmentsyndrom, vilket leder till nekros, vävnadsdöd. Intermuskulär blödning uppstår vid bristning av fascian och blodet sprids i utrymmet mellan musklerna. Blödningen orsakar, likt intramuskulär blödning, en höjning av trycket och blödningen sprider sig snabbt mellan musklerna, oftast i gravitationens riktning [7].

Idrottsutövare som sprinterlöpare, medeldistanslöpare och kontaktsportsutövare, framförallt inom friidrott och fotboll, är speciellt drabbade av hamstringsmuskelskador. Skador inom hamstringsmuskulaturen uppstår oftast i kombination med höftsträckning eller knäböjning. Läkningssprocessen för en muskelbristning ser annorlunda ut beroende på var bristningen är lokaliserad och hur stor blödningen är. Vanligtvis varierar läkningstiden mellan 3 och 16 veckor. Operation kan vara nödvändigt vid kraftig bristning och ger som påföljd en ökad rehabiliteringstid. Muskelträning bör inledas efter 2-5 dagars vila, med hänsyn till vilken skada muskeln drabbats av. När idrottaren klarar av att belasta muskeln maximalt utan att uppleva smärta samt inte längre känner någon ömhet kan skadan betraktas som läkt.

2.2 Mikrovågor och elektromagnetism

Det vanligaste kännetecknet för mikrovågssystem är att de ingående komponenternas geometriska dimensioner endast kan vara något mindre än våglängden, vilket medför att ström- och spänningsvariationer förekommer hos vågen inom systemet. Därför definieras mikrovågselektroniken inom intervallet 300 MHz-300 GHz. Till följd av att kroppens dielektriska egenskaper är mest fördelaktiga för mätningarna inom frekvensintervallet 0.5-3 GHz, är antennerna valda för detta intervall. Genom att mäta ström och spänning kan spridningsparametrar beräknas, det vill säga hur stor del av en infallande våg som transmitteras respektive reflekteras. Den infallande och reflekterade vågen skapar ett stående vågmönster, vilket är en följd av de diskontinuiteter som existerar i systemet.

2.2.1 Spridnings- och transmissionsparametrar

Spridningsparametrar, även kallad S-parametrar, anger hur mycket av en våg som reflekteras respektive transmitteras. Parametern benämns $S_{x,y}$, där x står för den antenn som skickar signalen och y står för den antennen som tar emot signalen. Således kommer x vara den inskickade signalen och y den antingen reflekterade eller transmitterade. Om x- och y-signalerna är identiska med varandra sker en reflektion. Skiljer sig signalerna åt sker istället en transmission. Definitionen för en S-parameter är förhållandet mellan spänningsvågor, vilket ses i matris (2.1).

$$\begin{bmatrix} V_1^- \\ V_2^- \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} S_{11} & S_{12} \\ S_{21} & S_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} V_1^+ \\ V_2^+ \end{bmatrix} \quad (2.1)$$

S-parametrarna varierar vid olika frekvenser, vilket betyder att olika uppsättningar inte kan jämföras då de är uppmätta på olika frekvenser. För att mäta dessa S-parametrar används en nätverksanalysator som beskrivs i kapitel 3.3.

2.2.2 Maxwells ekvationer

De flesta fenomen inom elektromagnetism kan förklaras med hjälp av Maxwells ekvationer enligt

$$\nabla \times E = -\frac{\partial B}{\partial t} \quad (2.2)$$

$$\nabla \times H = J + \frac{\partial D}{\partial t} \quad (2.3)$$

$$\nabla \cdot D = \rho \quad (2.4)$$

$$\nabla \cdot B = 0 \quad (2.5)$$

där E är elektrisk fältstyrka, D elektrisk flödestäthet, H magnetisk fältstyrka, B magnetisk flödestäthet, ρ fri elektrisk laddningstäthet, J fri elektrisk strömtäthet och ∇ används som deriveringssymbol. Ekvation (2.2) beskriver att elektriska fält uppstår vid variationer i magnetiska fält. Ekvation (2.3) visar att tidsvarierande elektrisk fält genererar magnetiska fält, även när det inte finns någon ström. Ekvation (2.4) beskriver förhållandena mellan statiska elektriska fält och de elektriska laddningar som orsakar fälten. Från ekvation 4 fås att det inte finns några isolerade magnetiska laddningar [8].

2.2.3 Dielektriska egenskaper hos olika material

De dielektriska egenskaperna hos ett material beskrivs med hjälp av konduktiviteten σ , permittiviteten ε och permeabiliteten μ . Konduktiviteten beskriver materialets strömledningsförmåga. Permittiviteten beskriver materialets potential att polariseras under påverkan av ett elektriskt fält och permeabiliteten beskriver graden av magnetisering hos ett material vid pålagt magnetfält. Sambandet mellan de olika egenskaperna beskrivs av de konstitutiva ekvationerna

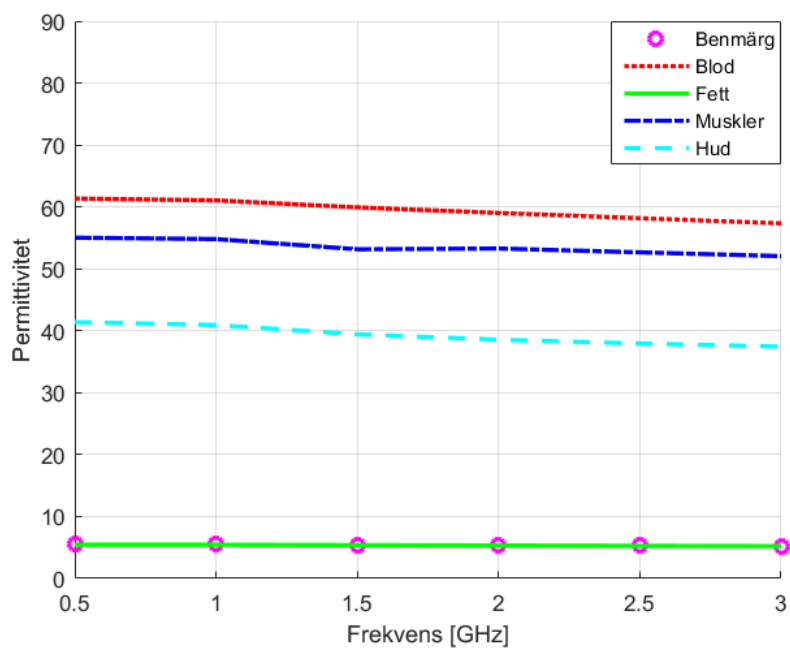
$$\vec{D} = \varepsilon \vec{E} \quad (2.6)$$

$$\vec{B} = \mu \vec{H} \quad (2.7)$$

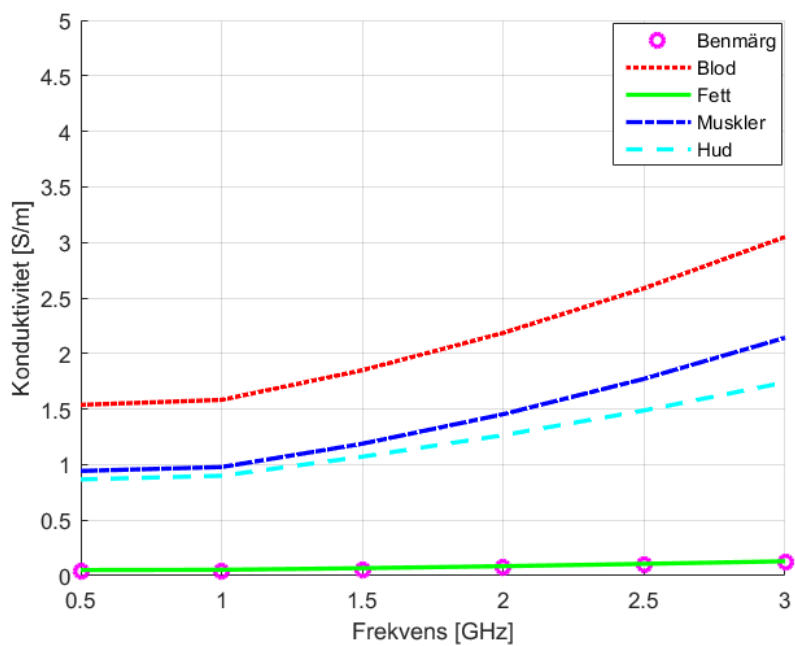
där \vec{D} är det elektriska förskjutningsfältet, \vec{E} är det elektriska fältet, \vec{B} är det magnetiska flödestätheten och \vec{H} är den magnetiska fältstyrkan [11]. Permittivitet och permeabilitet beskrivs ofta med komplexa tal. Detta beror på att vissa material orsakar energiförluster hos elektromagnetiska vågor, som de komplexa talen tar hänsyn till. Den imaginära delen av talet, ε'' , kallas för förlustterm och utnyttjas för att beräkna konduktiviteten hos ett material genom

$$\sigma = \omega \varepsilon'' \quad (2.8)$$

där ω är vinkelfrekvensen för den propagerande vågen. Eftersom olika vävnader i kroppen har olika dielektriska egenskaper går det att urskilja vilken typ av vävnad vågorna propagerar genom med hjälp av ekvationerna (2.6-2.8). I figur 2.3 och 2.4 visas permittiviteten respektive konduktiviteten för olika vävnader i kroppen vid olika frekvenser.



Figur 2.3: Relativa permittivitet ϵ_r för olika vävnader i låret. Datan är hämtad från [9].



Figur 2.4: Konduktivitet σ för olika vävnader i låret. Datan är hämtad från [9].

2.2.4 Randvillkor för elektromagnetiska fält

En elektromagnetisk våg består av elektriska och magnetiska fält, randvillkoren för när dessa passerar randen mellan två dielektriska material kan härledas ur Maxwells ekvationer. För E-fälten gäller att tangentiella komponenten är kontinuerlig vid randen och för D-fälten gäller att normalkomponenten är kontinuerlig över randen [12].

$$E_{1t} = E_{2t} \quad (2.9)$$

$$D_{1n} = D_{2n} \quad (2.10)$$

$$B_{1n} = B_{2n} \quad (2.11)$$

$$D_{1t} = H_{2t} \quad (2.12)$$

För att beskriva hur elektromagnetiska vågor bryts vid randen används Snells lag [11]

$$n_1 \sin\theta_1 = n_2 \sin\theta_2 \quad (2.13)$$

där n fås från

$$n = \sqrt{\epsilon_r \mu_r} \quad (2.14)$$

E-fält består av två delar, en parallell och en som är ortogonal mot planet.

$$E_{tot} = E_{\parallel} + E_{\perp} \quad (2.15)$$

Till det parallella E-fältet hör ett ortogonalt B-fält och till det ortogonala E-fältet hör ett parallellt B-fält.

$$B_{tot} = B_{\parallel} + E_{\perp} \quad (2.16)$$

Genom att använda Snells lag och randvillkoren på ekvation (2.15) och (2.16) fås Fresnells ekvationer. Fresnells ekvationer används för att beskriva hur stora delar av de elektromagnetiska vågorna som transmitteras respektive reflekteras vid randen mellan två dielektriska material [11].

$$t_{\parallel} = \frac{2n_1 \cos\theta_i}{n_1 \cos\theta_i + n_2 \cos\theta_t} \quad (2.17)$$

$$r_{\parallel} = \frac{n_2 \cos\theta_i - n_1 \cos\theta_t}{n_1 \cos\theta_i + n_2 \cos\theta_t} \quad (2.18)$$

$$t_{\perp} = \frac{2n_1 \cos\theta_i}{n_1 \cos\theta_t + n_2 \cos\theta_i} \quad (2.19)$$

$$t_{\perp} = \frac{n_1 \cos \theta_i - n_2 \cos \theta_t}{n_1 \cos \theta_i + n_2 \cos \theta_t} \quad (2.20)$$

Ur ekvation (2.17) och (2.19) fås hur stora andelar som transmitteras, ur ekvation (2.18) samt (2.20) fås hur stora delar av vågorna som reflekteras.

2.2.5 Betydelsen för mikrovågdiagnostik

Olika material har varierande inverkan på elektromagnetiska vågor. Då vågorna propagerar genom materialet skapas en möjlighet att erhålla information om materialet. Ett sätt att erhålla informationen om materialet är att använda sändande och mottagande antenner. Signaler skickas genom ett okänt medium från de sändande antennerna och tas emot på andra sidan av de mottagande antennerna. Antennerna är lokaliserade på varsin sida av mediet. De mottagna signalerna har påverkats av mediets dielektriska egenskaper och bär med sig information om hur de elektromagnetiska vågorna sprider sig. Vid övergång från ett medium till ett annat kan vågorna ändra riktning och reflekteras enligt Fresnels ekvationer (2.17-2.20). Riktningen och reflektionen beror på mediumens dielektriska egenskaper.

Vävnadsuppbyggnaden i låret är komplext och innehåller flera olika typer av vävnader, exempelvis ben, fett och muskler, vilket innebär att det finns många gränsskikt. Vävnaderna har olika värden för dess permittivitet samt konduktivitet. Värdena kan ses i figur 2.3 och 2.4, vilken beskriver hur permittivitet och konduktivitet är beroende av olika frekvenser i det valda frekvensintervallet 0,5-3 GHz. Signalerna som skickas in i och propagerar genom låret kommer spridas på varierande sätt på grund av lårets uppbyggnad. Vågorna som lämnar låret kan mätas för att studera hur spridningen varierar. Vid muskelblödning inuti låret införs ett nytt gränsskikt mellan muskelvävnaden och blödningen. På grund av de olika dielektriska egenskaperna hos muskelvävnad och blod kommer vågorna sprida sig annorlunda med en blödning, kontra utan blödning. Genom att mäta skillnaden hos de mottagna signalerna bör man alltså kunna identifiera de fall där en blödning har uppstått och var den är lokaliserad.

2.3 Strålsäkerhet

För att avgöra om den elektromagnetiska strålningen är hälsofarlig används ett så kallat SAR-värde. SAR-värde är den enhet som används för att beskriva hur mycket energi från radiovågor som kroppen absorberar[5]. Riktlinjer har satts av The International Commission on Non-ionizing Radiation Protection (ICNIRP) för strålning inom olika frekvensintervall. Frekvensintervallet som används ligger mellan 0,5 - 3 GHz och de restriktioner som ges för armar och ben är 20W/kg i detta frekvensområde [10]. I mätningarna kommer patch-antennerna användas som vardera skickar ut en effekt på högst 1 mW, vilket ger ett SAR-värde långt under den rekommenderade gränsen.

2.4 FDTD - Finite-Difference Time-Domain

FDTD (Finite-difference time-domain) är en metod som approximerar derivatorna i Maxwells ekvationer med hjälp av finita differenser för att sedan lösa dessa ekvationer diskret. Detta innebär att Maxwells ekvationer går att lösa numeriskt istället för att, på det mer komplicerade sättet, lösa dem analytiskt [15].

FDTD-metoden tar två olika värden, x och $(x+h)$ där h är litet, i en derivatafunktion och använder differensen för dessa värden som en approximation på funktionen. En tidsderivata kan approximeras enligt följande exempel

$$\frac{df}{dx} = \lim_{h \rightarrow 0} \frac{f(x+h) - f(x)}{h} \quad (2.21)$$

som kan approximeras med

$$\frac{f(x+h) - f(x)}{h} \quad (2.22)$$

2.5 DMAS - Delay-Multiple-And-Sum

DMAS-algoritmen beskrivs i artikeln skriven av Hooi Been Lim, et al. [13]. DMAS är en rekonstruktionsalgoritm, vilken använder en ultra-wideband konfokal bildteknik för mikrovågor. I algoritmen simuleras återreflekterade signaler, genom tidsförskjutning och multiplicering av signalerna i par. Produkten summeras därefter för att finna en konstgjord fokuspunkt, r_0 , vilken visar positionen för blödningen i form av en reflektionspunkt. Signalerna erhålls ursprungligen från simulering av fantomer som använt sig av the finite difference time-domain-metoden, FDTD, eller genom experimentellt uppmätt data. DMAS erhåller precision genom att upptäcka och lokalisera ovanligheter i vävnad, så små som 2mm i diameter.

De återreflekterade signalerna placeras i en vektor $b_{i,j}[n]$, där i och j symboliserar vilken antenn som transmitterar respektive tar emot signalen. Därefter utförs en subtrahering mellan $b_{i,j}[n]$ och en likartad dimensionerad vektor, med data från ett blödningsfritt ben, och placeras i en vektor $x_{i,j}[n]$ enligt

$$x_{i,j}[n] = b_{i,j}[n]_{blödning} - b_{i,j}[n]_{friskt} \quad (2.23)$$

Den propagerande vågens totala sträcka konverteras till tidsfördröjningar, $N_{i,j}$. Denna sträcka ska ta hänsyn till de olika medium som vågen propagerar genom, då hastigheten påverkas av de olika mediumerna. Vid frekvensberoende beräkningar används medelvärdet

för de aktuella frekvenserna i pulsen. Signalerna multipliceras därefter med varandra, enligt parmultiplikation, tidsförskjuts, summeras samt kvadreras för att sedan integreras över ett tidsfönster, W_a . Med hjälp av detta beräknas intensiteten i varje fokalpunkt, $I(r_0)$, enligt

$$I(r_0) = \int_0^{W_a} S[n]dt \quad (2.24)$$

där $S[n]$ är utsignalen efter parmultiplikation, summering och kvadrering, och

$$W_a = a\Delta t \quad (2.25)$$

där Δt är tidssteget och a är antal FDTD-tidssteg angivet som ett heltal. De erhållna intensiteterna kan därefter kartläggas för att skapa en visuell bild över var blödningen finns. För att optimera signal-to-clutter ratio (SCR), på svenska signal-till-brus-förhållande, önskas att endast tidsfönstret för de reflekterade signalerna används i W_a . De återreflekterade signalerna kommer vara bredare i tidsfönstret, vars bredd är proportionerlig mot blödningens storlek.

3

Metod

Kapitlet inleds med en beskrivning om DMAS-algoritmen som används för behandling av data och hur denna har tagits fram. Vidare redogörs för hur datasimuleringar utförts, för att kunna testa DMAS-algoritmen på data utan diverse mätstörningar. Därefter följer en beskrivning av den mätutrustning samt mätmetodik som används vid mätning på lårfantom. Avslutningsvis beskrivs hur lårfantomen framställts samt hur mätningarna på denna har utförts.

3.1 Programvara för behandling av data

Metoden Delay-Multiply-and-Sum, som fortsättningsvis kommer refereras till som DMAS, används för bildrekonstruktion av blödningar. Algoritmen börjar med att dela upp volymen av hamstringsmuskeln som mindre tredimensionella pixlar, så kallade fokalpunkter. Denna procedur är en metod som kallas Finite-Difference Time-Domain (FDTD). Syftet med att dela in muskelns volym i pixlar är att enklare kunna se hur mikrovågorna transmittteras respektive reflekteras i varje pixel. Vägen mikrovågorna tar från sändare till mottagare är inte den kortaste vägen, utan en väldigt komplex väg som är svår att förutse. Självla låret är uppbyggt av flera olika typer av vävnad med olika dielektriska egenskaper vilket medför skikt mellan vävnaderna där vägen reflekteras och transmittteras. Hastigheten genom ett medium påverkas av mediets permittivitet vilket påverkar tiden för vägen att propagera genom mediet. Består mediet av fler medium varierar vågens hastighet enligt

$$V = \frac{c}{\sqrt{\epsilon_r}} \quad (3.1)$$

där V är hastigheten, c är ljusets hastighet i vakuum och ϵ är permittivitet. Vid simulering med ren data är simuleringsobjektet homogent och därför är värdet för permittiviteten känd och oförändrad i varje fokalpunkt. Mer komplext blir det vid simulering av mätdata från fantomlåret, där materialet är heterogent och då behövs antaganden om permittivitet tas. Därför antas en medelpermittivitet vilket påverkar hastighetsberäkningen enligt

$$V_{average} = \frac{c}{\sqrt{\epsilon_{r_{average}}}} \quad (3.2)$$

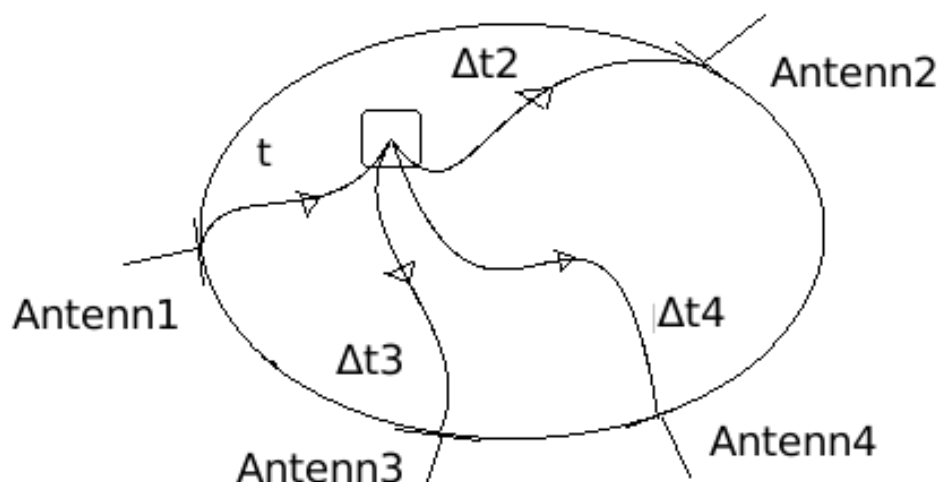
Antaganden om mikrovågens väg genom låret är därför inte möjlig, utan måste undersökas i varje pixel. Vid användning av FDTD-metoden antas att vågorna någon gång passerar genom någon av pixlarna och då kan vägen vågorna tar genom muskeln approximeras.

FDTD-metoden approximerar alltså elektriska fält och elektromagnetiska fält i varje pixel vilket resulterar i att det går att bestämma hur vågen reflekteras och transmitteras i pixeln. Ekvationerna för approximationerna av fälten är komplexa och innebär en komplicerad implementering. Istället för att implementera en approximation för varje pixel utförs mätningar med en nätverksanalysator och simuleringar för att erhålla data om hur vågorna reflekteras samt transmitteras genom mediet från sändare till mottagare. Erhållen data innehåller information om hur vågorna reflekteras respektive transmitteras inom ett frekvensband. Den geometriska uppdelningen av muskeln gör att sträckan från sändande antenn till pixeln och från pixeln till mottagare antenn kan bestämmas, d.v.s. tiden det tar för vågen att gå från sändare till pixeln samt från pixel till mottagare. Denna tid kommer i fortsättningen refereras som time-of-flight (TOF). Tiden från en fokalkpunkt till mottagarantennerna varierar beroende på mottagare, medan tiden från sändande antennen till fokalkpunkten kommer vara samma för varje mottagarantenn, se figur 3.2. Varje fokalkpunkt medför en tid (t) från sändare till fokalkpunkt och n stycken tider (Δt), där n står för antalet mottagarantenner. Tiden från sändarantenn till fokalkpunkt (t) beräknas genom den kända sträckan från sändarantenn till fokalkpunkt och medelhastighet i mediet enligt

$$t = \frac{S_t(x, y, z)}{V_{average}} \quad (3.3)$$

På samma sätt beräknas tiden från fokalkpunkt till mottagarantenn (Δt), men från fokalkpunkt till mottagarantenn enligt

$$\Delta t = \frac{S_t(x, y, z)}{V_{average}} \quad (3.4)$$

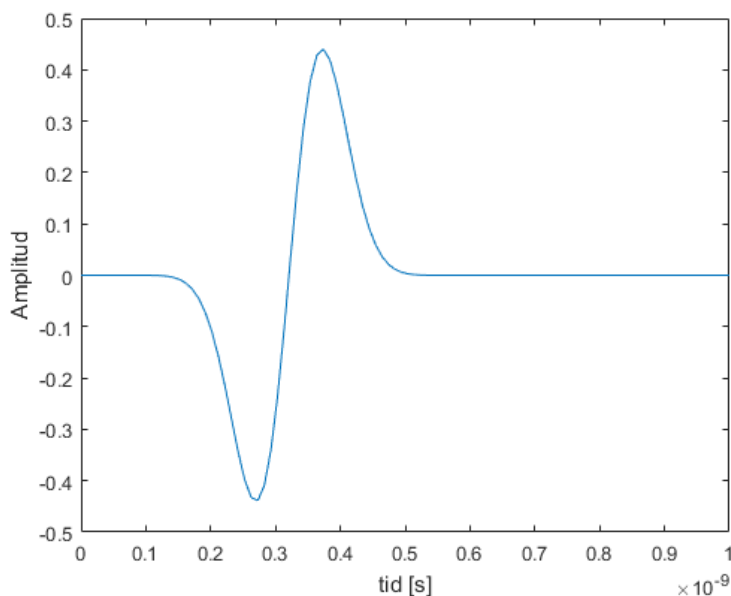


Figur 3.1: Figur som visar tiderna t och Δt

En modulerad Gaussisk puls skapas för att senare diskret multipliceras med S-parametrar.

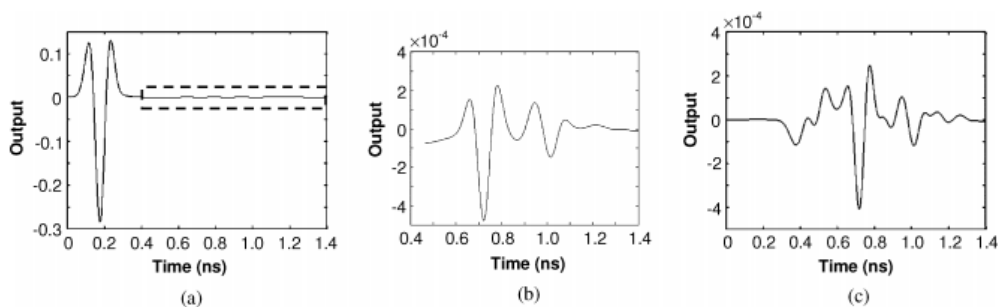
$$V(t) = \sin[2\pi f(t - t_0)] \exp\left\{-\left[\frac{(t - t_0)}{\tau}\right]^2\right\} \quad (3.5)$$

där f är centerfrekvensen inom frekvensbandet, $\tau = 80.2$ ps och är en relaxationstidskonstant, samt $t_0 = 4 * \tau$.



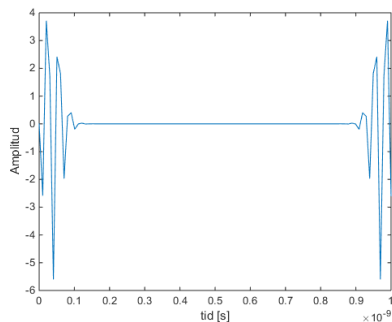
Figur 3.2: Gaussisk puls med centerfrekvens 2.25 GHz.

Signalerna innehåller data beroende av early-time och late-time. Early-time är tiden från sändarantenn till fokuspunkt. Datan tiden korresponderar mot påverkas till största del av reflektioner i huden, pulsen samt störningar från antenner. Datan late-time korresponderar mot är blödningsrespons och brus. Målet är att minska störningarna i datan från early-time, vilken är av mycket större amplitud än datan från late-time. Vidare är målet att dämpa bruset med minimal distorsionsnivå, se figur 3.3, för att inte påverka blödningsresponsen samt förbättra blödningsresponsen så att en trovärdig blödningsdetektion hos den rekonstruerade bilden uppnås. Minskning av early-time genomförs med en procedur där tidigare information om ett blödningsfritt lår används. Blödningsresponsen erhålls enligt kapitel 2.5.



Figur 3.3: Figur a visar en grafisk representation av en återreflekerande signal. Figur b visar ett inzoomat område av de streckade området i figur a. Figur c visar den kvarstående signalen efter applicering av ekvation (2.23). ©[2008][13]

Den modulerade Gaussiska pulsen fouriertransformeras för att i sin tur multipliceras diskret med S-parametrar.



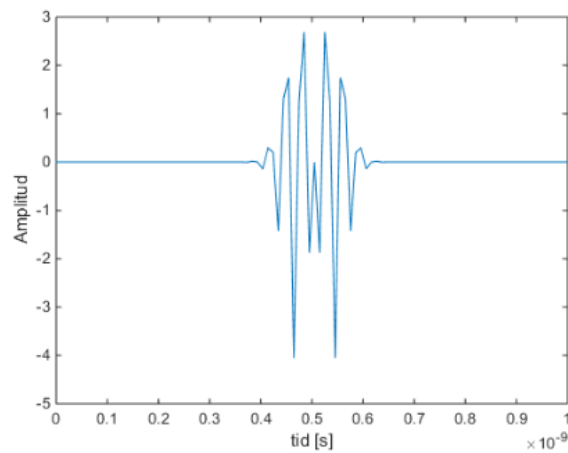
Figur 3.4: Fouriertransformerad modulerad Gaussisk puls med centerfrekvens 2.25GHz

S-parametern innehåller real- och imaginärdelar korresponderande mot en viss frekvens. Differensen av frekvensen mellan två mätningar av real- och imaginärdel hos S-parametern används för att skapa ett frekvensintervall, där en korresponderande frekvens i den fouriertransformerad modulerad Gaussiska pulsen existerar inom. Detta index inom pulsen väljs ut och multipliceras med den aktuella S-parametern.

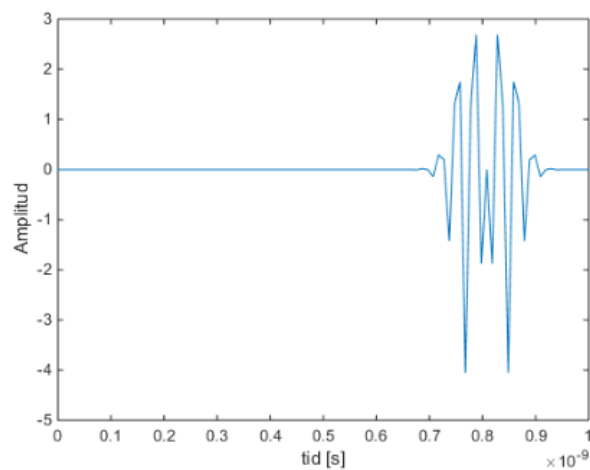
$$S_{1_2} = \begin{bmatrix} frequency & Re & Im \\ \cdot & \cdot & \cdot \\ \cdot & \cdot & \cdot \\ \cdot & \cdot & \cdot \\ \cdot & \cdot & \cdot \end{bmatrix}$$

Figur 3.5: S-parameter uppbyggnad

Blödningsresponsen fokuseras i varje fokalpunkt genom att tidslinjera signalerna i tidsplanet, efter inverterad Fouriertransformering av den exciterad S-parametern.

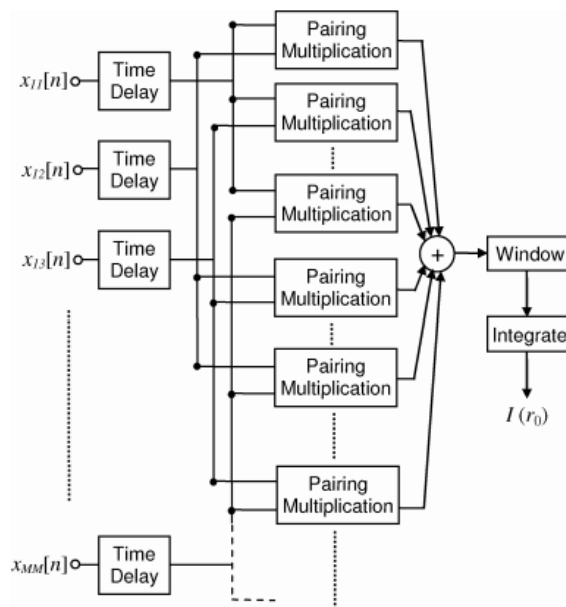


Figur 3.6: En invers Fouriertransformation av en exciterad S-parameter



Figur 3.7: En tidsförskjuten invers Fouriertransformation av en exciterad S-parameter.

Signalerna tidsförskjuts för varje fokalpunkt med $t + \Delta t$, där t är tiden från sändarantenn till fokalpunkt och Δt är tiden från fokalpunkt till mottagarantenn. Vid användning av 14 stycken antenner skapas ett t och 14 stycken Δt , eftersom det finns en sändande antenn och 14 mottagande antenner, då även den sändande antennen tar emot signaler. Efter tidsförskjutningen multipliceras, summeras och kvadreras varje bidrag från antennenparen, för varje fokalpunkt, $S[n]$, enligt figur 3.8. Proceduren repeteras för varje fokalpunkt. Intensiteten i fokalpunkten erhålls enligt kapitel 2.5. En fokalpunkt korresponderar mot en koordinat $[x \ y \ z]$ vilket medför att en bildrekonstruktion är möjlig. Beroende på blödningsstorleken varierar antalet fokalpunkter med förhöjd intensitet, de fokalpunkter som motsvarar en blödning.

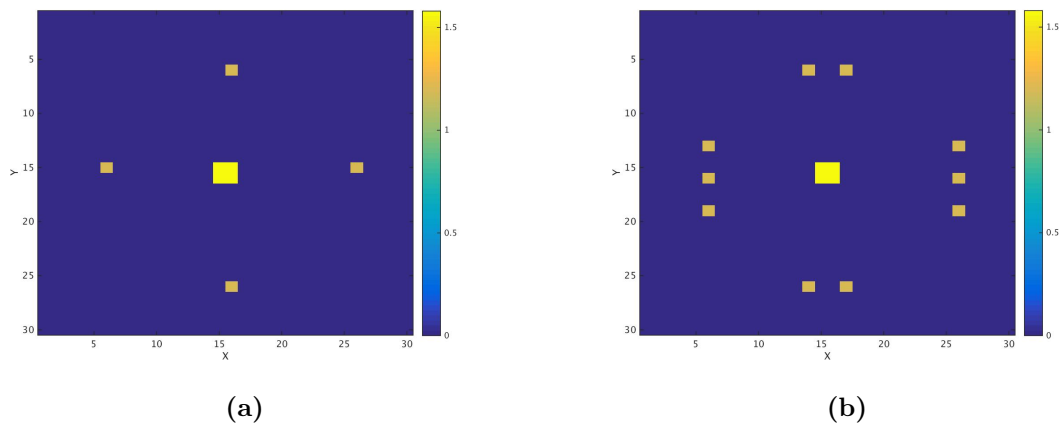


Figur 3.8: Blockschema över DMAS-algoritmen ©[2008][13].

3.2 Datorsimuleringar

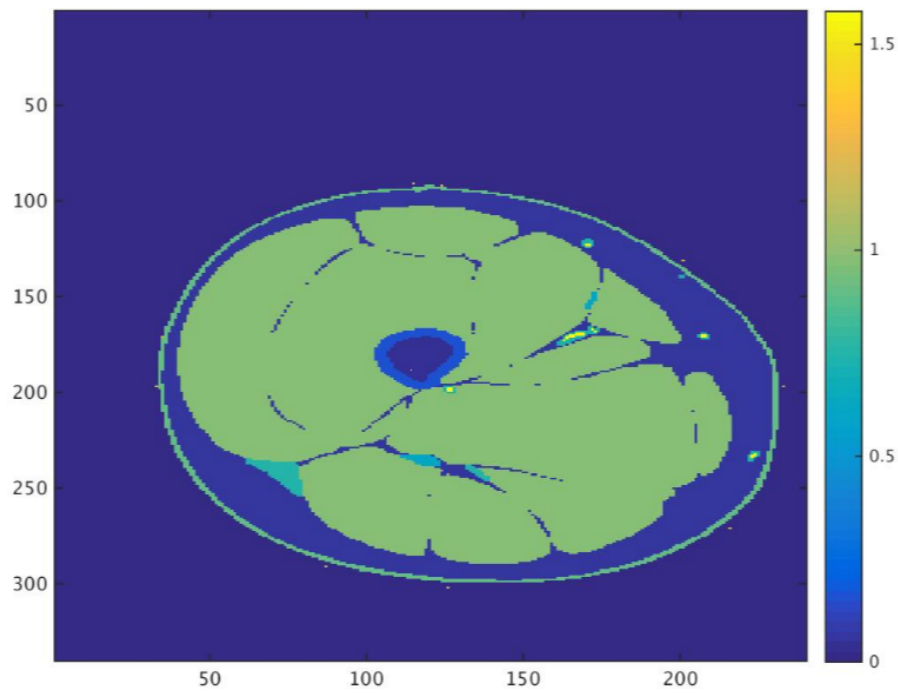
För att testa DMAS-algoritmen under så enkla förutsättningar som möjligt utförs först datorsimuleringar. Dessa simuleringar innehåller inga mätstörningar och exakta positioner av antennerna är kända, vilket ger noggrannare resultat. Simuleringarna utförs i både 2D och 3D figurer. Simuleringar i 2D går betydligt snabbare att utföra och har främst använts för att undersöka om simuleringarna fungerar som de ska innan simuleringar i 3D har utförts. Resultat från simuleringarna analyseras sedan med hjälp av datorprogrammet MATLAB.

Simuleringar utfördes först på en $10 \times 10 \times 10$ matris med motsvarande permittivitet- och konduktivitetvärden för luft. Simuleringar utfördes sedan på liknande matriser igen, men med blödnings utplacerade på olika positioner, olika frekvenser och med 4 antenner respektive 10 antenner. Frekvensbanden är 0-3 GHz eller 0-8 GHz. Matriserna placerades vid simuleringen inuti en matris som är $30 \times 30 \times 60$ för att få plats med antenner runt om.

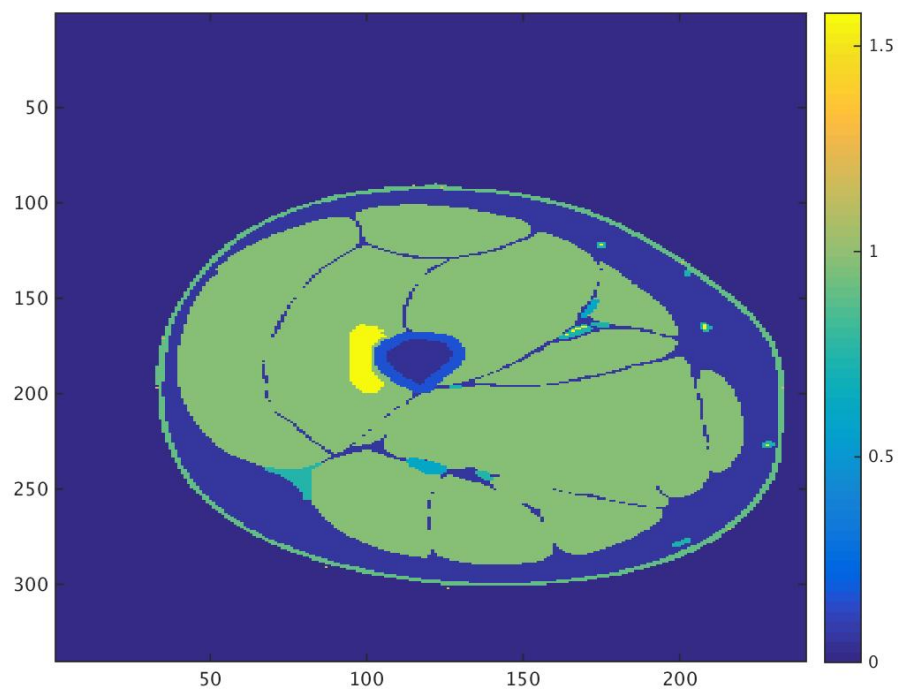


Figur 3.9: Genomsnitt av simuleringen på en luftkub innehållande blödningar. De små prickarna visar antennernas positioner och de större kvadraterna visar blödningarnas positioner. Intensiteten på färgen representerar konduktiviteten. Figur a visar antennernas positioner för 4 stycken antenner och figur b visar positionerna för 10 stycken antenner.

Simuleringar utfördes även på en benmodell skapad av tidigare kandidatarbeten. 14 antenner placerades runt om benmodellen i 3 lager med 5 antenner i första lagret, 4 i andra och 5 i tredje. Även här utfördes två simuleringar, en med blödning och en utan. Simuleringar görs även med antenner placerade på olika avstånd från benmodellen. I ena simuleringen är antennerna placerade precis intill benmodellen och för de andra är de placerade en bit ifrån.

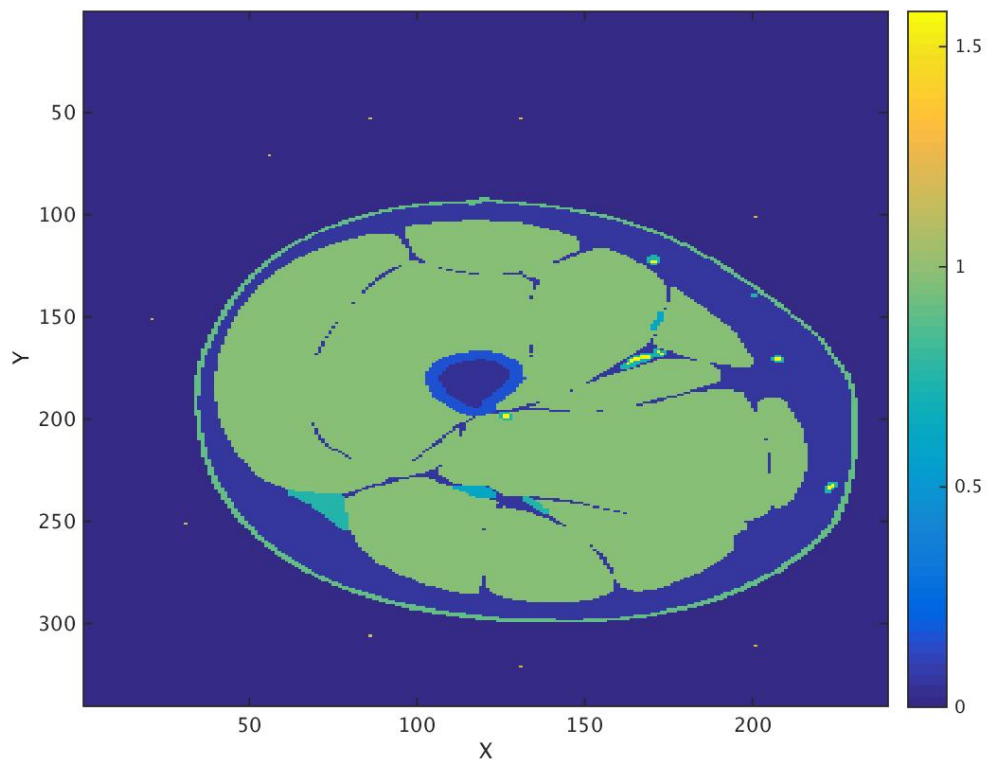


(a)



(b)

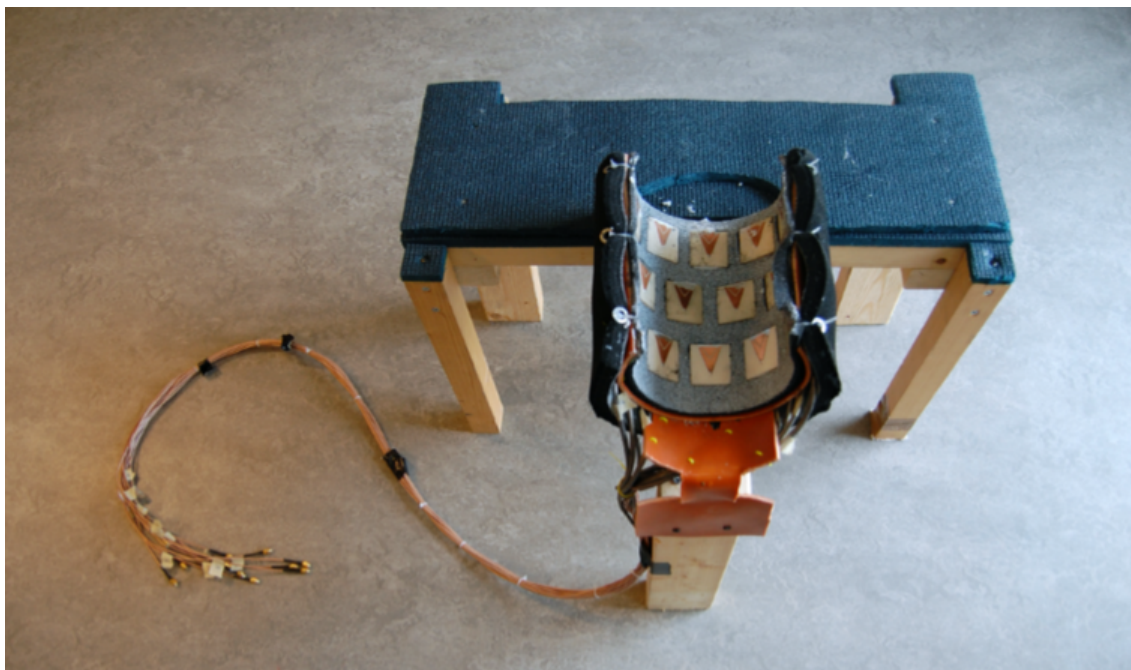
Figur 3.10: Figur a visar benmodellen utan blödning inklusive positionerna för två av antennlagren där antennerna är placerade precis bredvid benmodellen. Figur b visar simuleringen av benmodellen med blödning.



Figur 3.11: Simulering av benmodell med antenner placerade en bit ifrån benmodellen där två av antennlagren visas.

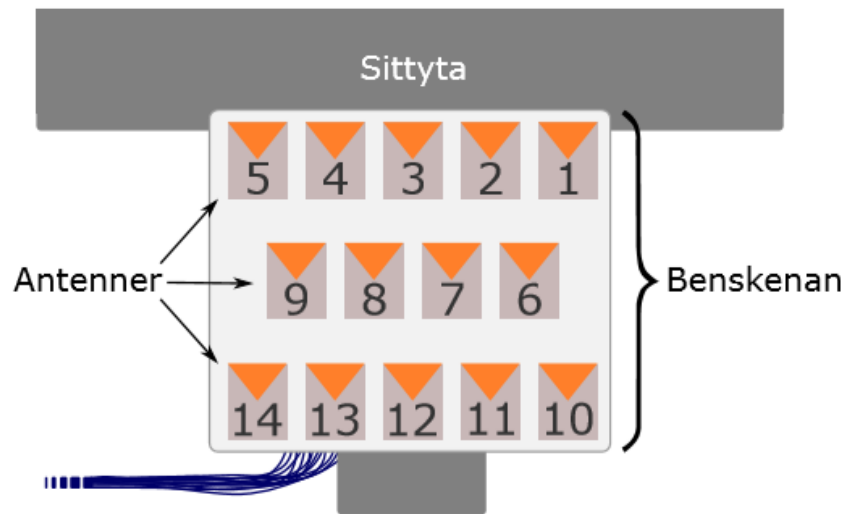
3.3 Beskrivning av mätinstrument

Prototypen som används är samma benskana som tillverkades av föregående års kandidatarbete [6]. Benskenan består av ett halvt plaströr som är monterad på en pall. Pallens syfte är att testpersonen ska sitta bekvämt, då det är viktigt att mätobjektet är stilla under hela mätningen. I plaströret är 14 hål utskurna, där antennerna är placerade. Ett absorberande material är fäst på rörets in- och utsida för att minska brus och göra mätsystemet mer stabilt, eftersom detta tidigare har varit ett problem. För att förhindra störningar mellan antenner och kablar fästs avskärmande ferrittejp i början på varje två meter lång kabel, närmast antennen.



Figur 3.12: Den befintliga prototypen med de 14 antennerna. Figuren är hämtad från [6].

Enligt studier gjorda av kandidatarbete 2014, där patch-antenn utvärderas som mest lovande alternativ, används denna antenntyp även i detta arbete [14]. Antennen är av typen triangulär patch-antenn och fungerar mellan frekvenserna 100 MHz och 3 GHz. Patch-antenn är idealiska på grund av att de är relativt små, vilket gör att de med enkelhet kan monteras nära mätobjektet. Genom att placera mätobjektet nära antennen undviks luftfickor, som ofta orsakar störningar i mätningarna. I bensknan är antenner numrerade enligt figur 3.14 för att enkelt kunna identifiera S-parametrarna för varje antenmpar.



Figur 3.13: Tvärnitt på benskenan där de 14 antennerna är numrerade. Figuren är hämtad från [6].



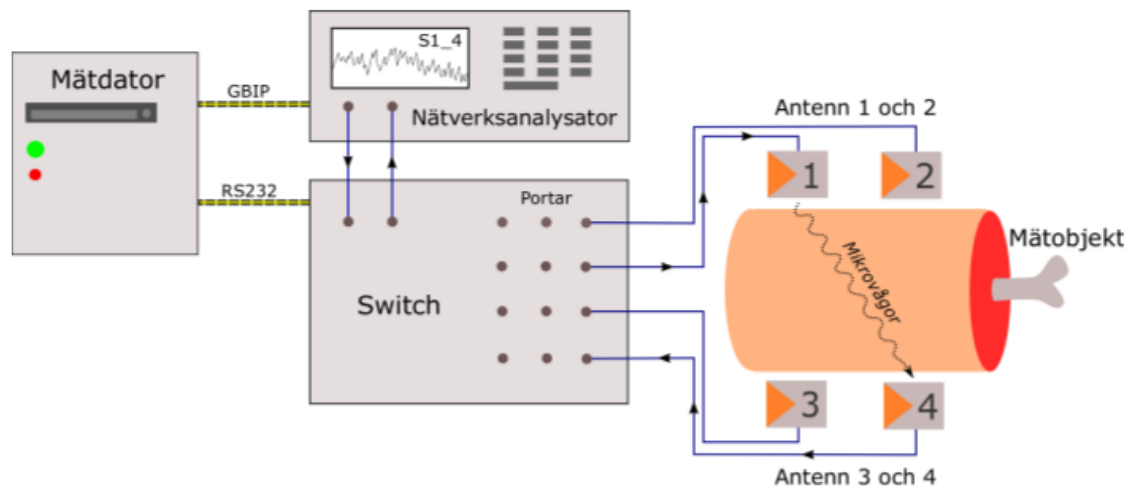
Figur 3.14: En triangulär patch-antenn med antennkabel fastkopplad. Figuren är hämtad från [6].

För att analysera signaler mellan två antenner, en mottagare och en sändare, används en nätverksanalysator. Nätverksanalysatorn är ett instrument som studerar spridningen av signaler som färdas genom elektriska nätverk. Nätverksanalysatorn är av typen vektoriell-nätverksanalysator (VNA) som studerar hur fas och amplitud förändras hos signalen för olika frekvenser. Nätverket som studeras består av en sändande och en mottagande antenn samt två kablar. Nätverksanalysatorn som används är Agilent Technologies E8362B.

Analysatorn skickar ut signaler i ett förutbestämt frekvensintervall från en port till en annan. Mätningen studerar hur mycket av amplituden för varje frekvens inom intervallet som transmitteras respektive reflekteras av nätverket. Utöver amplituden mäts även fasförskjutningen relativt in-och utsignal i nätverket för varje frekvens inom intervallet 0.5-3 GHz. Analysatorn genererar spridningsparametrar, där $S_{xy}(f)$ beskriver förstärkningen

av signalen från port x till port y för den givna frekvensen f . Exempelvis beskriver S_{12} förstärkningen av signalen när den sänds från port 1 och mottas i port 2. Detta kallas transmissionen för det givna antennparet. S_{11} och S_{22} beskriver förstärkningen av signalen när den sänds samt mottas i samma port, vilket istället kallas portens reflektion.

Problematiken med nätverksanalysatorn är att den endast har två portar ansluta till nätverket. Varje antenn som ansluts till nätverket har egna S-parametrar, exempelvis om nätverket består av 4 antenner behövs 4 stycken portar. För att lösa problemet används en 32-portars switch, vilken kopplas till nätverksanalysatorns in- och utgång. Switchen möjliggör att utsignalen från nätverksanalysatorn kan skickas till någon av switchens portar. Därefter mottas även insignal till nätverksanalysatorn från någon annan av switchens portar. Switchen består av reläer som bestämmer vilken port som är sändare samt vilken port är mottagare. Switchen styrs med kommandon från mät datorn för att koppla det önskade antennparet till analysatorn.



Figur 3.15: Mätupställning med dator, nätverksanalysator, switch, antenner och mätobjekt. Figuren är hämtad från [6].

För att styra mätsekvensen kopplas nätverksanalysatorn och switchen till en dator, där ett styrprogram i MATLAB används. Dessa kopplas via RS323 respektive General Purpose Interface Bus (GPIB). Programmet innehåller kod för att löpa igenom och mäta S-parametrarna för alla olika antennpar. Innan mätningarna påbörjas utförs en kalibrering för att undvika felaktig data till följd av yttre faktorer, till exempel rumstemperatur.

3.4 Mätmetodik

Styrprogrammet i MATLAB samlar in data genom att systematiskt registrera reflektion respektive transmission för varje antenn och antennkombination. För att undvika felaktig data i början samt slutet av varje mätning utnyttjas ett större frekvensintervall än det valda intervallet på 0.5-3 GHz. Utspridda över frekvensintervallet mäts varje S-parameter på 401 mätpunkter och de 14 antennerna genererar slutligen 105 S-parametrar per mätning. Varje mätning repeteras fem gånger där varje repetition tar ca 4 min. Genom att

utföra dessa fem repetitioner kan eventuella dåliga resultat filtreras bort. Under tiden repetitionerna utförs hålls mätobjektet stilla, vilket i teorin borde ge likvärdiga resultat.

3.5 Experimentell verifikation genom mätningar på lårfantom

Genom mätningar på lårfantomen, där olika storlekar på blödningar systematiskt tillsätts, kan en korrelation mellan blödningsstorlek och spridningsparametrar urskiljas. Dessa mätningar ger upphov till en mer verklighetstrogen data, då yttre störningar påverkar, jämfört med den simulerade datan.

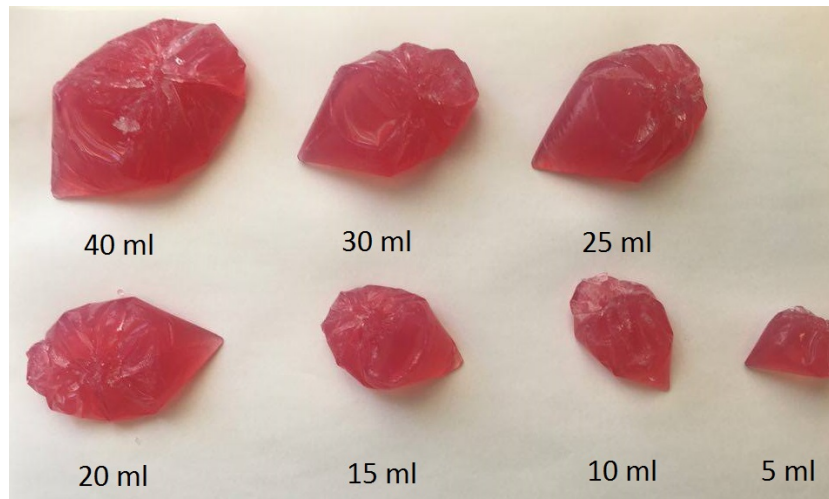
3.5.1 Tillverkning av lårfantom

Som utgångspunkt för att tillverka en lårfantom används receptet enligt tabell 3.1. Värdena är hämtade från tidigare kandidatarbeten, där permittiviteten i fantomläret ska motsvara ett medelvärde av permittiviteten i ett människolår [6][14]. För att uppnå en mer realistisk benmodell adderas i efterhand mer vatten för att få en permittivitet likt muskler, eftersom muskler utgör den största massan i ett lår.

Tabell 3.1: Recept för blodfantom och lårfantom [6][14].

Ingredienser	Blodfantom	Lårfantom
Vatten	68%	41%
Socket	26.5%	53%
Agar	4.5%	6%
Salt	1%	-
Karamellfärg	1 droppe	-

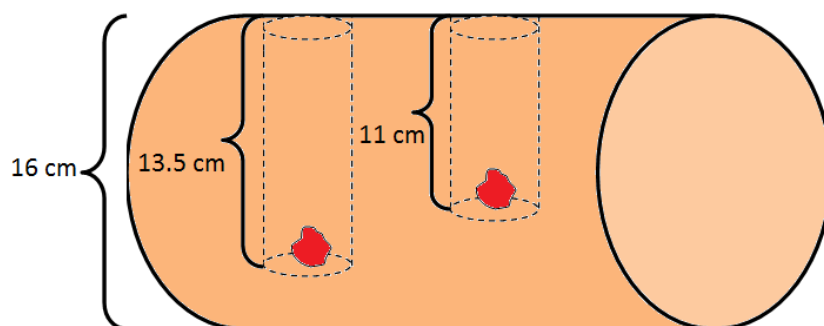
Vid tillverkning av lårfantomen hettas vatten upp tillsammans med socker. Därefter mäts lösningens dielektriska egenskaper med hjälp av en prob och det upptäcks då att mer vatten behövs för att uppnå muskelns värden på permittivitet samt konduktivitet. När de önskade egenskaperna är inom en acceptabel nivå adderas agar under kokning, för att sedan stelna i en cylindrisk form. En del av lösningen, utan agar, sparas för utfyllnad i senare mätningar. Samma procedur genomförs för blodfantomerna enligt recept, med skillnad att inget vatten behövs adderas och ingen lösning utan agar sparas undan. Blodfantomerna gjuts i plastpåsar i olika volymer enligt figur 3.16.



Figur 3.16: Blodfantomerna som användes i mätningarna i stolekarna 40ml, 30ml, 25ml, 20ml, 15ml, 10ml och 5ml.

3.5.2 Mätningar på lårfantom

Efter att lårfantomen stelnat utförs mätningar först på solid fantom. Därefter karvas ett hål ut, centrerat i mitten av fantomen enligt figur 3.17. Hålet fylls med flytande lårfantom och mätningar genomförs på vardera av de olika blödningsvolymerna samt ett fall där ingen blödning är närvarande. Varje enskild mätning upprepas fem gånger med blödningen positionerad på samma plats. När mätningar på det centrerade hålet är klara, gröps ett nytt hål ut framför det första hålet enligt figur 3.17 för att få data på blödningarna när de ligger på olika positioner. Dessa mätningar utförs på de två blödningsstorlekarna 15ml och 25ml. Dessa mätningar följer samma mätningssprocedur som för det första hålet. Samtliga mätningar utförs när lårfantomen är stationär.



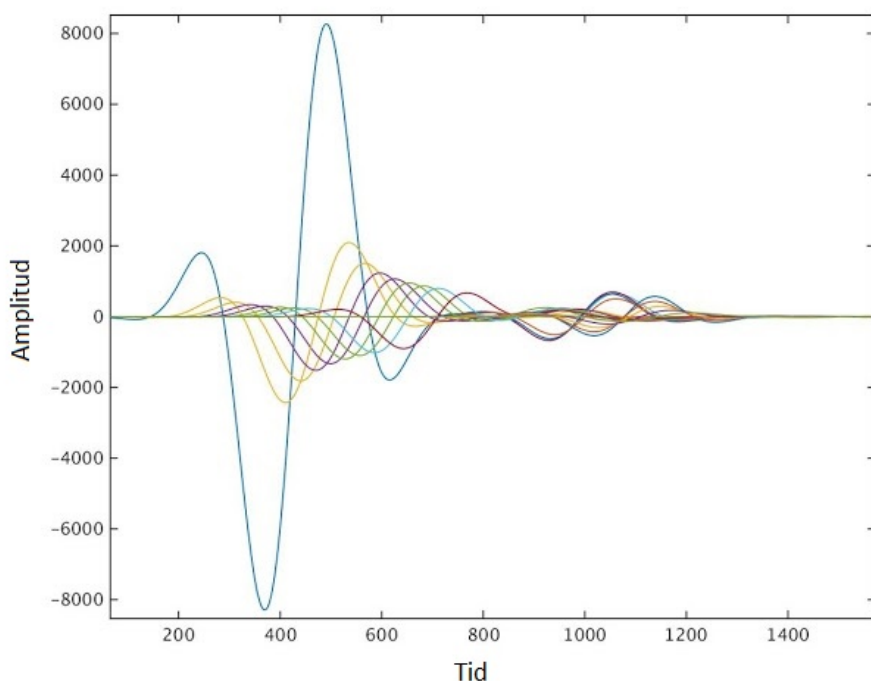
Figur 3.17: Lårfantomen med de tillhörande hålen där blödningarna placerades.

4

Resultat

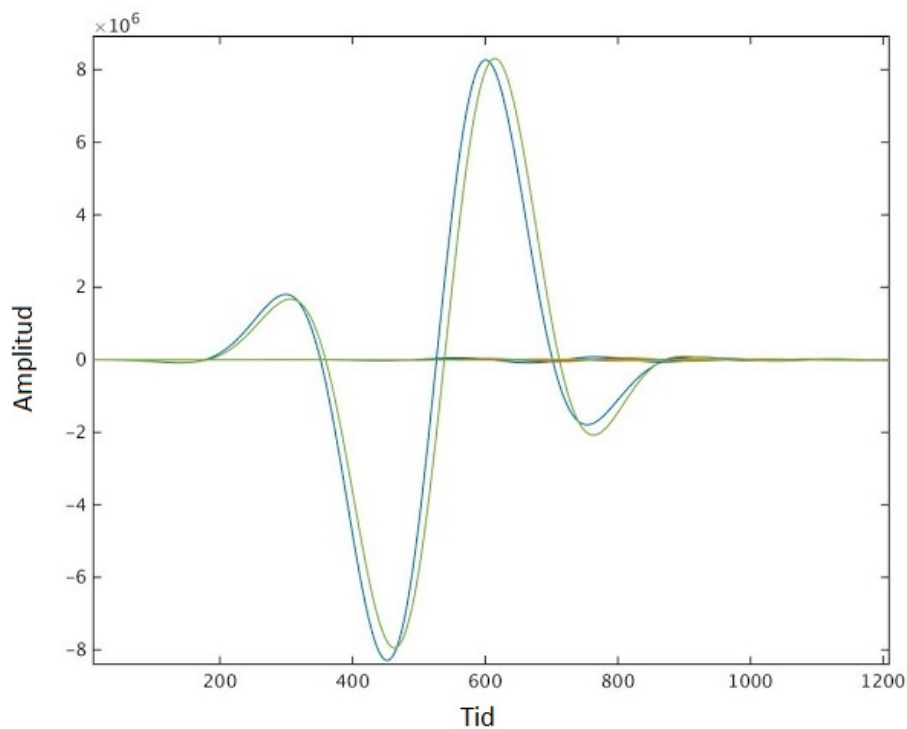
4.1 Resultat från simuleringar

För att testa att simuleringsfilerna fungerar som det ska har testsimuleringar utförts. I simuleringarna användes 14 stycken antenner för både 2D och 3D figurer som är placerade runt om. 3D figuren som använts är en benmodell som gjorts av tidigare kandidatarbeten och 2D modellen är en genomskärning av denna benmodell. Det som undersöks med dessa tester är om varje antenn i tur och ordning skickar iväg pulser och om dessa tas emot av övriga antenner, se figur 4.1 och 4.2. Även S-parametrarna undersöks för att se om det går att urskilja blödningar eller inte med hjälp av dessa. Med hjälp av S-parametrarna undersöks även betydelsen av antennernas position. Testerna görs med ett frekvensband på 0-3 GHz. Resultat från dessa simuleringstest visas i figur 4.3 och 4.4 .

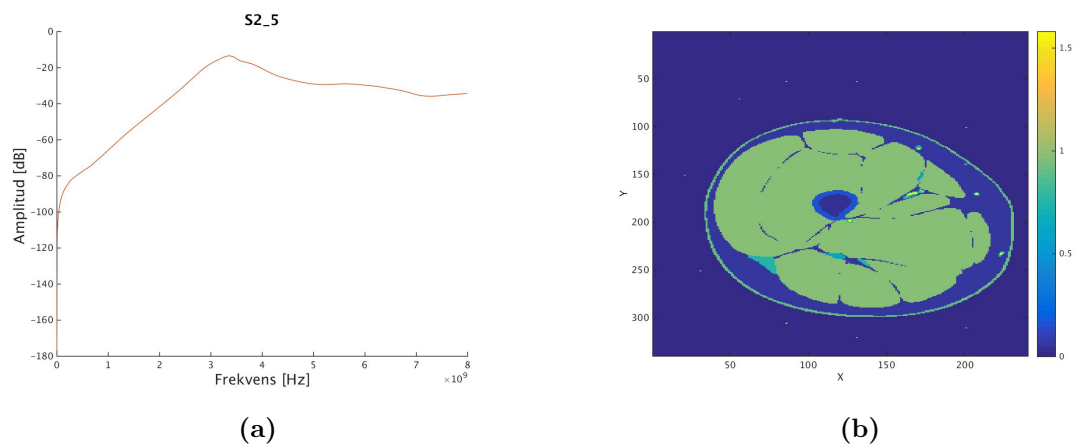


Figur 4.1: En grafisk bild simuleringen på benmodellen i genomskärning. Varje antenn har tagit emot och skickat iväg signaler i form av en puls, vilket är en indikation på att simuleringen har fungerat.

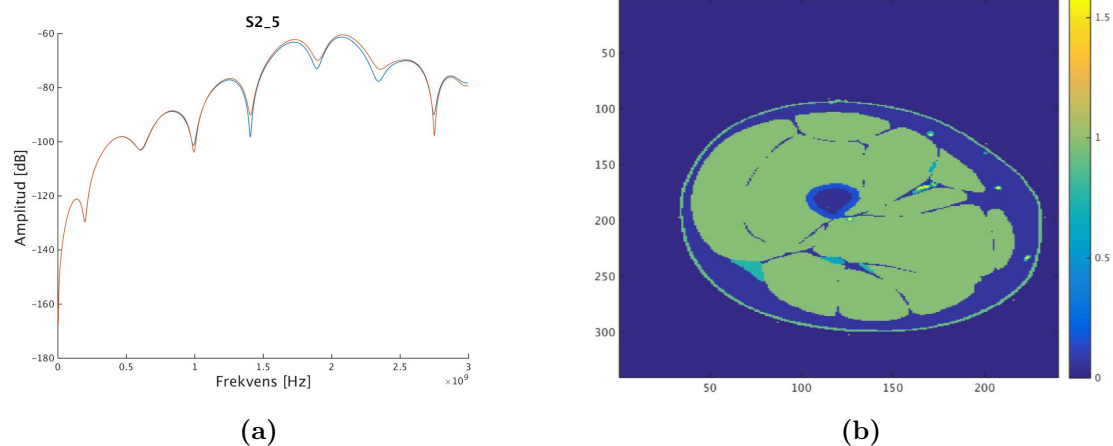
4. Resultat



Figur 4.2: En grafisk bild av simuleringen på benmodellen. Varje antenn har tagit emot och skickat iväg signaler vilket är en indikation på att simuleringen har fungerat.



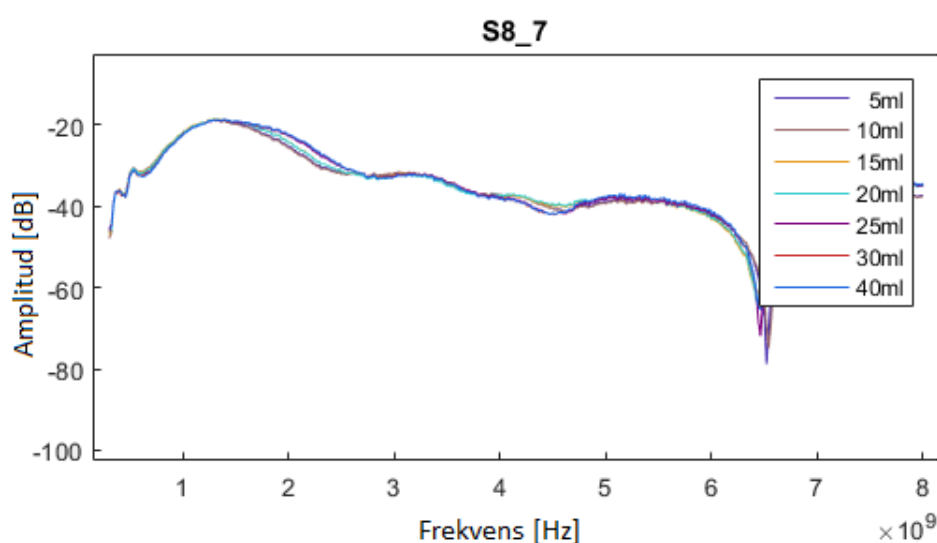
Figur 4.3: Figur a visar en graf av S-parametrar för benmodell både med och utan blödning. Här var antennerna placerade relativt långt ifrån benmodellen, som visas i figur b, och skillnaderna är väldigt små.



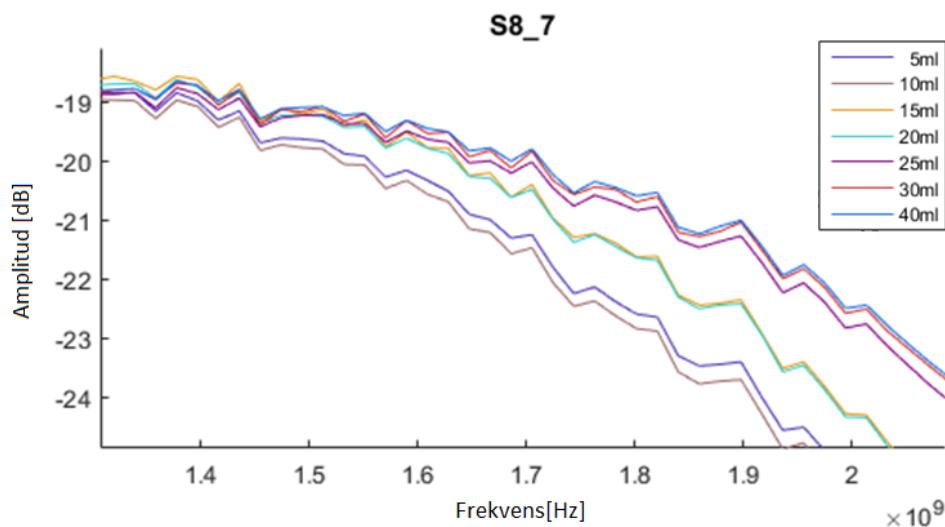
Figur 4.4: Figur a visar en graf av S-parametrar för benmodell både med och utan blödning. Blå linje representerar benmodellen med blödning. I den här simuleringen var antennerna placerade precis intill benmodellen som visas i figur b och något större skillnader kan utläsas.

4.2 Resultat från mätningar

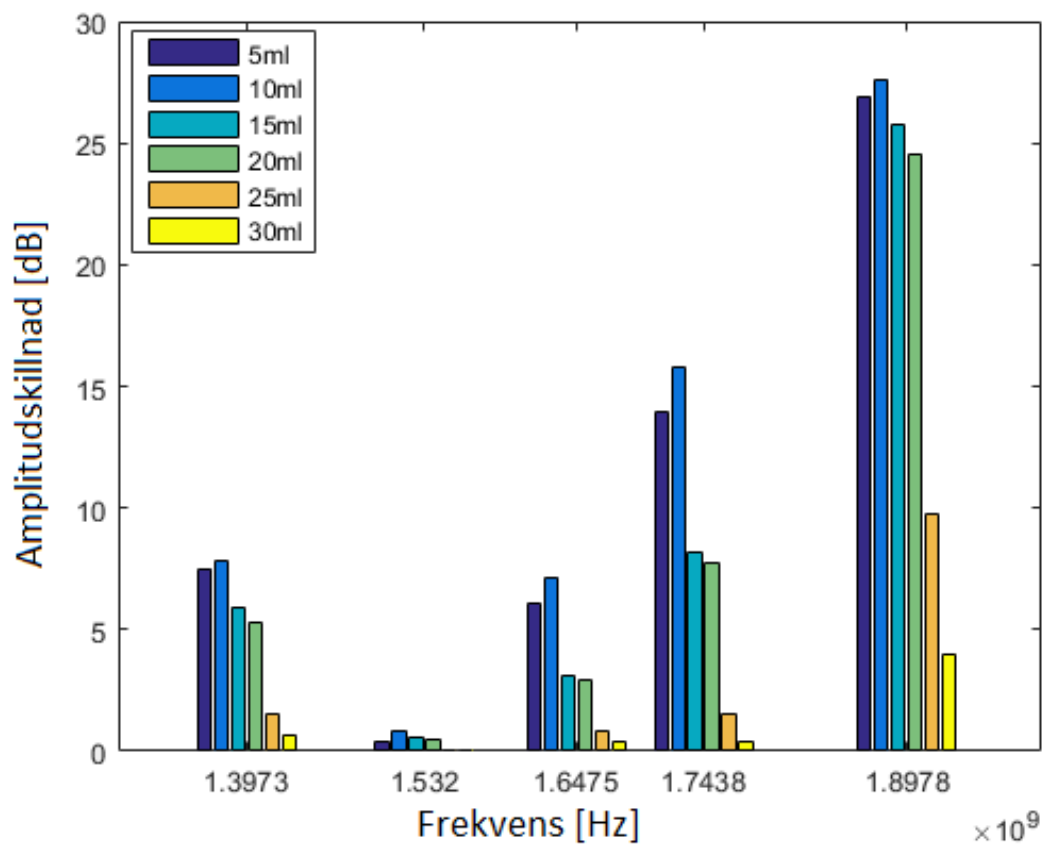
Genom att utnyttja ett MATLAB-program, framtaget av föregående års kandidatgrupp, kan liknande resultat återskapas. Programmet ritar ut amplituden för varje enskilt antenncpar för hela frekvensintervallet. I figur 4.5 syns skillnad i transmissionsamplitud för de olika blödningsstorlekarna. I figur 4.6, som är en inzoomad bild av figur 4.5 i ett intressant frekvensintervall, går det alltså att urskilja en blödning då då amplituderna skiljer sig åt för olika blödningsstorlekar. Detta indikerar på att den uppmätta datan är godtagbar för användning i DMAS-algoritmen. I figur 4.7 syns amplitudskillnaden mellan blödningsstorleken 40 ml och övriga blödningsstorlekar. Notera i figur 4.7 glappet mellan antenn ett och två och fantomlåret.



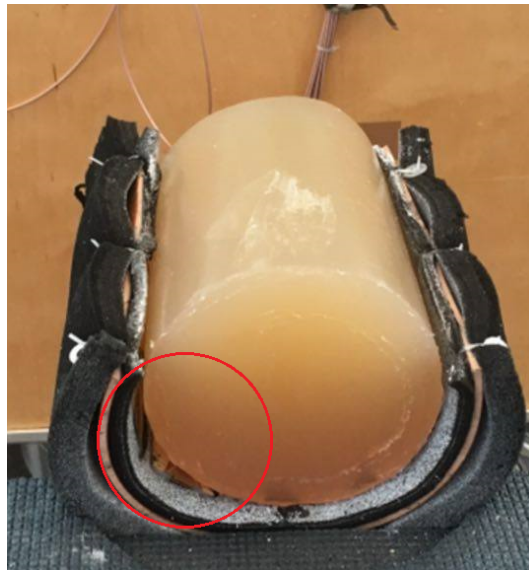
Figur 4.5: Transmissionsamplituden för de olika blödningsstorlekarna på hål 1 för S-parameter $S8_7$.



Figur 4.6: Transmissionsamplituden för de olika blödningsstorlekarna på hål 1 för S-parameter S_{8_7} inzoomat i frekvensintervallet 1.3-2 GHz.



Figur 4.7: Amplitudskillnaden mellan 40 ml blödning och de övriga blödningsstorlekarna för vissa utvalda frekvenser.



Figur 4.8: Mätningar på fantomlår, notera att fantomen inte får kontakt med antenn 1 och 2.

4.3 Simuleringsresultat av DMAS

Data som simulerats har bestått av en variation av placeringar av blödningar, antenner, frekvensband, antennenpositioner samt storlekar av blödningar. För att undersöka om DMAS-algoritmen fungerar har data, vars blödningsposition varit känd, simulerats för att kunna dra samband mellan intensiteter i diverse fokalpunkter. Simuleringarna har genomförts genom att placera en kub i ett område bestående av enbart luft, där kuben har ett högre permittivitevärde än luft.

De aktuella frekvensband som använts i data från simulering var 0-3GHz och 0-8GHz, vilket resulterar i en centerfrekvens på 1.5- respektive 4GHz. Antal antenner som användes är 4 samt 10, vilka positionerades runt det aktuella rätblocket i konstant och varierande z-led.

I figurerna från MATLAB symboliserar blödningar de pixlar med högst intensitetsvärde, de gula pixlarna. De blå pixlarna motsvara lägst intensitetsvärde och färgerna där i mellan motsvarar ett medelhögt värde. Ett medelhögt värde kan vara någon form av övergång mellan medium eller någon form av störning. En kub används för att simulera en blödningsposition. Storleken på blödningen varierar inte vid simuleringar vid olika centerfrekvenser och har storleken 2x2x2 millimeter. Blödningspositioner, antennenpositioner samt antalet antenner vid simulering vid 0-3GHz samt 0-8GHz är oförändrade. Vid användningar av 4 antenner är positionerna $[x \ y \ z] = [5 \ 14 \ 10; 25 \ 14 \ 10; 15 \ 5 \ 10; 15 \ 25 \ 10]$ och för 10 antenner $[x \ y \ z] = [5 \ 13 \ 40; 5 \ 16 \ 40; 25 \ 13 \ 40; 25 \ 16 \ 40; 13 \ 5 \ 40; 16 \ 5 \ 40; 13 \ 25 \ 40; 16 \ 25 \ 40; 15 \ 15 \ 5; 15 \ 15 \ 65]$. Blödningarna är placerad i ett 10x10x10 område. Alla koordinater är i millimeter.

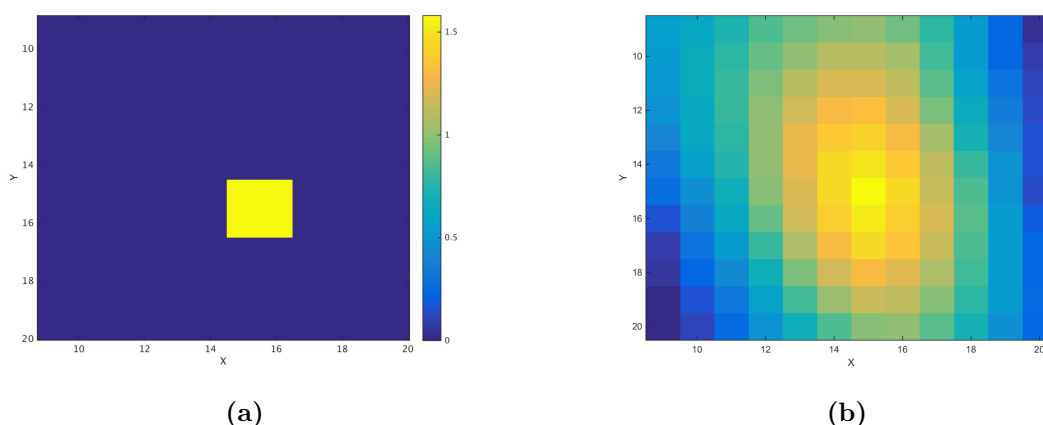
Simuleringarna görs med oförändrad blödningsposition i höjddled för att kunna testa algoritmens lokaliseringsförmåga i x-och y-led, alltså varierar blödningspositionen i x och y-led. Den större gula kuben symboliserar blödning och de små brunaktiga kuberna är antenner. DMAS-simulerade området är $[x \ y] = [9 \ 9]$ till $[x \ y] = [20 \ 20]$ vid höjderna $z=13, 14$ och 15 för 4-antennuppställningen samt $z=53, 54$ och 55 för 10-antennuppställningen. Området utanför antennerna är onödigt att simulera för där existerar inga blödningar, se figur 3.9a. Alltså är det intressanta området innanför antennerna. Vid presentation av simuleringsresultat visas tvärsnittsbilder vid höjderna $z=13, 14$ och 15 för 4-antennuppsättningen och $z=53, 54$ och 55 för 10-antennuppställningen. Tvärsnitten vid de valda höjderna är på grund av att blödningensstorleken är två mm djup, alltså befinner både i $z=13, z=14$ och $z=15$ för 4 antenner kontra $z=53, z=54$ och $z=55$ för 10 antenner.

4.3.1 Simulering med 4 antenner i frekvensintervallet 0-3GHz

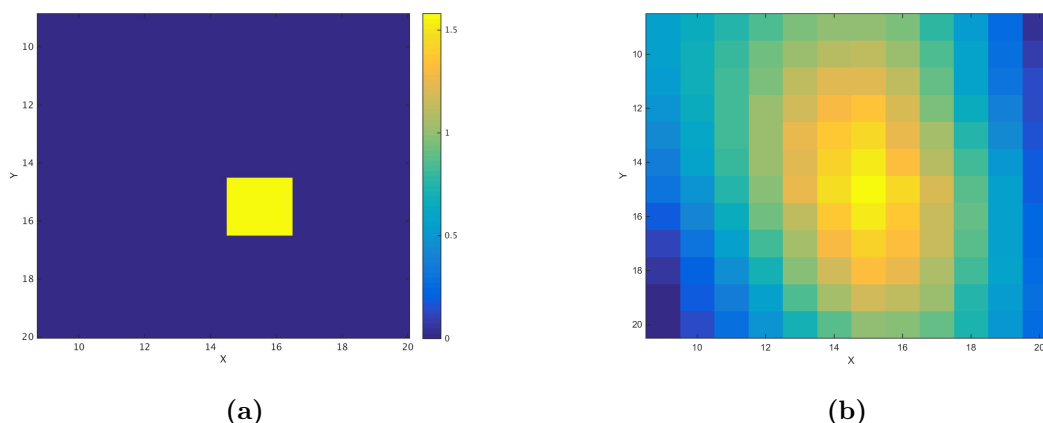
Eftersom förra årets kandidatarbete utvärderade frekvensintervallet 0.5-3 GHz som det bäst anpassade frekvensintervallet testades detta först. För varje blödningsexempel ligger först en bild från simuleringen, som sedan jämförs med tre olika bilder efter att DMAS-algoritmen har applicerats. Bilderna representerar olika plan i z-led.

4.3.1.1 Blödningsexempel 1

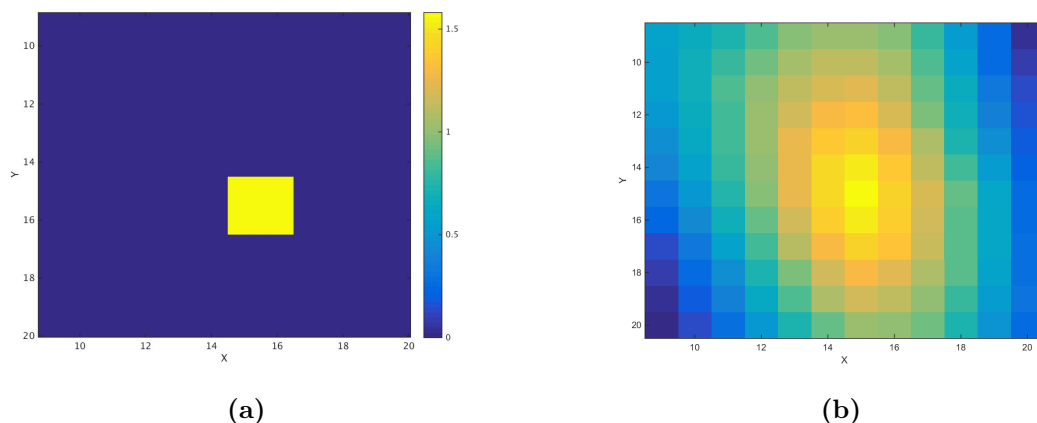
Figur 4.9b, 4.10b och 4.11b visar intensiteterna inom det utvalda beräkningsområdet 9-20 mm i x-, y- och z-led. Bildrekonstruktionen vid höjden $z=13$ visar ett kluster med punkter med högt intensitetsvärde som representerar en blödning runt omkring positionen $[x \ y]=[15 \ 15]$. Rekonstruktionerna vid höjderna $z=14$ och $z=15$ visar tydlig data som indikerar blödning runt omkring den existerande blödningen.



Figur 4.9: Figur a visar bild på blödningsexempel 1 från linuxsimulering, blödningen är placerad på $[x \ y \ z]=[15 \ 15 \ 14]$, alltså i mitten av området. Figur b visar ett tvärsnitt i $z=13$ på blödningsexempel 1 efter applicering av DMAS-algoritmen vid frekvensintervallet 0-3GHz. Simulationsområde för DMAS $[x \ y]=[9-20 \ 9-20]$.



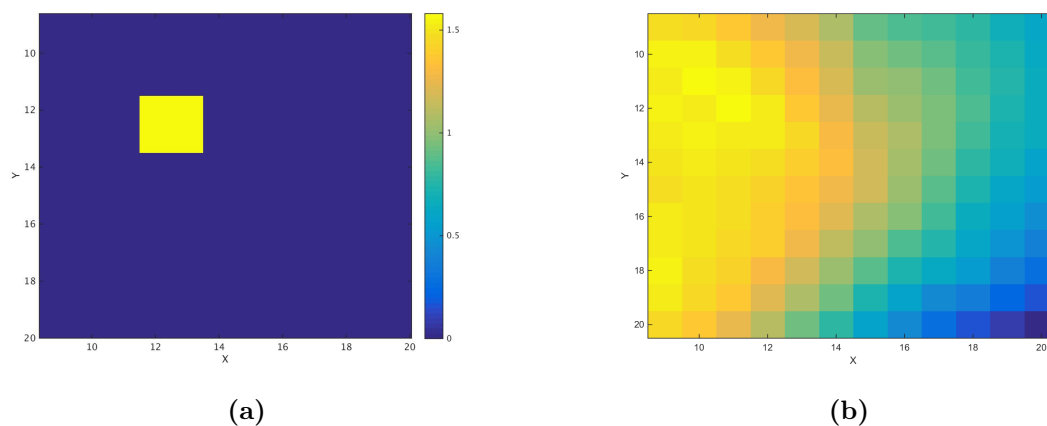
Figur 4.10: Figur a visar bild på blödningsexempel 1 från linuxsimulering, blödningen är placerad på $[x\ y\ z]=[15\ 15\ 14]$, alltså i mitten av området. Figur b visar ett tvärsnitt i $z=14$ på blödningsexempel 1 efter applicering av DMAS-algoritmen vid frekvensintervallet 0-3GHz. Simulationsområde för DMAS $[x\ y]=[9-20\ 9-20]$.



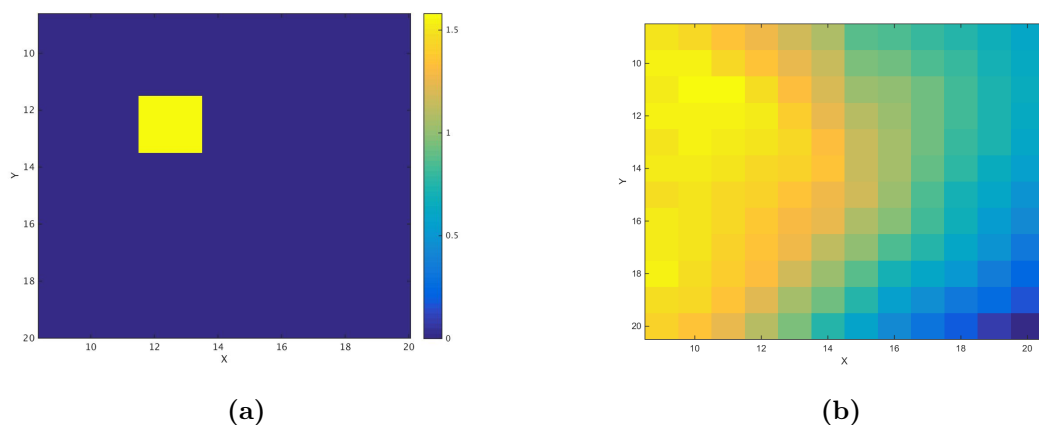
Figur 4.11: Figur a visar bild på blödningsexempel 1 från linuxsimulering, blödningen är placerad på $[x\ y\ z]=[15\ 15\ 14]$, alltså i mitten av området. Figur b visar ett tvärsnitt i $z=15$ på blödningsexempel 1 efter applicering av DMAS-algoritmen vid frekvensintervallet 0-3GHz. Simulationsområde för DMAS $[x\ y]=[9-20\ 9-20]$.

4.3.1.2 Blödningsexempel 2

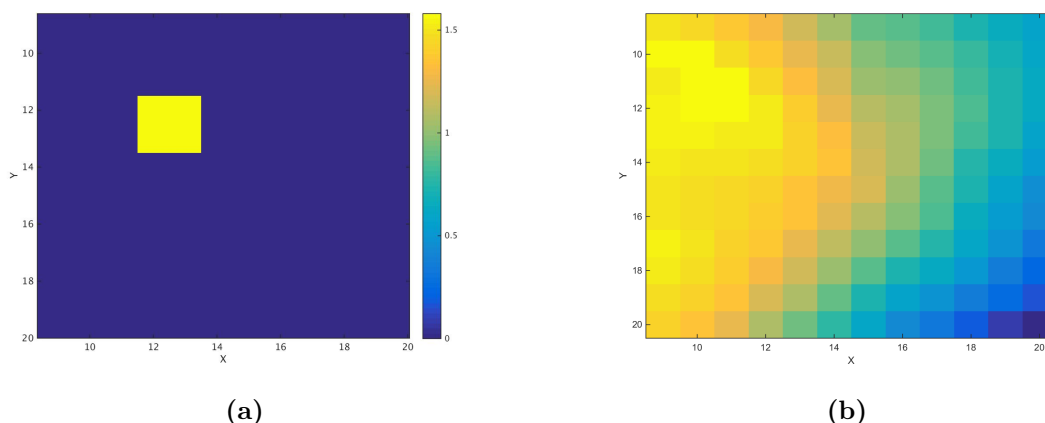
Figur 4.12b visar ett kluster runt punkten $[x\ y]=[12\ 12]$ med högt intensitetsvärde, ur figuren går det att urskilja två stycken punkter med högst intensitetsvärde vid punkterna $[x\ y]=[10\ 11]$ och $[x\ y]=[12\ 12]$. Rekonstruktioner för $z=14$, figur 4.13b, och $z=15$, figur 4.14b, visar samma trend som bildrekonstruktion för $z=13$, där ett kluster med punkter motsvarande högt intensitetsvärde kan urskiljas runt omkring den existerande blödningen på position $[x\ y]=[12\ 12]$. Särskilt bra lokaliseringresultat kan urskiljas ur figur 4.14.



Figur 4.12: Figur a visar bild på blödningsexempel 2 från linuxsimulering, blödningen är placerad på $[x \ y \ z]=[12 \ 12 \ 14]$. Figur b visar ett tvärsnitt i $z=13$ på blödningsexempel 2 efter applicering av DMAS-algoritmen vid frekvensintervallet 0-3GHz. Simulationsområde för DMAS $[x \ y]=[9-20 \ 9-20]$.



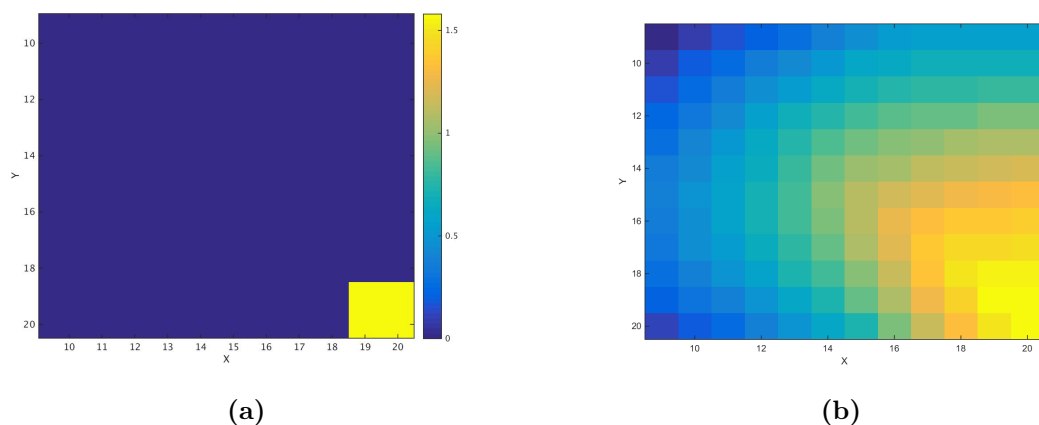
Figur 4.13: Figur a visar bild på blödningsexempel 2 från linuxsimulering, blödningen är placerad på $[x \ y \ z]=[12 \ 12 \ 14]$. Figur b visar ett tvärsnitt i $z=14$ på blödningsexempel 2 efter applicering av DMAS-algoritmen vid frekvensintervallet 0-3GHz. Simulationsområde för DMAS $[x \ y]=[9-20 \ 9-20]$.



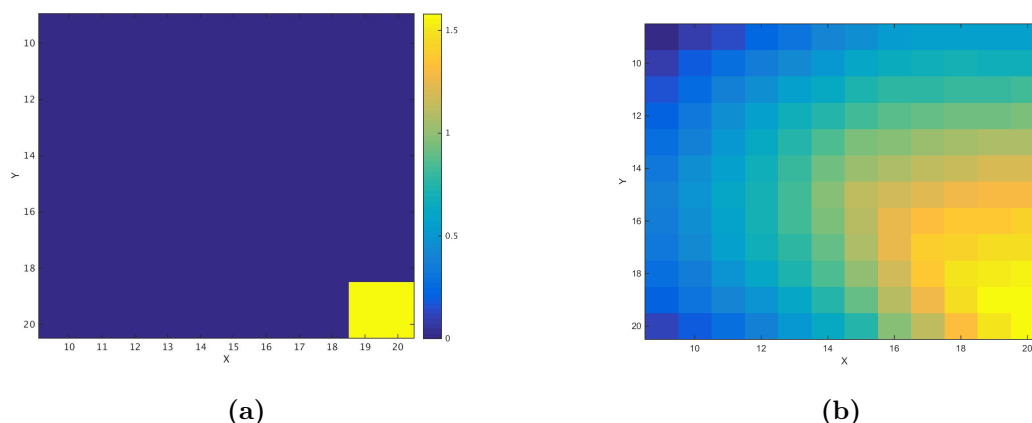
Figur 4.14: Figur a visar bild på blödningsexempel 2 från linuxsimulering, blödningen är placerad på $[x \ y \ z]=[12 \ 12 \ 14]$. Figur b visar ett tvärsnitt i $z=15$ på blödningsexempel 2 efter applicering av DMAS-algoritmen vid frekvensintervallet 0-3GHz. Simulationsområde för DMAS $[x \ y]=[9-20 \ 9-20]$.

4.3.1.3 Blödningsexempel 3

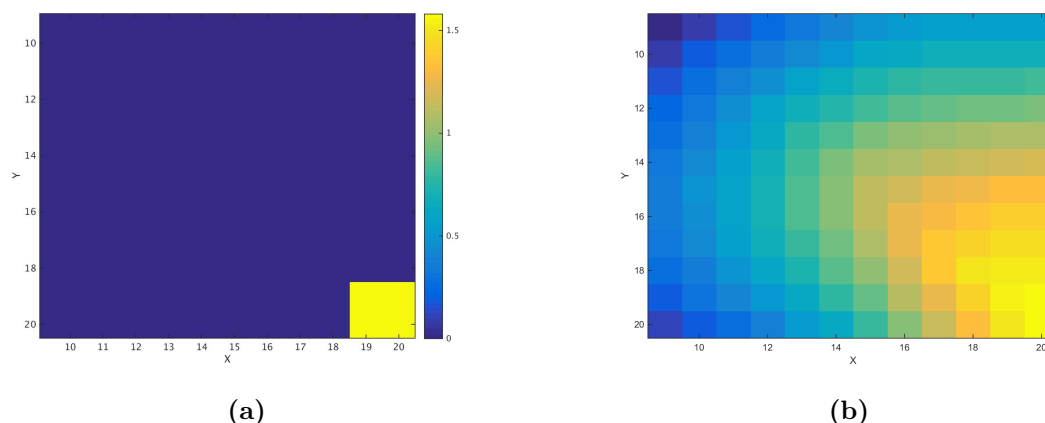
Figur 4.15b visar ett område kring punkten $[x \ y]=[19 \ 19]$ där samtliga punkter erhåller ett högt intensitetsvärde. Figurer 4.16b och 4.17b demonstrerar samma trend som för $z=13$, ett kluster av punkter med höga intensitetsvärden. Något diffust vid området omkring punkten $[x \ y]=[20 \ 20]$ där högst intensitetsvärde existerar för samtliga figurer. Det går dock att urskilja att något existerar runt omkring punkten $[x \ y]=[18 \ 18]$.



Figur 4.15: Figur a visar bild på blödningsexempel 3 från linuxsimulering, blödningen är placerad på $[x \ y \ z]=[18 \ 18 \ 14]$. Figur b visar ett tvärsnitt i $z=13$ på blödningsexempel 3 efter applicering av DMAS-algoritmen vid frekvensintervallet 0-8GHz. Simulationsområde för DMAS $[x \ y]=[9-20 \ 9-20]$.



Figur 4.16: Figur a visar bild på blödningsexempel 3 från linuxsimulering, blödningen är placerad på $[x \ y \ z]=[18 \ 18 \ 14]$. Figur b visar ett tvärsnitt i $z=14$ på blödningsexempel 3 efter applicering av DMAS-algoritmen vid frekvensintervallet 0-8GHz. Simulationsområde för DMAS $[x \ y]=[9-20 \ 9-20]$.



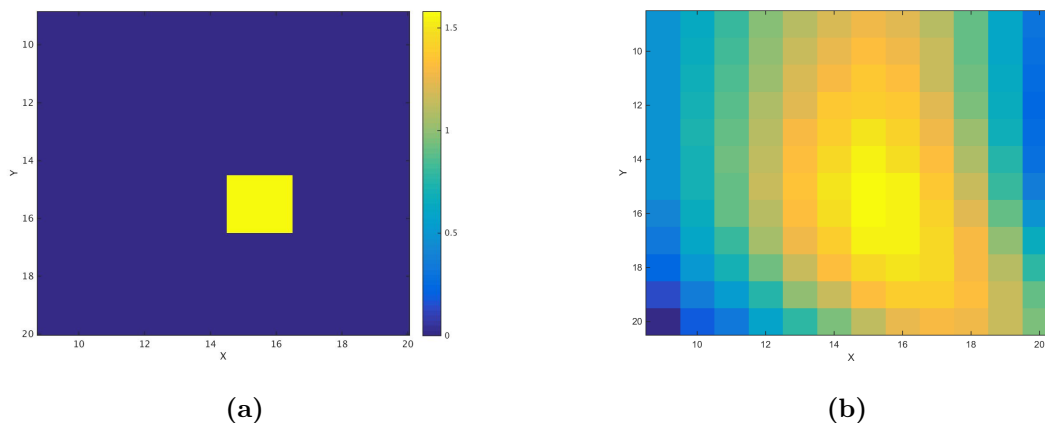
Figur 4.17: Figur a visar bild på blödningsexempel 3 från linuxsimulering, blödningen är placerad på $[x \ y \ z]=[18 \ 18 \ 14]$. Figur b visar ett tvärsnitt i $z=15$ på blödningsexempel 3 efter applicering av DMAS-algoritmen vid frekvensintervallet 0-8GHz. Simulationsområde för DMAS $[x \ y]=[9-20 \ 9-20]$.

4.3.2 Simulering med 4 antenner i frekvensintervallet 0-8GHz

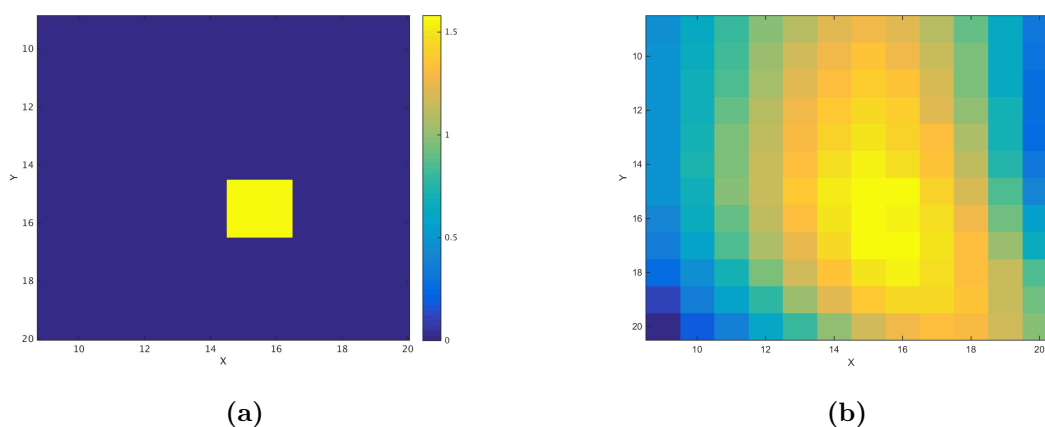
Simulationer gjorda med en centerfrekvens 4GHz har exakt samma simuleringsparametrar som vid simulering med en centerfrekvens 1.5GHz. Simulation med högre centerfrekvens görs för att utvärdera om ökad centerfrekvens förbättrar lokalisering av en blödning. Exemplena utgår från samma datorsimulationer som för frekvensintervallet 0-3 GHz. Bilrekonstruktionerna har sedan samma upplägg som för fekvnsintervallet 0-3 GHz, alltså en bild från simuleringarna som sedan jämförs med data där DMAS-algoritmen har applicerats.

4.3.2.1 Blödningsexempel 1

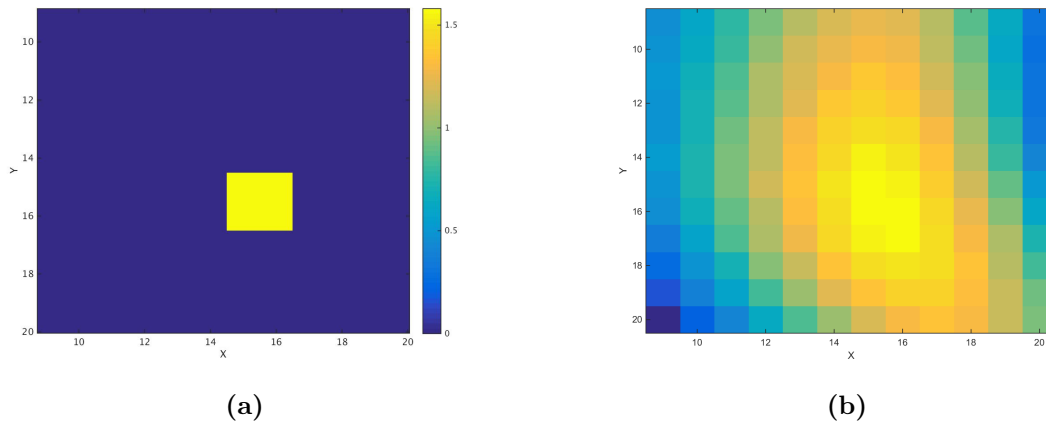
Figur 4.18b visar ett kluster bestående av punkter med högt intensitetsvärde existerar runt omkring punkten $[x \ y]=[15 \ 16]$, vilket är i närheten av den placerade blödningen. Bildrekonstruktioner i figur 4.19b och 4.20b uppvisar samma trend gällande punkter med högt intensitetsvärden i samma område.



Figur 4.18: Figur a visar bild på blödningsexempel 1 från linuxsimulering, blödningen är placerad på $[x \ y \ z]=[15 \ 15 \ 14]$, alltså i mitten av området. Figur b visar ett tvärsnitt i $z=13$ på blödningsexempel 1 efter applicering av DMAS-algoritmen vid frekvensintervallet 0-8GHz. Simulationsområde för DMAS $[x \ y]=[9-20 \ 9-20]$.



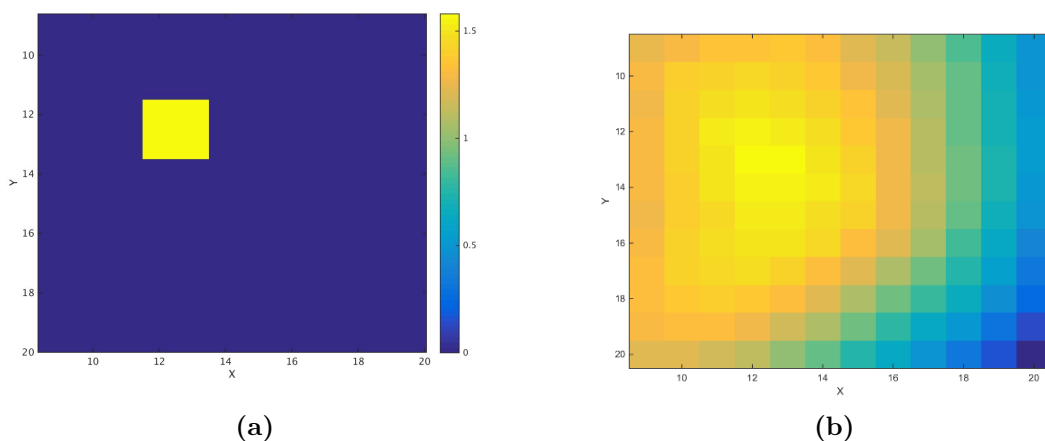
Figur 4.19: Figur a visar bild på blödningsexempel 1 från linuxsimulering, blödningen är placerad på $[x \ y \ z]=[15 \ 15 \ 14]$, alltså i mitten av området. Figur b visar ett tvärsnitt i $z=14$ på blödningsexempel 1 efter applicering av DMAS-algoritmen vid frekvensintervallet 0-8GHz. Simulationsområde för DMAS $[x \ y]=[9-20 \ 9-20]$.



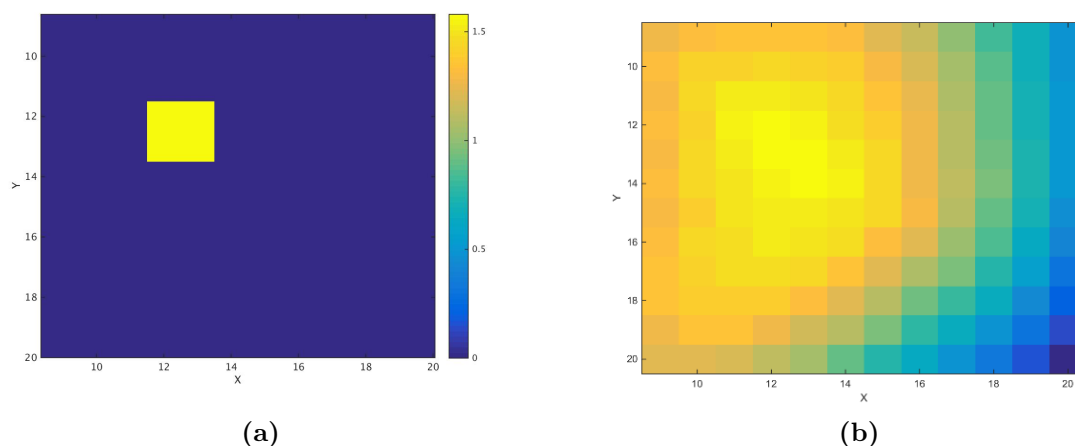
Figur 4.20: Figur a visar bild på blödningsexempel 1 från linuxsimulering, blödningen är placerad på $[x\ y\ z]=[15\ 15\ 14]$, alltså i mitten av området. Figur b visar ett tvärsnitt i $z=15$ på blödningsexempel 1 efter applicering av DMAS-algoritmen vid frekvensintervallet 0-8GHz. Simulationsområde för DMAS $[x\ y]=[9-20\ 9-20]$.

4.3.2.2 Blödningsexempel 2

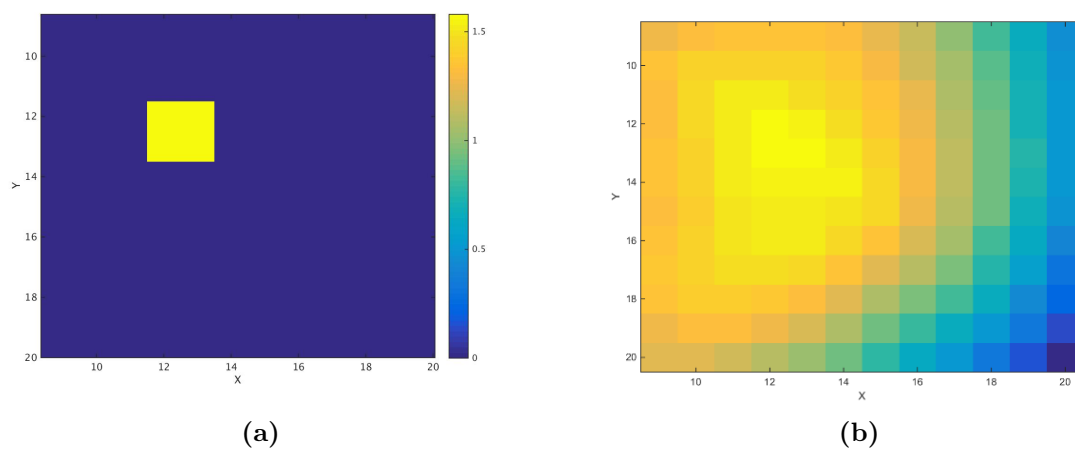
Figur 4.21b visar ett fåtal punkter med högt intensitetsvärde i området nära blödningspositionen vid $[x\ y]=[12\ 12]$. Bäst resultat uppvisas i figur 4.23b där ett område med höga intensitetsvärden är lokaliserade vid blödningspositionen $[x\ y]=[12\ 12]$.



Figur 4.21: Figur a visar bild på blödningsexempel 2 från linuxsimulering, blödningen är placerad på $[x\ y\ z]=[12\ 12\ 14]$. Figur b visar ett tvärsnitt i $z=13$ på blödningsexempel 2 efter applicering av DMAS-algoritmen vid frekvensintervallet 0-8GHz. Simulationsområde för DMAS $[x\ y]=[9-20\ 9-20]$.



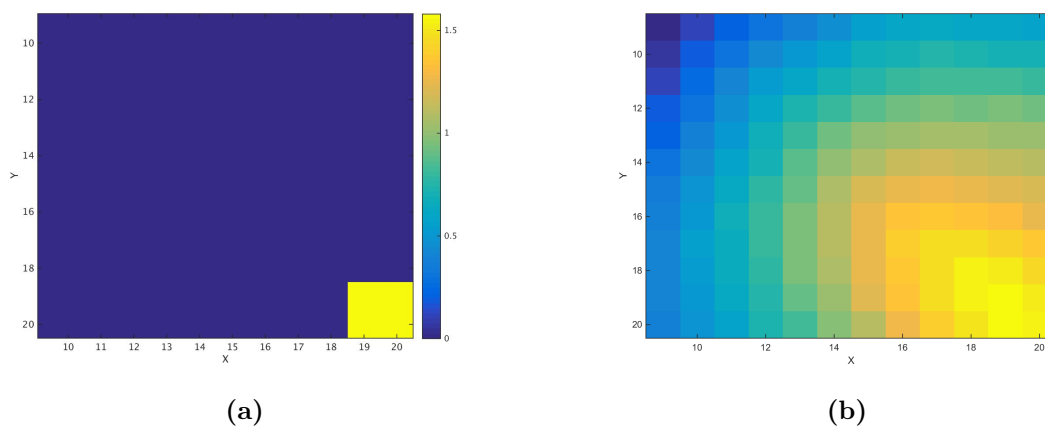
Figur 4.22: Figur a visar bild på blödningsexempel 2 från linuxsimulering, blödningen är placerad på $[x \ y \ z]=[12 \ 12 \ 14]$. Figur b visar ett tvärsnitt i $z=14$ på blödningsexempel 2 efter applicering av DMAS-algoritmen vid frekvensintervallet 0-8GHz. Simulationsområde för DMAS $[x \ y]=[9-20 \ 9-20]$.



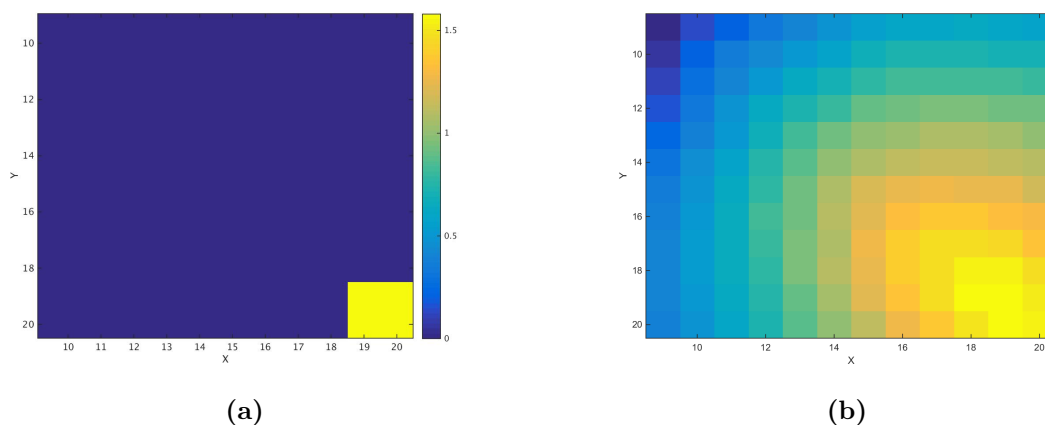
Figur 4.23: Figur a visar bild på blödningsexempel 2 från linuxsimulering, blödningen är placerad på $[x \ y \ z]=[12 \ 12 \ 14]$. Figur b visar ett tvärsnitt i $z=15$ på blödningsexempel 2 efter applicering av DMAS-algoritmen vid frekvensintervallet 0-8GHz. Simulationsområde för DMAS $[x \ y]=[9-20 \ 9-20]$.

4.3.2.3 Blödningsexempel 3

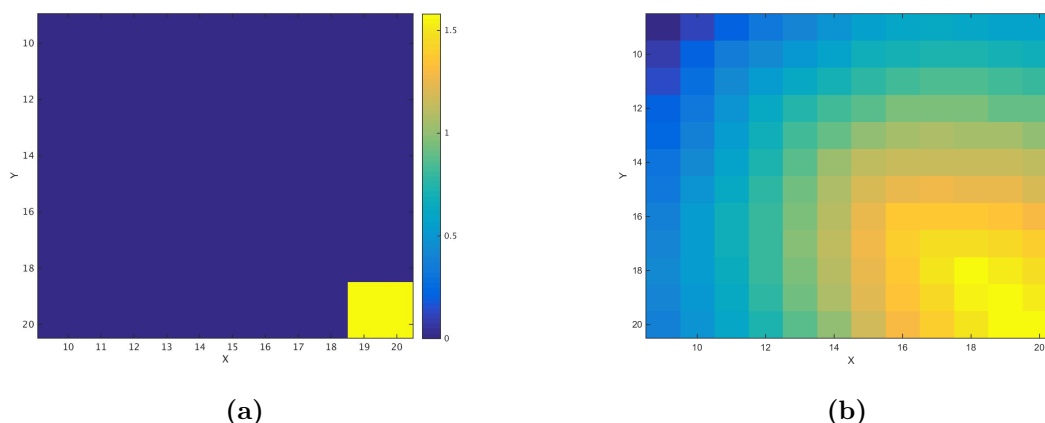
Figur 4.24b uppvisar ett kluster av punkter med högt intensitetsvärde runt omkring punkten $[x \ y]=[18 \ 18]$. Samma trend uppvisar figurerna 4.25b och 4.26b, där ett område runt omkring blödningens positionen har höga intensitetsvärden.



Figur 4.24: Figur a visar bild på blödningsexempel 3 från linuxsimulering, blödningen är placerad på $[x \ y \ z]=[18 \ 18 \ 14]$. Figur b visar ett tvärsnitt i $z=13$ på blödningsexempel 3 efter applicering av DMAS-algoritmen vid frekvensintervallet 0-8GHz. Simulationsområde för DMAS $[x \ y]=[9-20 \ 9-20]$.



Figur 4.25: Figur a visar bild på blödningsexempel 3 från linuxsimulering, blödningen är placerad på $[x \ y \ z]=[18 \ 18 \ 14]$. Figur b visar ett tvärsnitt i $z=14$ på blödningsexempel 3 efter applicering av DMAS-algoritmen vid frekvensintervallet 0-8GHz. Simulationsområde för DMAS $[x \ y]=[9-20 \ 9-20]$.



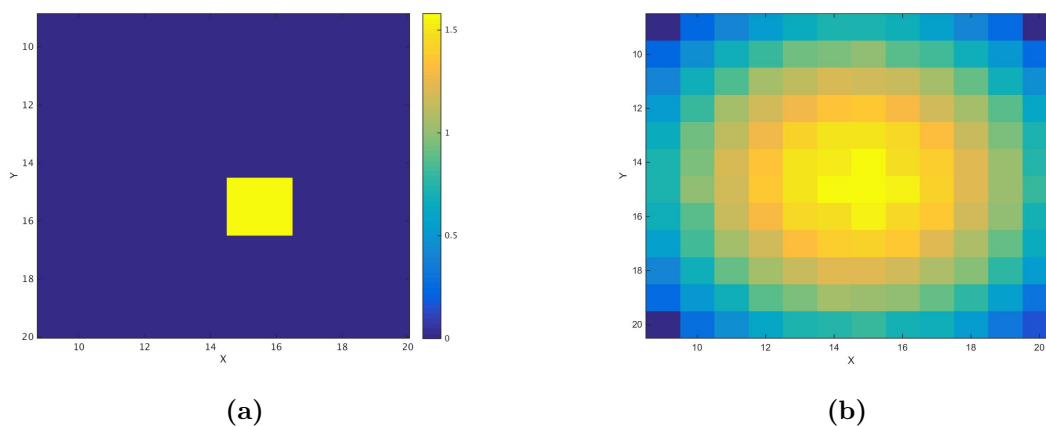
Figur 4.26: Figur a visar bild på blödningsexempel 3 från linuxsimulering, blödningen är placerad på $[x \ y \ z]=[18 \ 18 \ 14]$. Figur b visar ett tvärsnitt i $z=15$ på blödningsexempel 3 efter applicering av DMAS-algoritmen vid frekvensintervallet 0-8GHz. Simulationsområde för DMAS $[x \ y]=[9-20 \ 9-20]$.

4.3.3 Simulering med 10 antenner i frekvensintervallet 0-3GHz

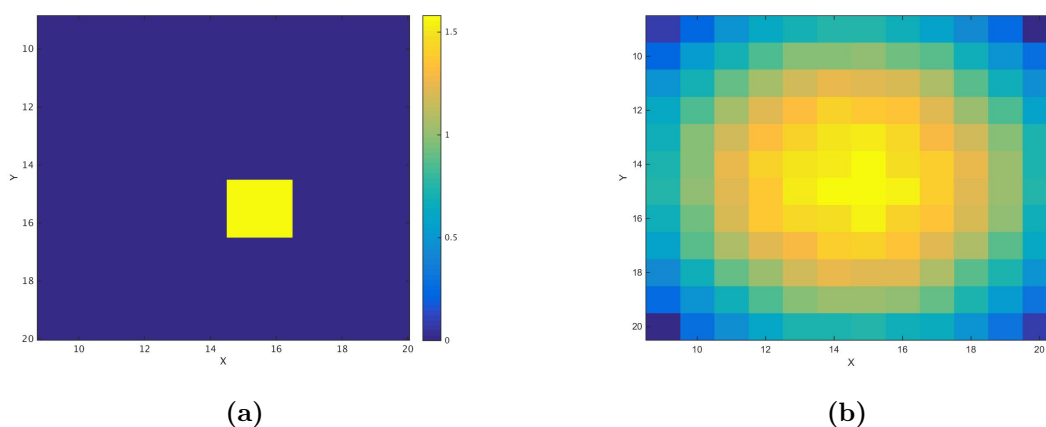
För att undersöka algoritmens lokaliserings förmåga ytterligare simuleras fall med 10 antenner vid frekvens intervall 0-3GHz. Blödningens storleken är oförändrad från simuleringsfall med 4 antenner. Även blödningens positionen är oförändrad. Dock är blödningens positionen förskjutet i z -planet, från $z=14$ till $z=54$. Simuleringsområdet är oförändrat från föregående simuleringar med 4 antenner, området är $10 \times 10 \times 10$. Antennpositionerna är ändrade till $[x \ y \ z]=[5 \ 13 \ 40; 5 \ 16 \ 40; 25 \ 13 \ 40; 25 \ 16 \ 40; 13 \ 5 \ 40; 16 \ 5 \ 40; 13 \ 25 \ 40; 16 \ 25 \ 40; 15 \ 15 \ 5; 15 \ 15 \ 65]$. Antennpositionerna har ändrats för att undersöka hur dess positioner påverkar blödningens lokaliseringsförmågan.

4.3.3.1 Blödningsexempel 1

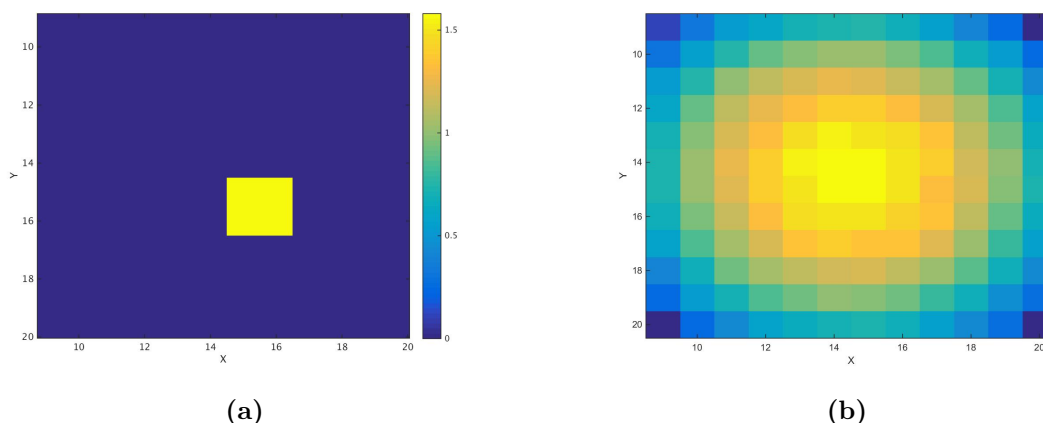
Blödningen ska nu vara positionerad i $[x \ y \ z]=[14 \ 14 \ 54]$. Ingen av figurerna 4.27b, 4.28b och 4.29b visar en enda punkt, däremot ett kluster av höga intensiteter som omfattar området.



Figur 4.27: Figur a visar bild på blödningsexempel 1 från linuxsimulering, där blödningen är placerad på $[x \ y \ z]=[15 \ 15 \ 53]$. I figur b visas DMAS-simuleringen för blödningsexempel 1 inom frekvensbandet 0-3GHz, med 10 stycken antenner. Detta xy-plan visar intensiteter vid tvärsnitt $z=53$ och simulationsområdet $[x \ y]=[9-20 \ 9-20]$.



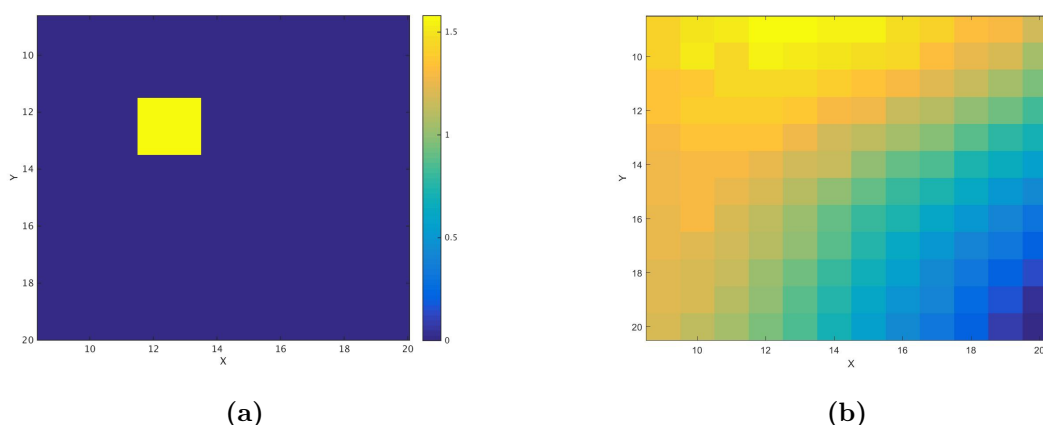
Figur 4.28: Figur a visar bild på blödningsexempel 1 från linuxsimulering, där blödningen är placerad på $[x \ y \ z]=[15 \ 15 \ 53]$. I figur b visas DMAS-simulering för blödningsexempel 1 inom frekvensbandet 0-3GHz, med 10 stycken antenner. Detta xy-plan visar intensiteter vid tvärsnitt $z=54$ och simulationsområdet $[x \ y]=[9-20 \ 9-20]$.



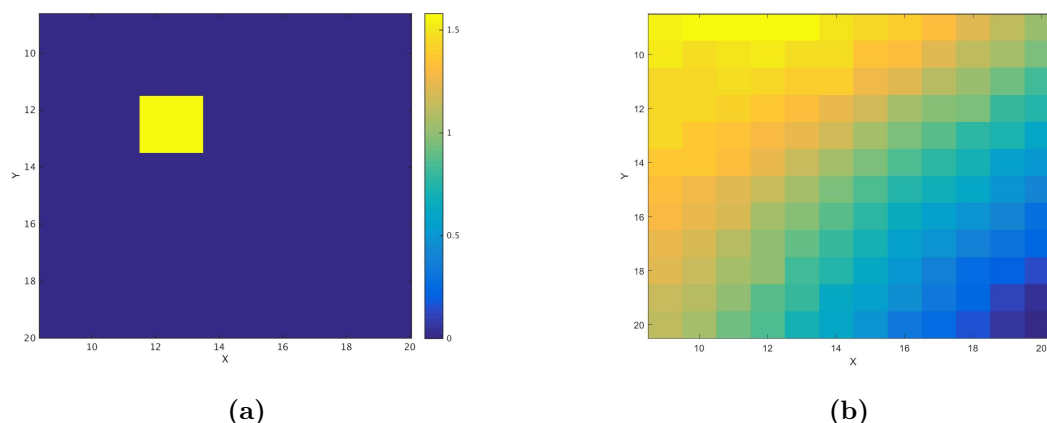
Figur 4.29: Figur a visar bild på blödningsexempel 1 från linuxsimulering, där blödningen är placerad på $[x \ y \ z]=[15 \ 15 \ 53]$. I figur b visas DMAS-simulering för blödningsexempel 1 inom frekvensbandet 0-3GHz, med 10 stycken antenner. Detta xy-plan visar intensiteter vid tvärsnitt $z=55$ och simulationsområdet $[x \ y]=[9-20 \ 9-20]$.

4.3.3.2 Blödningsexempel 2

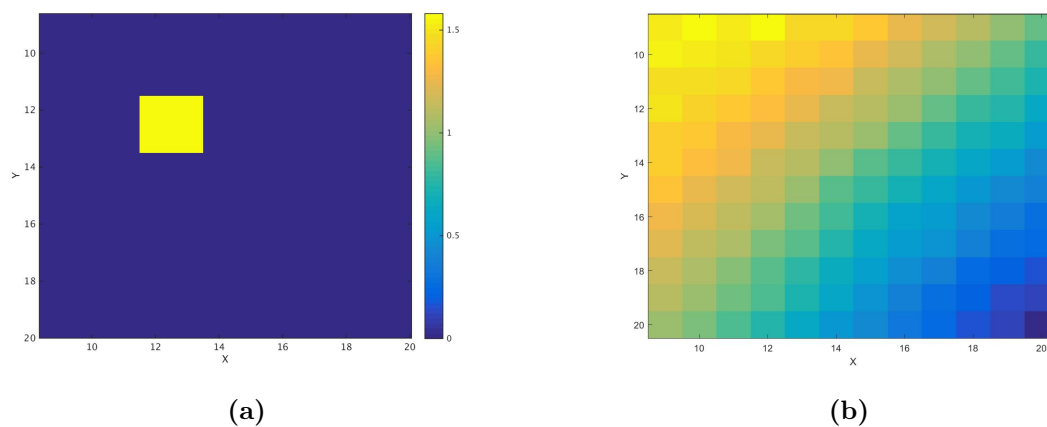
Blödningen ska vara positionerad i $[x \ y]=[12 \ 12]$ och ingen av ovanstående figurer, 4.30, 4.31 och 4.32, ger en direkt indikation var blödningen ligger. Däremot finns ett brett kluster av höga intensiteter vid den sökta punkten.



Figur 4.30: Figur a visar bild på blödningsexempel 2 från linuxsimulering, där blödningen är placerad på $[x \ y \ z]=[12 \ 12 \ 53]$. I figur b visas DMAS-simulering för blödningsexempel 2 inom frekvensbandet 0-3GHz, med 10 stycken antenner. Detta xy-plan visar intensiteter vid tvärsnitt $z=53$ och simulationsområdet $[x \ y]=[9-20 \ 9-20]$.



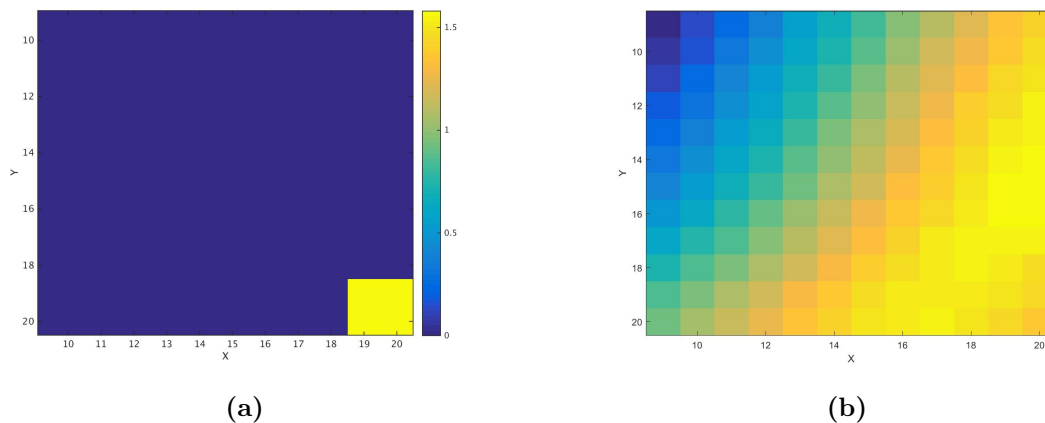
Figur 4.31: Figur a visar bild på blödningsexempel 2 från linuxsimulering, där blödningen är placerad på $[x \ y \ z]=[12 \ 12 \ 53]$. I figur b visas DMAS-simulering för blödningsexempel 2 inom frekvensbandet 0-3GHz, med 10 stycken antenner. Detta xy-plan visar intensiteter vid tvärsnitt $z=54$ och simulationsområdet $[x \ y]=[9-20 \ 9-20]$.



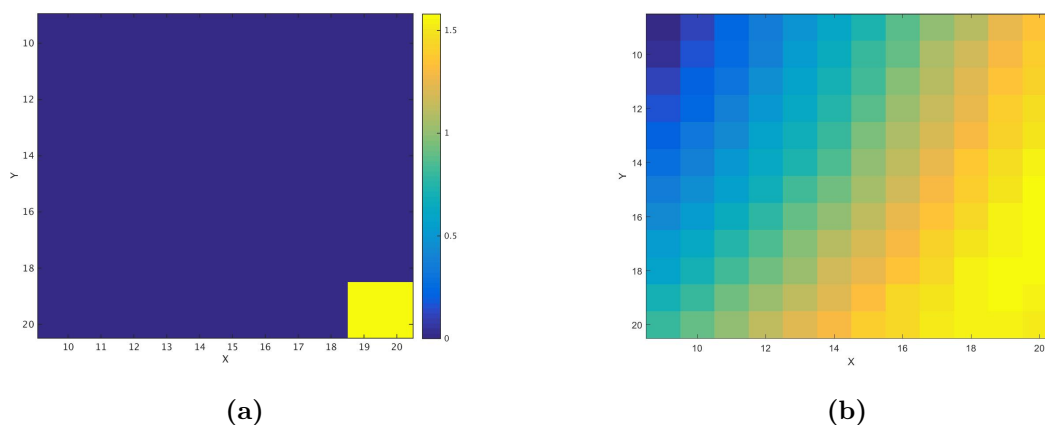
Figur 4.32: Figur a visar bild på blödningsexempel 2 från linuxsimulering, där blödningen är placerad på $[x \ y \ z]=[12 \ 12 \ 53]$. I figur b visas DMAS-simulering för blödningsexempel 2 inom frekvensbandet 0-3GHz, med 10 stycken antenner. Detta xy-plan visar intensiteter vid tvärsnitt $z=55$ och simulationsområdet $[x \ y]=[9-20 \ 9-20]$.

4.3.3.3 Blödningsexempel 3

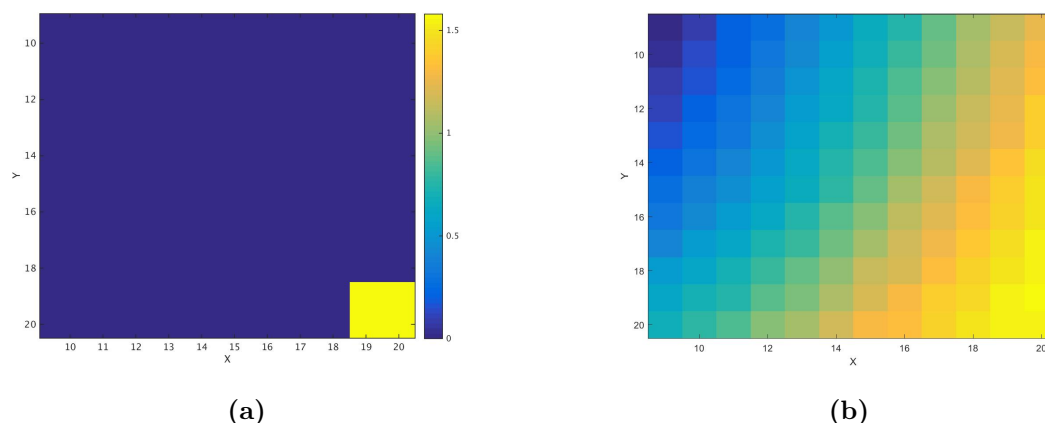
Blödningen ska vara positionerad i $[x \ y \ z] = [18 \ 18 \ 54]$ och återigen finns ingen direkt indikation var blödningen finns, utan ett kluster av höga intensiteter kring den sökta punkten, vilket visas i figur 4.33, 4.34 och 4.35.



Figur 4.33: Figur a visar bild på blödningsexempel 3 från linuxsimulering, där blödningen är placerad på $[x \ y \ z]=[18 \ 18 \ 53]$. I figur b visas DMAS-simulering för blödningsexempel 3 inom frekvensbandet 0-3GHz, med 10 stycken antenner. Detta xy-plan visar intensiteter vid tvärsnitt $z=53$ och simulationsområdet $[x \ y]=[9-20 \ 9-20]$.



Figur 4.34: Figur a visar bild på blödningsexempel 3 från linuxsimulering, där blödningen är placerad på $[x \ y \ z]=[18 \ 18 \ 53]$. I figur b visas DMAS-simulering för blödningsexempel 3 inom frekvensbandet 0-3GHz, med 10 stycken antenner. Detta xy-plan visar intensiteter vid tvärsnitt $z=54$ och simulationsområdet $[x \ y]=[9-20 \ 9-20]$.



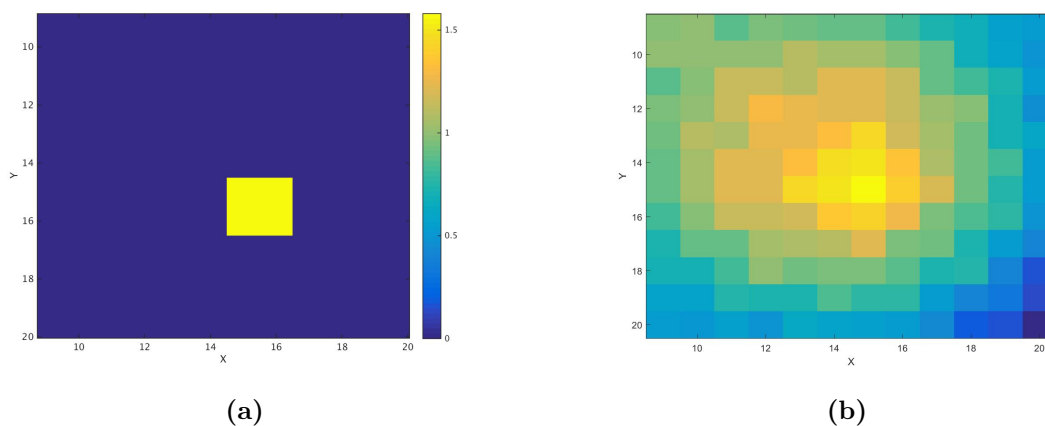
Figur 4.35: Figur a visar bild på blödningsexempel 3 från linuxsimulering, där blödningen är placerad på $[x \ y \ z]=[18 \ 18 \ 53]$. I figur b visas DMAS-simulering för blödningsexempel 3 inom frekvensbandet 0-3GHz, med 10 stycken antenner. Detta xy-plan visar intensiteter vid tvärsnitt $z=55$ och simulationsområdet $[x \ y]=[9-20 \ 9-20]$.

4.3.4 Simulering med 10 antenner i frekvensintervallet 0-8GHz

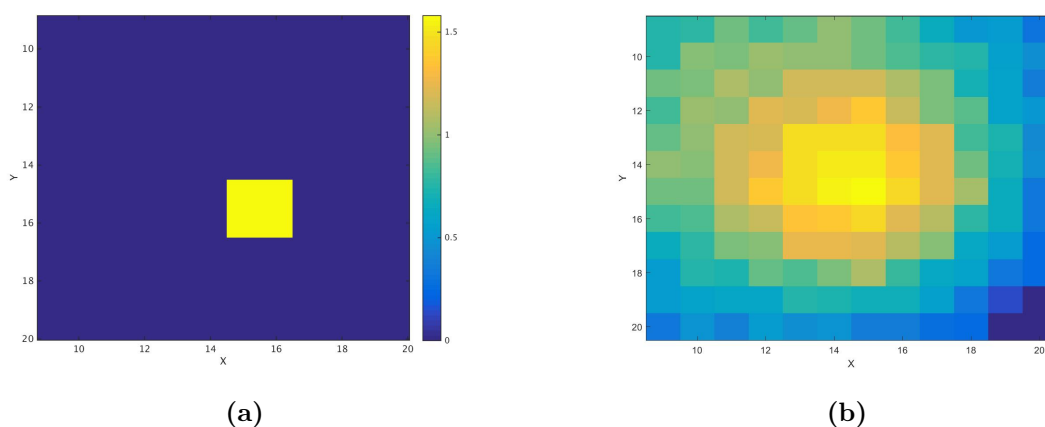
Simulationer gjorda med en centerfrekvens 4GHz och 10 antenner har exakt samma simuleringsinparametrar som vid simulering med en centerfrekvens 1.5GHz och 10 antenner. Simulation med högre centerfrekvens görs återigen för att utvärdera om ökad centerfrekvens förbättrar lokalisering av en blödning. Exemplena utgår från samma datorsimulationer som för frekvensintervallet 0-3 GHz. Bilrekonstruktionerna har sedan samma upplägg som tidigare, alltså en bild från simuleringarna som sedan jämförs med data där DMAS-algoritmen har applicerats.

4.3.4.1 Blödningsexempel 1

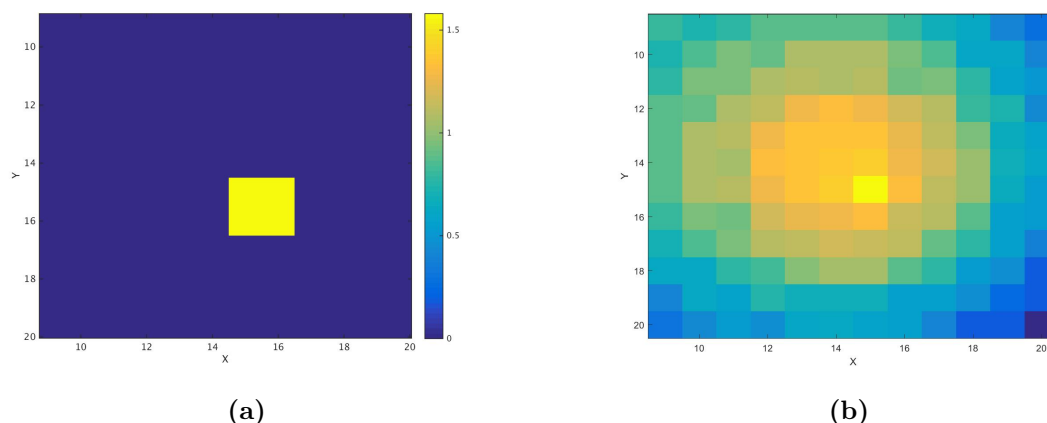
Blödningsposition ska vara i $[x \ y \ z] = [15 \ 15 \ 54]$, ett tydligt område med höga intensitetspunkter urskiljs runt omkring blödningspositionen i figurer 4.36, 4.37 och 4.38. Figur 4.38 visar riktigt bra lokalisering av blödningsexempel 1.



Figur 4.36: Figur a visar bild på blödningsexempel 1 från linuxsimulering, där blödningen är placerad på $[x \ y \ z]=[15 \ 15 \ 53]$. I figur b visas DMAS-simulering för blödningsexempel 1 inom frekvensbandet 0-8GHz, med 10 stycken antenner. Detta xy-plan visar intensiteter vid tvärsnitt $z=53$ och simulationsområdet $[x \ y]=[9-20 \ 9-20]$.



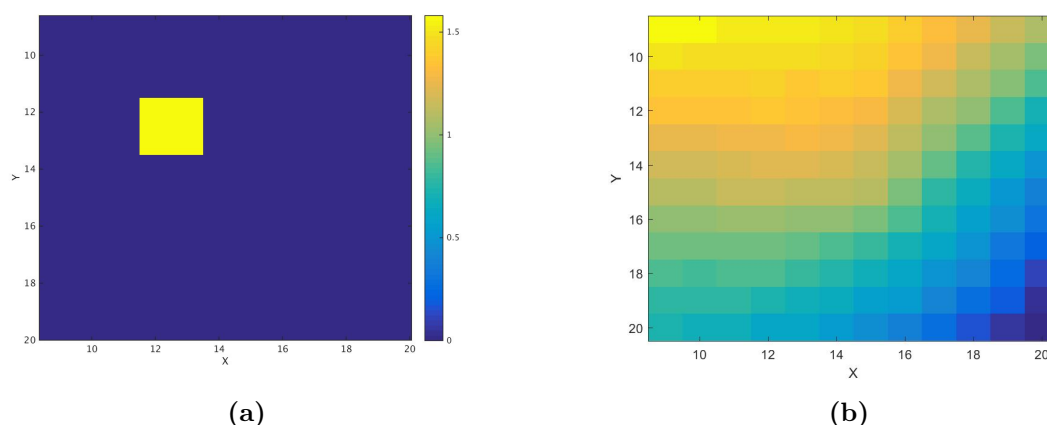
Figur 4.37: Figur a visar bild på blödningsexempel 1 från linuxsimulering, där blödningen är placerad på $[x \ y \ z]=[15 \ 15 \ 53]$. I figur b visas DMAS-simulering för blödningsexempel 1 inom frekvensbandet 0-8GHz, med 10 stycken antenner. Detta xy-plan visar intensiteter vid tvärsnitt $z=54$ och simulationsområdet $[x \ y]=[9-20 \ 9-20]$.



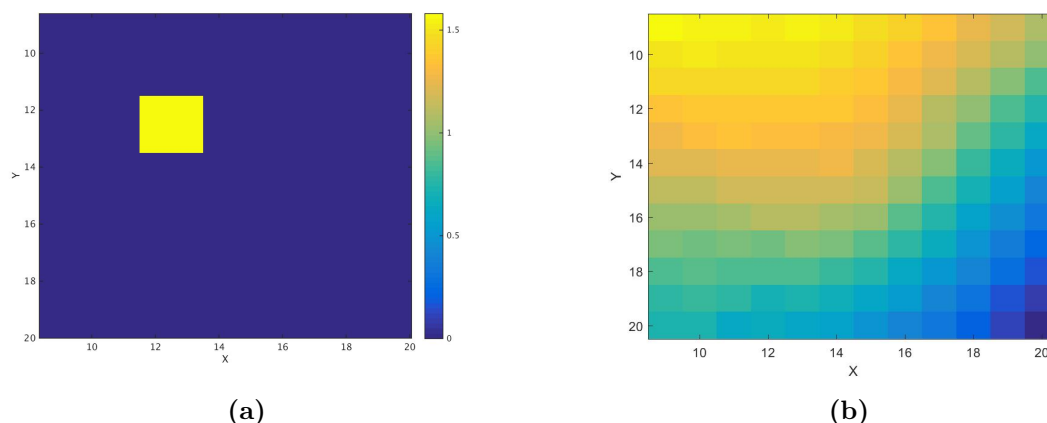
Figur 4.38: Figur a visar bild på blödningsexempel 1 från linuxsimulering, där blödningen är placerad på $[x \ y \ z]=[15 \ 15 \ 53]$. I figur b visas DMAS-simulering för blödningsexempel 1 inom frekvensbandet 0-8GHz, med 10 stycken antenner. Detta xy-plan visar intensiteter vid tvärsnitt $z=55$ och simulationsområdet $[x \ y]=[9-20 \ 9-20]$.

4.3.4.2 Blödningsexempel 2

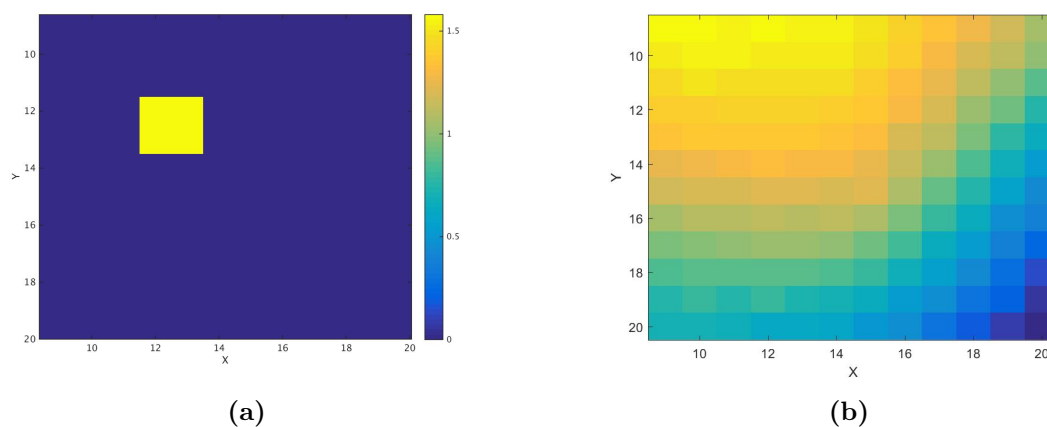
Blödningen ska vara positionerad i $[x \ y \ z] = [12 \ 12 \ 54]$ och en hög intensitet kan ses kring denna punkten, för xy-planet, i figur 4.39, 4.40 och 4.41, dock ger det närliggande område utslag på hög intensitet också. Den högsta intensiteten uppnås dessvärre inte i önskad punkt för någon av figurerna.



Figur 4.39: Figur a visar bild på blödningsexempel 2 från linuxsimulering, där blödningen är placerad på $[x \ y \ z]=[12 \ 12 \ 53]$. I figur b visas DMAS-simulering för blödningsexempel 2 inom frekvensbandet 0-8GHz, med 10 stycken antenner. Detta xy-plan visar intensiteter vid tvärsnitt $z=53$ och simulationsområdet $[x \ y]=[9-20 \ 9-20]$.



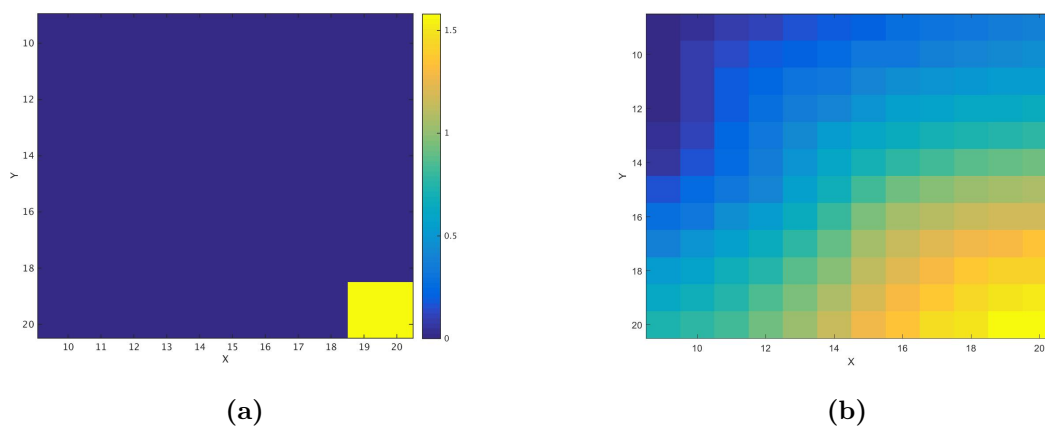
Figur 4.40: Figur a visar bild på blödningsexempel 2 från linuxsimulering, där blödningen är placerad på $[x \ y \ z]=[12 \ 12 \ 53]$. I figur b visas DMAS-simulering för blödningsexempel 2 inom frekvensbandet 0-8GHz, med 10 stycken antenner. Detta xy-plan visar intensiteter vid tvärsnitt $z=54$ och simulationsområdet $[x \ y]=[9-20 \ 9-20]$.



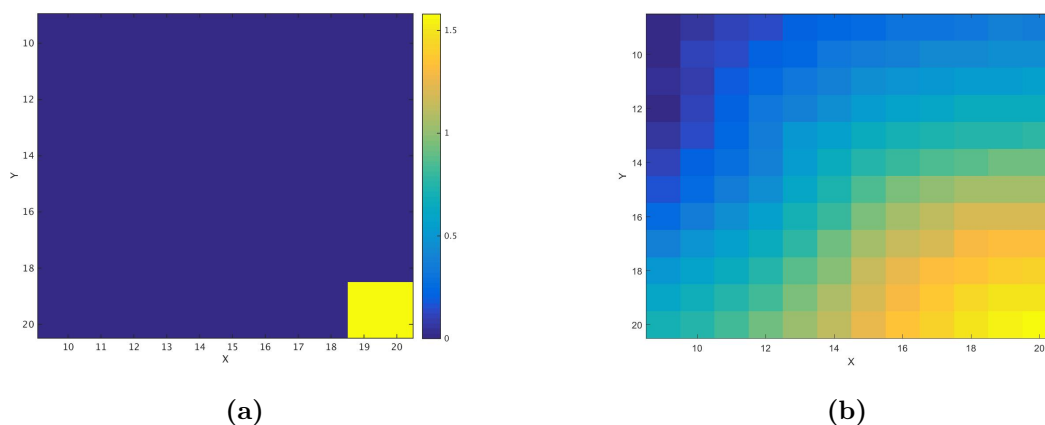
Figur 4.41: Figur a visar bild på blödningsexempel 2 från linuxsimulering, där blödningen är placerad på $[x \ y \ z]=[12 \ 12 \ 53]$. I figur b visas DMAS-simulering för blödningsexempel 2 inom frekvensbandet 0-8GHz, med 10 stycken antenner. Detta xy-plan visar intensiteter vid tvärsnitt $z=55$ och simulationsområdet $[x \ y]=[9-20 \ 9-20]$.

4.3.4.3 Blödningsexempel 3

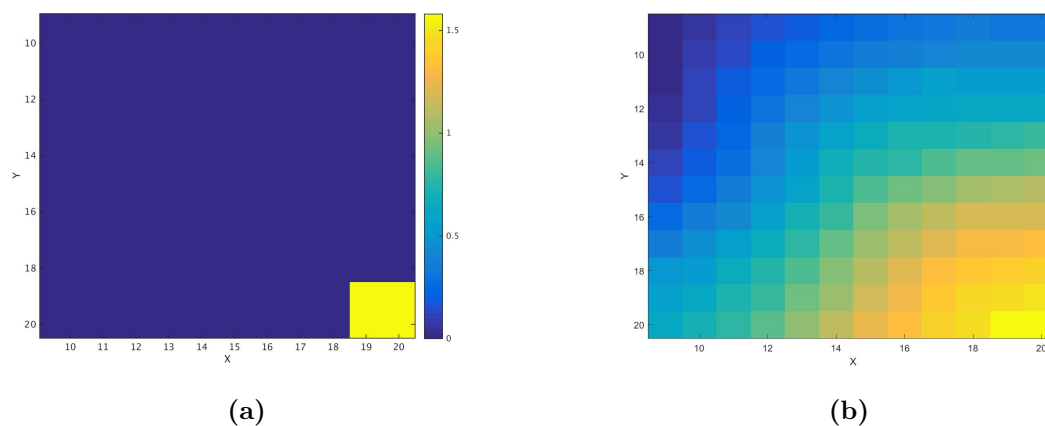
Blödningen ska vara positionerad i $[x \ y \ z] = [18 \ 18 \ 54]$ och figurerna 4.42, 4.43 och 4.44 ger alla utslag i xy-planet med hög intensitet för denna punkt, men dessvärre har även området runtom hög intensitet. Det maximala intensitetsvärdet är inte placerat i önskad position.



Figur 4.42: Figur a visar bild på blödningsexempel 3 från linuxsimulering, där blödningen är placerad på $[x \ y \ z]=[18 \ 18 \ 53]$. I figur b visas DMAS-simulering för blödningsexempel 3 inom frekvensbandet 0-8GHz, med 10 stycken antenner. Detta xy-plan visar intensiteter vid tvärsnitt $z=53$ och simulationsområdet $[x \ y]=[9-20 \ 9-20]$.



Figur 4.43: Figur a visar bild på blödningsexempel 3 från linuxsimulering, där blödningen är placerad på $[x \ y \ z]=[18 \ 18 \ 53]$. I figur b visas DMAS-simulering för blödningsexempel 3 inom frekvensbandet 0-8GHz, med 10 stycken antenner. Detta xy-plan visar intensiteter vid tvärsnitt $z=54$ och simulationsområdet $[x \ y]=[9-20 \ 9-20]$.



Figur 4.44: Figur a visar bild på blödningsexempel 3 från linuxsimulering, där blödningen är placerad på $[x, y, z] = [18, 18, 53]$. I figur b visas DMAS-simulering för blödningsexempel 3 inom frekvensbandet 0-8GHz, med 10 stycken antenner. Detta xy-plan visar intensiteter vid tvärsnitt $z=55$ och simulationsområdet $[x, y] = [9-20, 9-20]$.

5

Diskussion

5.1 Simuleringar

Simuleringarna utfördes med frekvensbanden 0-3 GHz och 0-8 GHz för både 4 och 10 antenner. Resultaten visar att 0-8 GHz ger större säkerhet för lokalisering av blödningen. Detta beror sannolikt på att det blir mer energi som används i pulsen. Även 10 antenner ger bättre resultat än 4 antenner, då det blir mer mätdata, dock har det som nackdel att det tar betydligt längre tid.

Delar av simuleringsfilerna har inte skrivits i år, utan är gjorda av tidigare kandidatarbete. Bara några av dessa filer har gått igenom i detalj, det finns därför en risk för eventuella okända fel i de övriga filerna. Implementeringen av FDTD har till exempel inte undersökts.

Från simuleringarna på benmodellen framgår att antennernas position påverkar resultaten. Att ha antennerna placerade så nära benmodellen och blödningen som möjligt ger störst skillnad vid analys i MATLAB. Vid simuleringen placerades antennerna så nära som möjligt i x-led och i y-led, dock inte i z-led. Om antennerna placeras bättre även i z-led kan eventuellt ännu bättre resultat uppnås.

5.2 Mätningar

Genom att jämföra resultatet av mätningarna på fantomlåret med förra årets mätningar gav detta indikationer på att datan är bra på grund av att olika blödningsstorlekar ger olika transmissionsamplituder. Detta tyder på att fantomlåret och blodfantomerna har bra dielektriska egenskaper och problem som tidigare års kandidatarbete haft, som till exempel luftbubblor, verkar inte existera i samma grad. Däremot låg inte fantomlåret tätt emot alla antenner, speciellt antenn ett och två, se figur 4.8. Det innebär att det kan finnas störningar på S-parametrar som är beroende av antenn ett och två på grund av de luftgap som bildas mellan antenn och fantomlår.

Antennkablarna monterades tillfälligt fast under mätningarna för att inte orsaka ändring i transmissionsamplitud till följd av en förändrad antennkabelposition. Tidigare års kandidatarbete har undersökt hur mycket förändringar i antennkablarnas position påverkar transmissionsamplituden och konstaterat att det är mycket viktigt att kablarna håller samma position genom hela mätningen [6]. Detta innebär inte att denna typ av störning ändå inte uppstår. Det finns alltid yttre störningar som påverkar mätdataans tillförlitlighet.

5.3 Analys av DMAS

Vid uträkning av time of flight förutsätts att mätobjektet är homogent och att variationer av dielektriska egenskaper i vävnadstyperna inte förekommer. Antaganden görs dels för att förenkla beräkningarna och för att de dielektriska egenskaperna i varje fokalpunkt inte är kända. Fantomlåret är medvetet konstruerat att vara ett homogent mätobjekt, bestående av en enda vävnadstyp. Detta resulterar i att informationen från mätning av fantomlår är snarlik den data som fås från simuleringen. Om mätobjektet endast består av en vävnadstyp uppstår det inga gränsskikt vid övergången mellan olika vävnader, vilket medför bättre förutsättningar för algoritmen att lokalisera blödningen.

I ett verkligt fall innehåller låret flera olika vävnadstyper som alla har egna dielektriska egenskaper som skapar komplikationer vid proceduren att lokalisera blödningen. Ett stort bidrag till missvisande data är att huden reflekterar mycket av vågorna som registreras av mätsystemet. Hudreflektionerna har stor inverkan på early-time data som har avsevärt mycket större amplitud än blödningsresponsen. Hudreflektionerna har även en inverkan på tiden från fokalpunkt till mottagarantenn och tiden från sändarantennen till fokalpunkt, där huden har mycket högre relativ permittivitet än de berörda vävnadstyperna, vilket påverkar beräkningarna av tiderna.

Resultaten av simuleringarna ger en bra visualisering av vart blödningen befinner sig i x- och y-led. Vid simulering av blödningsexemplen är blödningen 2 kubikmillimeter stor vilket är det absolut minsta blödningsstorlek som sägs kunna upptäckas i artikeln av Hooi Been Lim med fler [13]. Flera blödningar av denna storlek i positionerade nära varandra kan ge utslag för en större blödning istället, då marginalerna i längd mellan varje blödning är väldigt liten. För att ytterligare bevisa DMAS-algoritmens lokaliseringsförmåga behövs större blödningsstorlekar simuleras.

För att försöka reducera störningar av hudreflektioner har en enkel procedur används som beskrivs i kapitel 2.5, ekvation 2.25. Denna proceduren förutsätter dock att det finns information om hur benet såg ut innan blödningen uppstod. Detta scenario är inte särskilt verklighetstroget, då det till exempel skulle betyda att alla människor skulle behöva ha information om sin friska vävnadsuppbyggnad. Att använda data om frisk lårmuskulatur är alltså inte gångbart i verkligheten, utan enbart för att enkelt kunna reducera störningar från hudreflektionen i detta projekt.

Varje individ har en unik vävnadsuppbyggnad i kroppen. Permittivitet är oerhört varierande mellan olika individer och påverkas av flertalet faktorer, så som exempelvis ökad puls som medför högre blodgenomströmning i låret. En tidigare studie om detektion av bröstcancer som följer ett antal kvinnor under en period har till exempel hittat samband med varierande permittivitet i bröstvävnad under menstruationscykeln [4].

5.3.1 Utvärdering 4 antenner vid 3 GHz och 8 GHz

Jämförs resultaten vid de olika frekvensintervallen indikeras ett bättre resultat med en högre centerfrekvens, vid mätningar av simuleringsdata i luft med placerad blödning. Enligt observationer med avseende på intensitetsvärden runt om blödningspositionen med 0-3GHz respektive 0-8GHz erhålls en bättre blödningslokaliseringsförmåga vid användning av högre centerfrekvens. Bilder med 4GHz centerfrekvens innehåller färre punkter som är missvisande, punkter som inte ska ha ett högre intensitetsvärde, än vid en centerfrekvens på 1.5GHz. Bildrekonstruktion med större frekvensintervall är därför att rekommendera, i medium med låg permittivitet. Dessutom har rummets storlek, som simuleringen utförts i, påverkan på vilken frekvens som ska användas, då mindre ytor kräver högre frekvenser och vid beräkning av större ytor kan det räcka med en lägre frekvens. Då ingen analys för vilken frekvens som propagerar optimalt i rummet utförts existerar troligtvis en möjlighet för bättre bildkonstruktion vid annan frekvens.

5.3.2 Utvärdering 10 antenner vid 3 GHz och 8 GHz

Jämförs lokaliseringsförmåga mellan frekvensintervallen observeras ett tydligare blödningslokaliserings resultat vid högre centerfrekvens. Resultatet vid högre centerfrekvens visar ett mindre område bestående av punkter med högt intensitetsvärde relaterat till blödningspositionen. Bildrekonstruktioner med högre centerfrekvens skapar ett kluster med punkter som svarar bättre mot blödnings position och innehåller färre missvisande punkter.

5.3.3 Utvärdering av 4 antenner kontra 10 antenner

Jämförs bildrekonstruktioner mellan 4 antenner kontra 10 antenner ses en tydlig skillnad i precision, då figurerna från 10 antenner har färre punkter av höga intensiteter avvikande från den önskade blödningspunkten. Med 4 antenner är det svårt att avgöra i vilken region den uppskattade blödnings positionen befinner sig i, medan simulationerna med 10 antenner tydligt visar ett område i bildrekonstruktionen, eventuellt med små spridningar. Detta beror på att fler antenner bidrar till fler signaler, vilka resulterar i minskad påverkan av slumpmässiga upprepade störningar. Dessutom undersöks kroppen från fler vinklar, då två antenner är positionerade i annan z-position, vilket reducerar chansen för punkter att erhålla ett för högt intensitetsvärde.

5.4 Projektets Framtid

För att föra projektet framåt finns en del faktorer att förbättra och arbeta vidare på. Här presenteras nästa steg för att kunna genomföra kliniska tester och tankar på hur prototypen kan förbättras. Kapitlet beskriver även förslag för fortsatt arbete på DMAS-algoritmen.

5.4.1 Kliniska tester

Att kunna genomföra kliniska tester med tekniken är ett stort mål i framtiden. Kliniska tester är dock både tids- och resurskrävande och det finns en del hinder som måste överkommas innan kliniska tester skulle bli aktuellt. Först och främst måste den mätdata som samlas in och används vara pålitlig och användbar.

Som tidigare kandidatarbete nämnt, är behovet av ett referenssystem för jämförelser av mätresultat stort [6]. Utan ett referenssystem är det svårt att skilja på när blödningar finns och när de inte finns. Den mest sannolika lösningen på ett referenssystem skulle kunna vara att stationera kablarnas läge så att den mätdata som redan är ackumulerad från tidigare mätningar, kan användas för utvärdering av ny mätdata. Detta innebär att det skulle finnas en referensbank med data över friska lår att jämföra med. Jämförelser mellan höger och vänster ben hos en patient kan vara en annan lösning. Då skulle det blödningsfria benet kunna användas som referens. För att detta scenario ska fungera bör algoritmer tas fram för de båda benen, detta för att kunna jämföra benens geometriska olikheter. I praktiken är detta scenario mycket svårt att uppnå på grund av att alla människor är helt olika varandra. Att därigenom skriva en algoritm som skulle vara applicerbar på alla människor, är svårt att uppnå. I dessa avseenden bör det första alternativet eftersträvas eftersom det inte förutsätter att det finns ett friskt lår att göra jämförelser på.

Innan kliniska tester är aktuella, behöver teknikens kliniska potential utvärderas. Detta kan undersökas med hjälp av mätningar på en mängd olika fantomer med varierande dimensioner för att på så sätt efterlikna variansen hos verkliga lår. Det skulle också vara möjligt att utföra mätningar på en försöksperson. Proceduren skulle då kunna vara att mäta på ett ben och därefter injicera saltlösning i hamstringsmuskeln för att efterlikna en blödning. Detta är förmodligen den lösning som ligger närmast verkligheten, innan kliniska tester kan börja genomföras. Skulle resultat från sådana mätningar ge godtyckliga resultat skulle det vara en indikation på att även kliniska tester kan utföras med goda resultat.

5.4.2 Vidareutveckling av prototypen

Prototypen som har använts under mätningarna, utvecklade av föregående års kandidatarbete, är ett stelt rör där antennerna har fästs. Detta innebär i praktiken att om tester utförs på verkliga personer måste de ha exakt samma dimension på benet för att antennerna ska ligga tätt mot huden. Eftersom inga människor ser likadana ut måste prototypen förbättras innan kliniska tester utförs.

En variant hade kunnat vara att utnyttja samma princip som används vid blodtrycksmätning. Då sätts en uppblåsbar manschett runt armen, som sedan pumpas upp med luft. Att fästa antennerna på insidan av manschetten och byta ut luften mot en isolerande vätska, till exempel saltlösning, skulle göra att onödiga signaler som inte går genom låret minskar och att antennerna alltid sitter tätt mot huden. Detta sätt skulle medföra att prototypen går att anpassa till olika dimensioner på lår, men det skulle även föra med sig andra svårigheter. Ett problem som skulle uppstå är att få antennerna statiska, alltså att de sitter på samma ställe på låret varje gång en mätning utförs.

En annan variant av prototypen är att ha gångjärn mellan antennerna. Att ha gångjärn mellan antennerna innebär att antennerna kan böjas ut för större lår och böjas in för mindre lår. Denna variant medför att den inte skulle vara lika flexibel som varianten med manschett, men däremot skulle den vara mer statisk.

Ett problem med prototypen som återstår med de båda ovanstående varianterna är antennkablarernas position. Antennkablarerna är mycket känsliga för förflyttningar och för att ge ett rimligt resultat krävs det att kablarna ligger på samma position både på mätningar av friskt lår och när låret har en blödning. För att uppnå detta bör kablarna vara fastmonterade under hela kablarnas längd på något sätt, där det endast lämnas lite utrymme kvar för att koppla prototypen till nätverksswitchen.

5.4.3 Fortsatt arbete inom DMAS

Resultatet från DMAS har en tendens att förflytta den uppskattade blödningen något i z-planen. En bra idé för att i xy-planet få en bättre visualisering av var blödning befinner sig kan göras genom att beräkna ett medelvärde på alla intensiteter i vardera xy-plan, för alla z-tvärsnitt. Detta gör att osäkra punkter elimineras och endast de punkter med högst intensitet visas. Ytterligare förbättringar för att visualisera i z-led är att öka antalet antenner, dock kommer detta öka beräkningstiden, vilket har varit ett problem under projektets gång.

För att utföra tester på objekt, vars form är jämförbart med ett lår, krävs byte av koordinatsystem, till exempelvis cylindriskt. Detta på grund av att algoritmen nu är anpassad efter rätblock och ger således en dålig approximation för eventuella kliniska tester. Innan ett realistiskt fall ska exekveras vore en optimering av algoritmen lämplig för att minimera beräkningstiden.

6

Slutsats

Resultaten visar att DMAS-algoritmen klarar av att visa var en blödning är lokaliserad för enkla fall. Algoritmen uppvisar god lokaliseringsförmåga, men punkter kring blödningssområdet tenderar att få ett högt intensitetsvärde. Dessa punkter är inte önskvärda på grund av att de inte representerar blödningar. Algoritmen tar lång tid att använda, även för enkla fall, och bör optimeras om den ska användas för större och mer komplicerade fall. Antennerna bör placeras så nära mätområdena som möjligt för att få bästa möjliga resultat. Resultaten visar något större precision när ett frekvensband på 0-8 GHz används jämfört med när ett frekvensband på 0-3 GHz används. Resultaten visar även större precisionsförmåga för 10 stycken antenner jämfört med 4 stycken antenner.

Resultaten visar problem med att lokalisera blödningen i z-led. Detta kan möjligen lösas genom att ha antennerna placerade på olika positioner i z-led, men detta bör undersökas mer utförligt.

Resultaten från mätningarna på lårfantom visar att mätprocessen fungerar väl. Några slutsatser kring hur DMAS-algoritmen fungerar på ett sådant komplicerat fall kan dock inte dras då tiden inte räckts till. Även simuleringar för benmodellen har fungerat väl och blödningar kan urskiljas, men likt tidigare fall behöver detta undersökas vidare.

Generellt sett återstår en hel del svårigheter som behöver lösas för att tekniken ska kunna tillämpas i verkligheten. Algoritmen behöver optimeras och utvecklas vidare, men framförallt behöver problematiken med ett referenssystem lösas. Om dessa svårigheter övervinns finns goda möjligheter att i framtiden utnyttja tekniken i verkligheten. Bildrekonstruktionen hos DMAS-algoritmen är av sämre kvalitet än MR-bilder, men kan fungera som ett komplement då tekniken antagligen kommer vara mer kostnadseffektiv än magnetröntgen.

Litteraturförteckning

- [1] C. Ahmad, et al., "Evaluation and Management of Hamstring Injuries", *The American journal of sports medicine*, vol 41, ss 12, Dec; <http://ajs.sagepub.com/content/41/12/2933.full> [Hämtad: 29 Jan 2016]
- [2] P. Svensson. *Muskelbristning* <http://www.pskiropraktik.com/kiropraktor-behandling/muskelbristning.htm> [Hämtad: 29 Jan 2016]
- [3] A.K. Svensson (2016). *Väntetider* <http://www.regionhalland.se/vard-halsa/hittadin-ward/rontgenkliniken-varberg/vantetider/> [Hämtad 30 jan 2016]
- [4] E. Porter "Microwave time-domain radar for monitoring breast health: development and testing of an early prototype", Department of Electrical and Computer Engineering, Montreal: McGill University, 2015.
- [5] Strålsäkerhetsmyndigheten (2015). *Sar-värde* <https://www.stralsakerhetsmyndigheten.se/start/magnetfalt-tradlos-teknik/mobiltelefoni/sar-varde/> [Hämtad: 02-02-2016]
- [6] A.Berg, et al., "Diagnosticering av muskelbristning med mikrovågor", Kandidatarbete på Chalmers Tekniska Högskola, 2015.
- [7] L. Peterson och P. Renström, *Skador inom idrotten*. Prisma, 2003.
- [8] D.K. Cheng, "Maxwells equations", *Field and Wave Electromagnetics*, Uppl 2, Harlow, Pearson, 2014, ss 321-326
- [9] R. D.Andreuccetti och C.Petrucci, *An internet resource for the calculation of the dielectric properties of body tissues in the frequency range 10 hz - 100 ghz*, <http://bit.ly/21ZuhO2>, Based on data published by C.Gabriel et al. in 1996., 1997.
- [10] *ICNIRP Guidelines - For limiting exposure to time-varying electric, magnetic and electromagnetic fields (up to 300 GHz)*. ICNIRP Publication, 1998.
- [11] D. K. Cheng, *Field and wave electromagnetics*. Pearson, 1993, isbn: 0201566117 9780201566116.

- [12] C. Nordling och J. Österman, *Physics Handbook: for Science and Engineering*, uppl. 8, Lund, Studentlitteratur AB, 2006.
- [13] Hooi Been Lim, et al., "Confocal Microwave Imaging for Breast Cancer Detection: Delay-Multiply-and-Sum Image Reconstruction Algorithm", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 55, no. 6, 2008.
- [14] R.Borre, et al., *Mikrovågors potential att diagnosticera muskelbristningar*", Kandidatarbete på Chalmers Tekniska Högskola, 2014
- [15] Gilberto E. Urroz, *Numerical Solution to Ordinary Differential Equations*", September 2014.

A

Metoder och klasser för DMAS-algoritmen

För behandling av simulerings-och mätdata används DMAS-algoritmen och implementeras med hjälp av mjukvaran MATLAB. Programmet är strukturerat enligt ett objekt-orienterad hierarkiskt system med 4 klasser, där vardera klass bidrar med attribut och metoder till det slutgiltiga objektet längst ner i skalan. Bilagan presenterar en komplett beskrivning av metoder i vardera klass.

A.1 FDTD

Klassen FDTD är den högst rankade superklassen av de fyra klasserna. Denna klassen ger objektet dess grundläggande attribut som krävs för att exekvera metoden `calculateDelta_t`.

CalculateDelta_t

Metoden beräknar de olika tiderna det tar för vågen att färdas mellan en sändar- och varje mottagarantenn i en specifikt fokalpunkt, det som kallas time of flight (ToF).

A.2 generatePulse

Klass nummer 2 i den hierarkiska skalan, vilket är en subclass till FDTD, men fortfarande en superklass till de undre klasserna och bidrar med nya attribut.

createArtifact

Genererar en diskret gaussisk puls, utifrån förbestämda parametrar. Därefter utförs artifact removal för en S-parameter, som senare läggs till i pulsen. Sedan utförs en tidsförskjutning enligt tiden hämtad genom `times` från `createPulse`, genom indexering.

createPulse

Fångar upp tiden i `calculateDelta_t` och vidarebefodrar denna till `createArtifact` som `times`. Hämtar puls från `createArtifact` och indexerar dessa enligt aktuellt antennpar, vilket är resultatet.

getPulse

Används för att hämta createPulse.

A.3 pm_sum

Klass nummer 3 av 4 innehåller metoden pairingMultiplication.

pairingMultiplication

Utför pairing multiplication och summering, så att alla signaler skapar en ny, total signal. Multipliceringalgoritmen ordnar så att två likadana antennpar aldrig multipliceras.

A.4 intensityFocalPoint

Den sista klassen i hierarkin och alltså subklassen till alla föregående klasser. Detta är klassen som objektet ska skapas av.

calculateIntensity

Hämtar intensitet från pm_sum och interpolerar för att uppnå dubbla antal punkter. Sedan integreras det interpolerade resultatet enligt MATLABS inbyggda funktion trapz.

getFocalIntensity

Hämtar resultat från calculateIntensity.

A.5 Utomstående klasser:

DMAS

Skapar objekt av intensityFocalPoint, hämtar pixelstorlek som användare fyller i, utför calculateIntensity för varje vald fokalpunkt inom ett specificerat intervall av koordinater och ritar upp den rekonstruerade bilden över intensiteter. Sparar även bilderna i vald mapp i jpg-format.

loadData

Skapad av föregående års kandidatgrupp. Med inparametrar specificeras vilket antennpar vars S-parameter ska laddas och även sökväg till denna fil. Ger som resultat en två-dimensionell vektor av reella imaginära tal.

B

Källkod

Här presenteras källkoden för datorsimuleringar i linux följt av källkoden för DMAS-algoritmen.

B.1 Simuleringsfil: Skapasigmaeps

```
% Create epsutan and sigmautan
% The legmodel contains id-numbers for different tissues.
% Ex: 5 = fat ,
ben=load('benmodell.mat');
ben=ben.m;

num = 1;

% endfor k=1:340
eps = zeros(1,524288);
sig = zeros(1,524288);

% The for-loops goes through all of the elements and replaces the "id-number"
% with values for permittivity and conductivity

for k = 1:340
    for j=1:340
        for i=1:240

            if ben(i,j,k) == 0                %luft
                eps(num) = 1;
                sig(num) = 0;
            elseif ben(i,j,k) == 3           %Body.Fluid
                eps(num)=68.88;
                sig(num)=1.67;
            elseif ben(i,j,k) == 5          %Fat
                eps(num) = 5.45;
                sig(num) = 0.05;
            elseif ben(i,j,k) == 11         %Nerve.(spine)
                eps(num) = 32.25;
                sig(num) = 0.6;
```

```
elseif ben(i,j,k) == 17      %Muscle
    eps(num) = 54.81;
    sig(num) = 0.98;
elseif ben(i,j,k) == 65      %Blood.Vesssel
    eps(num) = 44.56;
    sig(num) = 0.73;
elseif ben(i,j,k) == 111     %BONE.Cortical
    eps(num) = 12.36;
    sig(num) = 0.16;
elseif ben(i,j,k) == 133     %Cartilage
    eps(num) = 42.32;
    sig(num) = 0.83;
elseif ben(i,j,k) == 142     %Ligament
    eps(num) = 46.03;
    sig(num) = 0.76;
elseif ben(i,j,k) == 143     %Skin-dermis
    eps(num) = 41.98;
    sig(num) = 0.9;
elseif ben(i,j,k) == 189     %BLOOD
    eps(num) = 61.07;
    sig(num) = 1.58;
elseif ben(i,j,k) == 209     %BONE.MARROW
    eps(num) = 5.49;
    sig(num) = 0.04;
elseif ben(i,j,k) == 253     %BONE.cancelllo
    eps(num) = 20.58;
    sig(num) = 0.36;
end
num=num+1;
end
end

end
save epsutan.dat -ascii eps
save sigmautan.dat -ascii sig
```

B.2 DMAS-algoritm

B.2.1 DMAS

%This script file adds paths to the required functions. It creates an %object of intensityFocalPoint and calculate focal point intensities by %looping through the interval of (x,y,z)-coordinates. The result is then %plotted. Paths to S-parameters must be manually input into generatePulse %and also the center frequency of the pulse.

```
clear all;
clc;
addpath('dataFuns')
addpath('classes')
format long;
a = intensityFocalPoint;
pixelSize = input('What measure should each side in the pixel
cube adopt [m]? ');
a.pixelSize=pixelSize;
for x=10:10
    for y=10:10
        for z=55:55
            a.focalPoint = [x y z];
            c(x,y,z) = getFocalIntensity(a);
            X = x
            Y = y
            Z = z
        end
    end
end

for l=55:z
    figure(1)
    h(1)=imagesc(9:x,9:y,c(9:x,9:y,l));
    xlabel('X')
    ylabel('Y')
    cd('Path to image saving folder');
    saveas(h(1),sprintf('figure_%d.jpg',l))
end
```

B.2.2 FDTD

```
classdef ftdt < handle
    % FDTD Summary of this class goes here
    % This class calculates the average speed, distance and time
```

```
% from the sent antenna to the focalpoint and from the
% focal point to the receiving antenna.
% The purpose of the class is to provide the time of flight (ToF)
% for every antenna, as an array.

properties
    focalPoint
    antennaPosition
    antennaNum
    pixelSize
end

properties (Constant, Access = public)
    speed = [1 1 3e8 ] % 1:e (average permittivity),
    % 2: not used,3: c [speed of light in vacuum]
    time = [4*80.2e-12 80.2e-12] %t0 T
end

methods
    function obj = ftdt()

        obj.antennaPosition =
            ['Insert like: X1 Y1 Z1 ; X2 Y2 Z2'];
        obj.antennaNum=10;
    end

    function velocity = calculateVelocity(obj)
        velocity = obj.speed(3)/sqrt(obj.speed(1));
        % Calculates the speed of light for the specified medium.
    end

    function times = calculateDelta_t(obj)
        velocity = calculateVelocity(obj);
        S_0=[];
        delta_t=[]; %time from focal point to received antenna.
        tf=[]; %time from sent antenna to focal point.
        foc = obj.focalPoint;

        for sent=1:obj.antennaNum

            S_1(foc(1),foc(2),foc(3)) = sqrt((foc(1)-
            obj.antennaPosition(sent,1))^2+
            (foc(2)-obj.antennaPosition(sent,2))^2+(foc(3)-
            obj.antennaPosition(sent,3))^2);
            % Distance from sent antenna to focal point.
```

```

    tf(sent)=obj.pixelSize*S_1(foc(1),foc(2),
    foc(3))/velocity;

    for received=sent:obj.antennaNum

        S_0(foc(1),foc(2),foc(3))=sqrt((foc(1)-
        obj.antennaPosition(received,1))^2+
        (foc(2)-obj.antennaPosition(received,2))^2+
        (foc(3)-obj.antennaPosition(received,3))^2);
        % Distance from focal point to received antenna.

        delta_t(sent,received)=obj.pixelSize*
        S_0(foc(1),foc(2),foc(3))/velocity;
        tshift(sent,received) = tf(sent) +
        delta_t(sent,received);

    end
    end
    times = tshift;
    % Time of flight for the specified antenna pair.
end
end

end

B.2.3 generatePulse

classdef generatePulse < ftdtd
    % This class handles the artifact removal and the creation of the
    % pulse. Creating the pulse means creating a Gaussian pulse,
    % matching the correct frequency in the fft with a
    % corresponding frequency in the
    % S-parameter and time delay it by using fft.

    properties
        frequency
    end

    methods
        function obj = generatePulse()
            obj@ftdd();
            obj.frequency = 1.5e9; %center frequency
        end

        function pulse = createPulse(obj)

            for sent=1:obj.antennaNum

```

```
        for received=sent:obj.antennaNum
            times=calculateDelta_t(obj);
            pulse(sent, received, :, :) =
                generatePulse.createArtifact(sent, received,
                    times, obj.frequency);
            %Creates a pulse for the specified antenna pair.
        end
    end
end

function pulse = getPulse(obj)
    pulse = createPulse(obj);
end

end

methods (Static)

function artifact = createArtifact(sent, received, times,
    frequency)

    t=linspace(0,1e-9,1000); %time vector of pulse
    index=0;
    T=80.2e-12; %Relaxation time
    t0=4*T;
    time=times(sent, received);

    v = fft(sin(2*pi*frequency.*((t-t0))).*exp(-((t-t0)/T).^2));
    sbleedTemp = loadData('Path to S-parameters with bleeding',
        sent, received);
    sTemp = loadData('Path to healthy S-parameters',
        sent, received);

    art=sbleedTemp(:,2)-sTemp(:,2);

    Y=abs(v/length(v));
    df = abs(sbleedTemp(1,1)-sbleedTemp(2,1));
    Fs=2*frequency;
    flin2=Fs*(0:(length(Y)/2)/1000:(length(Y)/2))/length(Y);
    V=zeros(1,length(Y));
    for i=1:length(art)-1
        for j=1:length(art)-1
            if flin2(i)>(j*df)-df && flin2(i)<(j+df)+df
                V(i)=Y(i)*art(j);
            end
        end
    end
end
```

```

                else
                end
            end
        end
    end

    artifact_ifft=ifft(V);
    artifact_ifft_delay=zeros(size(artifact_ifft));
    for i=1:length(t)
        if t(i)<time
            index=index+1;
        end
    end
    for j=1:length(v)-index
        artifact_ifft_delay(:,j+index)=artifact_ifft(:,j);
    end
    artifact=artifact_ifft_delay;

end
end

end

```

B.2.4 pm_sum

```

classdef pm_sum < generatePulse
    % TM_PM_SUM Summary of this class goes here
    % The algorithm below performs the pairing multiplication of the
    % pulses.
    properties
    end

    methods
        function obj = pm_sum()
            obj@generatePulse();
        end

        function S = pairingMultiplication(obj)
            format long;
            pulse = getPulse(obj);
            S=zeros(1,length(pulse));
            Y=S;

            for M=1:obj.annaNum
                for N=M+1:obj.annaNum
                    for O=M+1:obj.annaNum
                        for P=O:obj.annaNum
                            Y(:) = pulse(M,N,:).* pulse(O,P,:);
                        end
                    end
                end
            end
        end
    end
end

```

```
                S=Y+S;
            end
        end
    end
end

function S = getPM(obj)
    S = pairingMultiplication(obj);
end
end
end
```

B.2.5 intensityFocalPoint

```
classdef intensityFocalPoint < pm_sum
    % INTENSITYFOCALPOINT Summary of this class goes here
    % Uses the calculated pairing multiplied pulse to
    % get the intensity
    % by integration of the requested focal point.
    % Uses a step based on
    % the pixel size.

    properties
        intensity
    end

    methods

        function obj = intensityFocalPoint()
            obj@pm_sum();
            obj.intensity = 0;
        end

        function I = calculateIntensity(obj)
            S = getPM(obj);
            a=length(S);
            dt=1/(obj.speed(3)*(sqrt(1/(obj.pixelSize)^2+
            1/(obj.pixelSize)^2+1/
            (obj.pixelSize)^2)));
            Wa=a*dt;
            X=0:Wa/999:Wa;
            I = trapz(X,abs(S));
        end

        function I = getFocalIntensity(obj)
```

```
        I=calculateIntensity(obj);
    end
end

end
```

B.2.6 loadData

```
% Loads s-parameters from adress "path" and antennas s1 and s2
% Returns an array with two columns
% Column 1 is the frequency
% Column 2 is the complex S parameter
```

```
function [data] = loadData(path,s1,s2)

    currDir = pwd;
    cd(path);

    sParam = strcat('S',num2str(s1),'_',num2str(s2));
    fileName = strcat(sParam,'.m');
    fileContents = load(fileName);

    freq = fileContents(:,1);
    S = fileContents(:,2) + 1i.*fileContents(:,3);

    data = [freq S];

    cd(currDir);
end
```


C

Bidragsrapport

För att effektivisera arbetet har gruppen har delats in i tre delgrupper; Niclas och Oscar har varit MATLAB-ansvariga och därmed ansvarat för DMAS-algoritmen och det mesta av MATLAB-programmeringen som hör till. Johannes och Reza har varit simuleringsansvariga. Amanda och Lisa har agerat arbetsledare, varit rapportansvariga och mätansvariga. Delgrupperna har haft huvudansvar för respektive arbetsuppgift, men gruppen har ändå jobbat integrerat genom hela projektets gång. Större frågor har tagits upp i storgrupp och diskuterats för att alla ska få uttrycka sin egen åsikt. Respektive delgrupp har skrivit om sina huvudområden i rapporten, varpå Amanda och Lisa har korrigerat den till sin slutgiltiga form.