

# CHALMERS



## Mikrovågors potential att diagnosticera muskelbristningar

RICKARD BORRE

ALBIN KARLSSON

JONATHAN LEIDITZ THORSSON

MARCEL NILSSON RABBAA

JOHAN TENGHAMN

FRIDA ULANDER

Institutionen för Signaler och System

CHALMERS TEKNISKA HÖGSKOLA

Göteborg, Sverige 2014

Kandidatarbete



## Sammandrag

Inom idrotten är skador av olika typer ett återkommande problem som drabbar många idrottare varje år, elitidrottare såväl som motionärer. Inom fotboll och friidrott är så mycket som 10-30 % av skadorna muskelbristningar och -blödningar. Idag diagnosticeras muskelbristningar säkrast med magnetkameraröntgen. Detta är dyrt och tidskrävande och då det dessutom är långa väntetider inom vården, finns det en efterfrågan för ett snabbare och billigare alternativ. Mikrovågsteknik kan idag användas till bland annat detektering av blödningar i hjärnan, en typ av stroke, och då muskelbristningar i likhet med en hjärnblödning innebär en vätskeansamling finns potential att även kunna detektera muskelbristningar med mikrovågor.

För att undersöka om det över huvud taget går att upptäcka blödningar i låret har datorsimuleringar utförts, där blödningar i olika former och storlekar placerats på olika ställen i en modell av ett ben. Runt benet har 18 antenner placerats och signalerna mellan dessa har analyserats genom att jämföra signaler med och utan blödning. Simuleringarna ger fullt repeterbara resultat eftersom alla felkällor från de verkliga experimenten försvinner. Dessa simuleringar har visat att det uppstår skillnader med och utan blödning, även om denna skillnad kan vara svår att förutsäga på förhand.

För att utvärdera teknikens potential har även olika typer av antenner använts för att göra experimentella mätningar av spridningsparametrar på olika typer av försöksobjekt. Modeller av muskler, så kallade fantomer, har skapats med syfte att imitera de dielektriska egenskaperna hos mänsklig vävnad. Med hjälp av en nätverksanalysator har mätningar av spridningsparametrarna genomförts på dessa fantomer, men även på levande försöksobjekt och griskött.

Resultaten från mätningarna visade att det går att urskilja skillnader mellan försöksobjekt med och utan blödning med avseende på transmissionen genom objektet. Det har upptäckts skillnader på så små blödningar som 2 ml. Detta påvisar att tekniken har hög kapacitet.

Ett av de största problemen var systemets instabilitet där yttre faktorer som att laborationsutrustningen inte står helt stilla hade stor inverkan på mätningarna. Vid mätningar på levande personer var det även svårt att få antennerna på samma position vid upprepade mätningar. För att kunna använda tekniken kommersiellt i framtiden krävs att man överkommer dessa svårigheter. Ett framtida problem är att man inte alltid kommer kunna göra mätningar både innan och efter en blödning uppstått, som det har gjorts i experimenten. Därför krävs andra dataanalysmetoder än de som använts i denna rapport. Enligt resultaten i det här projektet har tekniken potential men det krävs en utförligare utredning.

## Abstract

Injuries are a frequent problem in sports for both professional and recreational athletes. As much as 10-30 % of the injuries in football and athletics are muscle ruptures and hemorrhages<sup>1</sup>. Muscle ruptures are currently examined mainly by the use of Magnetic Resonance Imaging (MRI), which is expensive and time consuming. Another problem with MRI is long queues within the health care system, so there is a demand for a quicker and cheaper alternative. Microwaves can be used for detecting hemorrhagic stroke and because muscle ruptures are accumulation of fluids, just as hemorrhagic stroke, microwaves have the potential for detecting muscle ruptures.

To investigate the possibility of detecting hemorrhages by the use of microwave technology, computer simulations was done, where hemorrhages of different shapes and sizes were placed at different locations in a simulated model of a human leg. The model of the human thigh was surrounded by 18 antennas and the scattering signals crossing each antenna was analysed by comparing the signals with and without a hemorrhage. The computer simulations provides fully repeatable results since all the error sources from the lab experiments are absent. The simulations showed that differences between the signals with and without a hemorrhage do appear, even though it can be difficult to predict how this difference manifests itself for a particular type of bleeding.

Measurements of the scattering parameters were also made with a network analyzer and different kinds of antennas. Models of muscles and hemorrhages, so called "phantoms", were created to imitate the size and dielectric properties of the human leg. Measurements were also performed on a pig's leg with injected solutes simulating hemorrhages, and on humans performing physical activity in order to see if any signal changes could be detected.

The results showed that fluid accumulations as small as 2ml can be detected, which means the method has potential. But even if it was possible to distinguish differences between subjects with and without artificial hemorrhages, there are several problems to overcome. One of the major problems is instability in the system. Keeping the lab equipment still during the measurements was essential for repeatable measurements. A future problem is the difficulty of comparing results of measurements when an injury actually occurs. It is not possible to compare data from the patient before the injury and therefore further studies of other possible data analysis methods is necessary. The conclusion is that the microwave technology shows potential in detecting hemorrhages but further inquiry is required.

---

<sup>1</sup>Technical term for bleeding



## Förord

Det är nästintill omöjligt att genomföra ett projekt utan den unika hjälp som kan fås av redan erfarna, hjälpsamma och ambitiösa människor. Vi vill därmed sammanfatta vår tacksamhet för detta stöd från alla medverkande. Vi vill i första hand tacka vår handledare Andreas Fhager och Lars Peterson, pensionerad idrottsläkare som har tillhandahållit stöd och vägledning genom arbetet. Tack även till Hana Dobšiček Trefná för assistans under projektets gång. Dessa har tillsammans med Mikael Norman från Svenska Friidrottsförbundet möjliggjort studier på området.

Rickard, Albin, Jonathan, Marcel, Johan och Frida, Göteborg, 19 maj 2014.

# Innehåll

<b>1</b>	<b>Inledning</b>	<b>1</b>
1.1	Syfte . . . . .	2
1.2	Problemformulering och frågeställning . . . . .	2
1.3	Avgränsningar . . . . .	3
<b>2</b>	<b>Teori</b>	<b>4</b>
2.1	Lårets grundläggande anatomi och muskelskador inom idrott . . . . .	4
2.1.1	Anatomisk beskrivning av låret . . . . .	4
2.1.2	Vanliga muskelskador inom idrott . . . . .	6
2.2	Mikrovågor och elektromagnetism . . . . .	7
2.2.1	Maxwells ekvationer . . . . .	7
2.2.2	Dielektriska egenskaper för olika material . . . . .	8
2.2.3	Elektromagnetiska fält i randen mellan två dielektriska material .	10
2.2.4	Finita differensmetoden . . . . .	12
2.3	Beskrivning av laborationsutrustning . . . . .	13
2.3.1	Vektoriell nätverksanalysator . . . . .	13

---

2.3.2	Egenskaper hos de använda antennerna . . . . .	14
2.3.3	Säkerhetsaspekter . . . . .	16
2.4	<i>Good Data Ratio</i> . . . . .	16
<b>3</b>	<b>Utförande och metod</b>	<b>19</b>
3.1	Datorsimuleringar av blödningar i låret i två och tre dimensioner . . . . .	19
3.1.1	Modellering av olika typer av blödningar . . . . .	21
3.1.2	Analysmetoder för datorsimuleringar . . . . .	24
3.2	Konstruktion av fantomer och konstgjort blod . . . . .	24
3.3	Experimentella mätningar av spridningsparametrar . . . . .	26
3.3.1	Mätningar på fantomer . . . . .	26
3.3.2	Mätningar på grisben med injicerad koksalt- och blodlösning . . .	27
3.3.3	Mätningar på muskler i vila respektive efter aktivitet . . . . .	29
3.3.4	Behandling av mätdata . . . . .	30
3.4	Mätning av dielektriska egenskaper . . . . .	30
3.5	Verkliga experiment simulerade med dator . . . . .	31
<b>4</b>	<b>Resultat</b>	<b>33</b>
4.1	Väsentliga skillnader mellan experimentella mätningar och simuleringar .	33
4.2	Datorsimuleringar . . . . .	35
4.2.1	GDR för olika placeringar av blödningar . . . . .	39
4.2.2	Integrerad transmission . . . . .	40
4.2.3	Skillnader mellan olika typer av blödningar . . . . .	41
4.3	Experimentella mätningar av spridningsparametrar . . . . .	41
4.3.1	Fantomer med konstgjord blödning . . . . .	41

---

4.3.2	Injicering av koksalt- och blodlösning i grisben . . . . .	47
4.3.3	Skillnad mellan aktiverad och utvilad muskel . . . . .	51
4.4	Dielektriska egenskaper för fantomer och konstgjort blod . . . . .	56
<b>5</b>	<b>Diskussion och Analys</b>	<b>61</b>
5.1	Jämförelse mellan simuleringar och experimentella mätningar . . . . .	61
5.1.1	GDR och integrerad transmission hos simuleringarna . . . . .	62
5.1.2	GDR för de experimentella mätningarna . . . . .	63
5.2	Begränsningar och felkällor . . . . .	64
5.2.1	Begränsningar med datorsimuleringarna . . . . .	64
5.2.2	Fantomernas och det konstgjorda blodets begränsningar . . . . .	64
5.2.3	Begränsningar och felkällor hos experimenten . . . . .	65
5.2.4	Problem med fasen . . . . .	67
5.3	Den bäst lämpade antenntypen . . . . .	69
5.4	Mätningar på fantomer med konstgjort blod . . . . .	69
5.5	Mätningar vid fysisk aktivitet . . . . .	70
5.6	Mätningar på grismuskel med injicerad koksalt- och blodlösning . . . . .	70
<b>6</b>	<b>Slutsats</b>	<b>71</b>
	<b>Litteraturförteckning</b>	<b>73</b>
<b>A</b>	<b>Härledning av randvillkoren för de elektriska och magnetiska fälten</b>	<b>74</b>
<b>B</b>	<b>Matlab-kod för datorsimuleringar</b>	<b>77</b>
<b>C</b>	<b>Bidragsrapport</b>	<b>97</b>

# 1

## Inledning

I NOM IDROTT, såväl elitidrott som hobbyidrott, förekommer ständigt skador som på olika nivåer orsakar smärta samt påverkar möjligheten för fortsatt träning. Enligt en studie på skador inom svensk friidrott över en 52-veckorsperiod råkade 70% av alla idrottarna som var med i studien ut för någon form av skada. Ungefär hälften av dessa skador var så pass allvarliga att idrottaren var frånvarande från normal träning i över tre veckor [1].

Det finns studier som visar att 10-30 % av alla skador inom idrott är muskelskador [2]. Rehabiliteringstiden för muskelskador är direkt kopplad till hur snabbt skadan upptäcks och när behandlingen av skadan påbörjas. Vid en grov muskelbristning kan man förvänta sig en rehabiliteringstid på 4-6 månader innan muskeln återfått sin fulla kapacitet [3]. För en elitidrottare skulle en sådan frånvaro kunna innebära slutet på karriären och för många klubbar stora ekonomiska förluster. Till exempel skulle en frånvaro på sex månader för Zlatan Ibrahimovic betyda en förlust på cirka 60 miljoner svenska kronor räknat med hans lön från den franska fotbollsklubben Paris Saint-Germain [4].

I dagsläget diagnosticeras muskelbristningar främst med magnetröntgen och ultraljud. Den höga kostnaden och långa väntetiderna [5] bidrar ofta till att muskelbristningar inte diagnosticeras förrän smärtan är så kraftig att det är omöjligt att fortsätta sin träning eller tävling. Istället för att avbryta belastningen av muskeln i ett tidigt skede innan en större muskelskada har inträtt fortsätter den skadade muskeln att belastas tills en allvarligare skada skett. Följden blir att en skada som skulle kunnat läka och rehabiliteras på någon vecka med rätt behandling i stället blir värre och kräver flera månader rehabilitering. I värsta fall kan det leda till bestående men.

I det här projektet undersöks huruvida det skulle vara möjligt att använda mikrovågor

för att detektera muskelbristningar. När en muskelbristning uppstår är det i det akuta skedet idag svårt att säkerhetsställa vilken typ av skada som föreligger. Magnetrontgen eller ultraljudsundersökning finns sällan på plats. Möjligheten kunna diagnosticera muskelbristningar på i direkt anslutning till skadan finns det förhoppningar att mikrovågstekniken har. Den anses också kunna bli betydligt billigare än dagens tekniker. Dessutom finns det eventuellt potential för att tekniken skulle kunna användas för att följa läkningsprocesser. Förhoppningen skulle vara att kunna fastslå när en muskel har läkt tillräckligt för att kunna utsättas för den aktuella träningstypen.

Mikrovågstekniken kan idag ses i flera olika tillämpningar så som detektering av bröstcancer och stroke [6]. Tekniken går ut på att mikrovågor skickas igenom den intressanta kroppsdel och sedan detekteras av antenner som placerats runt om. Mikrovågorna propagerar genom kroppen och vägen beror på de dielektriska egenskaperna hos materialen som vågen stöter på. Vid detektering av stroke är det den stora skillnaden i permittivitet mellan blod och hjärnsubstans som gör att en blodansamling eller blödning går att upptäcka [7]. Då det även är stora skillnader mellan de dielektriska egenskaperna hos blod och muskler [8, 9] borde en överföring av tekniken från detektering av stroke till detektering av blödningar i muskler därför vara möjlig.

Tillvägagångssättet i projektet var att först göra en utvärdering med datasimuleringar för att se om blödningar går att upptäcka med mikrovågor. Därefter utfördes experiment på fantomer som skall efterlikna den mänskliga lårmuskeln med avseende på de dielektriska egenskaperna, på grislår och på försökspersoner.

### 1.1 Syfte

Syftet med projektet är att undersöka och utvärdera huruvida mikrovågsteknik kan användas för att upptäcka och diagnosticera muskelbristningar. För att kunna göra det behöver blödningen som muskelbristningen orsakar kunna detekteras.

### 1.2 Problemformulering och frågeställning

Det är flera problem som behöver lösas och diskuteras innan mikrovågsteknikens kapacitet kan fastslås. Vilken antenntyp som för ändamålet är mest lämpad behöver utvärderas och bestämmas. Experiment som utförs måste vara repeterbara och kopplade till verkligheten. En väldigt intressant frågeställning är hur stora blödningar som kan detekteras. Eventuella felkällor och osäkerheter behöver också diskuteras.

### 1.3 Avgränsningar

I detta kandidatarbete ligger fokus på detektering av muskelbristningar i hamstringsmuskeln. Då hamstringsmuskeln är en relativt stor muskel är det en utmärkt startpunkt för denna typ av forskning. Skador i hamstringsmuskeln är en av de vanligaste muskelskadorna inom idrott och därför är det mest intressant att fokusera arbetet på just hamstringsmuskeln. Även om inga andra muskelgrupper behandlas i detta projekt är det troligt att liknande resultat kan nås. Den typ av bristning som ligger i fokus är muskelbristningar. Senbristningar och träningsvärk är aspekter som inte prioriteras i detta arbete.

Tekniken som utnyttjas i detta arbete är detektering med mikrovågsteknik. Ingen ny mätutrustning tas fram utan befintlig används. Antenntyp väljs dock efter vilken som har bäst egenskaper.

# 2

## Teori

I det här kapitlet beskrivs Maxwells ekvationer och en definition av mikrovågor presenteras. Grundläggande anatomi för låret och muskelskador behandlas. Den numeriska algoritmen som används vid datorsimuleringarna beskrivs och de olika antennerna och dataanalysmetoder som använts i projektet beskrivs kortfattat.

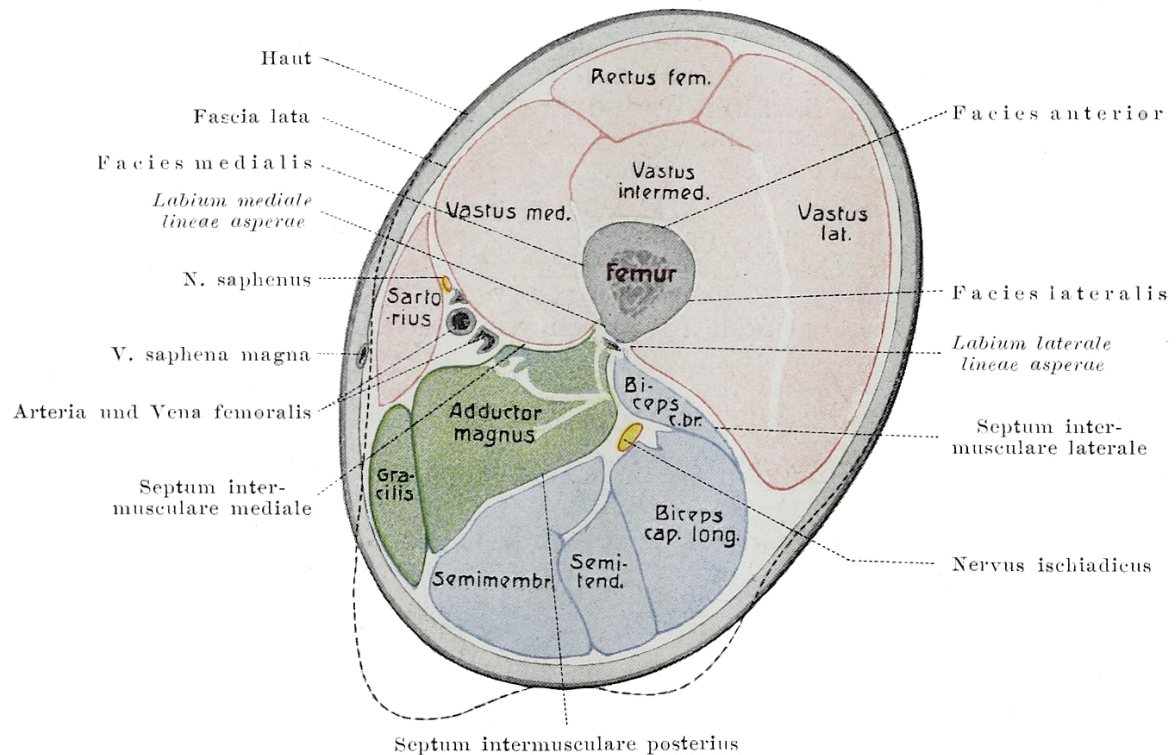
### 2.1 Lårets grundläggande anatomi och muskelskador inom idrott

För att kunna undersöka och analysera möjligheten att upptäcka och diagnostisera muskelbristningar och blödningar i hamstringsmuskeln krävs en del kunskap om lårets anatomi och hur olika muskelskador kan uppstå. Detta kapitel beskriver lårets grundläggande anatomi samt de vanligaste typerna av muskelskador som kan uppstå inom idrott.

#### 2.1.1 Anatomisk beskrivning av låret

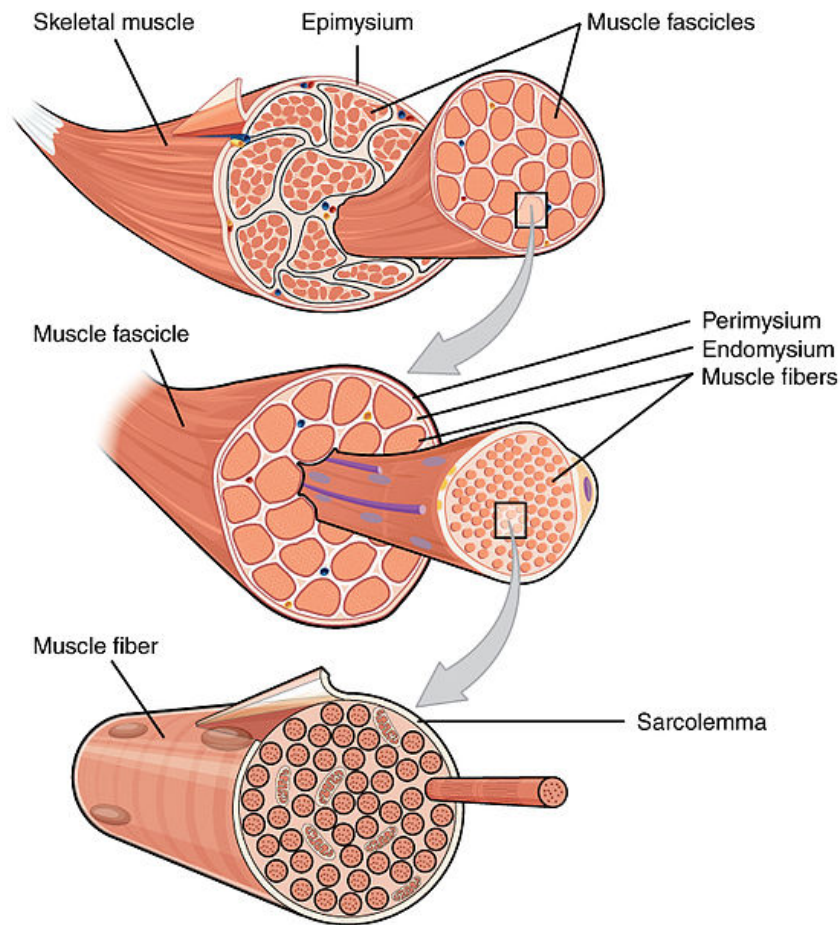
Det mänskliga låret har ett ben, lårbenet, som omges av skelettmuskulatur vilka delas in i tre kompartment. Detta illustreras i figur 2.1. Den främre delen av låret består av *quadriceps*, den mellersta av höftens och lårets adduktorer och den bakre delen består av *hamstrings*. Hamstringmuskulaturen består i sin tur av musklerna *biceps femoris*, *semitendinosus* och *semimembranosus*. Som tidigare nämnt ligger fokus på den sistnämnda i detta projekt. Utanför musklerna finns ett lager fett som omsluts av flera hudlager. Inuti låret finns även ett flertal artärer [10].





**Figur 2.1:** Tvärsnitt av ett människolår med de latinska namnen på musklerna i låret angivna. Bilden är skapad av Hermann Braus [11]

Skelettmuskulaturen, även kallad tvärstrimmig muskulatur, är de muskler som i vardagligt tal kallas för just muskler. En sådan muskel har ett övre ursprung, en muskelbuk samt ett nedre fäste. Muskelbukan är den aktiva delen där sammandragningen sker. De organeller som skapar sammandragningen kallas myofibriller och dessa finns i de tusentals muskelfibrerna (muskelceller) som en muskel består av. Muskelfibrerna är omslutna av en hinna och buntas ihop för att bilda fasciklar som i sin tur utgör muskelbukan. Skelettmuskler är fästa i senor, ett segt band av fibrös bindväv, som i sin tur är fästa i benet [2]. Figur 2.2 visar hur muskeln är uppbyggd. Muskler och senor fungerar som en enhet. Skador kan uppstå i muskelns infästning till ben, i muskelbukan, i övergången mellan muskeln och senan, i senan samt i senans fäste till benet [2].



**Figur 2.2:** Muskelnns uppbyggnad med myofibrillerna längst in som bygger upp muskelfib-  
rerna. Hela muskelbuen byggs upp av muskelfasciklar som i sin tur består av muskelfibrer.  
Figuren är framtagen av OpenStax Collage [12]

### 2.1.2 Vanliga muskelskador inom idrott

Muskelskador delas in i två typer, bristningar och blödningar. Vidare kan bristningar va-  
ra totala eller partiella, och blödningar antingen intermuskulära eller intramuskulära. En  
intramuskulär blödning uppstår innanför muskelhinnan som omsluter muskeln, medan  
en intermuskulär blödning uppstår mellan muskelbukarna. Intramuskulära blödningar  
orsakas av muskelbristningar eller direkt våld. Då blödningen uppstår innanför muskel-  
hinnan ökar trycket i muskeln vilket pressar samman blodkärlen och stoppar blödningen  
när trycket inne i muskeln motsvarar blodtrycket från hjärtat. Vid intermuskulära blöd-  
ningar har muskelhinnan med närliggande blodkärl skadats. Blödningen sprider sig lätt  
vilket gör att trycket snabbt minskar. Ofta sprider sig blodet i vertikal led till följd av  
gravitationen. En intramuskulär blödning kan övergå till en intermuskulär blödning om

muskelhinnan brister [2].

Storleken på blödningar kan variera mycket beroende på hur aktiv personen är när blödningen uppstår. Det är mängden blod som pumpas igenom muskeln som är avgörande, vilket kan kopplas till pulsen. När en muskel är i vila är cirka 95 procent av dess kapillärer slutna. Vid aktivitet öppnas dessa successivt vilket har stor betydelse för muskelblödningens omfattning. Blodflödet i musklerna ökar från cirka 0.8 liter per minut i vila till cirka 18 liter per minut vid maximal belastning [2].

Muskelbristningar kan uppstå av olika anledningar inom idrotten. Dels kan det vara en följd av direkt våld som gör att muskeln pressas mot underliggande ben och på så sätt förorsakar skada. En sådan muskelbristning kallas kompressionsruptur. I andra fall kan sträckning eller excentrisk överbelastning, en så kallad distensionsruptur, vara orsaken. Kompressionsrupturer är ofta djupt liggande, och kan medföra en kraftig blödning, medan distensionsrupturer är lokaliserade i den ytliga delen av muskeln eller ändarna på den. Distensionsrupturer i hamstringsmuskeln är vanlig och sker oftast i den övre tredjedelen av muskeln. Kompressionsrupturer sker vanligast på utsidan av låret i *vastus lateralis* som är en del av *quadriceps* [2].

Distensionsrupturer delas in i tre grader av allvarlighet. Första graden är mild muskelbristning då mindre än 5 procent av muskelfibrerna gått av. Andra graden är också en partiell bristning men med större andel brutna muskelfibrer än första graden medan tredje graden innebär total muskelbristning då hela muskeln gått av [2].

## 2.2 Mikrovågor och elektromagnetism

Elektromagnetisk strålning är vågor bestående av elektriska och magnetiska fält som överför energi. Mikrovågor är en typ av elektromagnetisk strålning. Det finns olika definitioner av elektromagnetisk strålning [13]. Den definition som används här är att mikrovågor har en våglängd mellan 1 mm och 1 m, vilket motsvarar en frekvens mellan 300 MHz och 300 GHz. I det här projektet används vågor med frekvenser i den nedre delen av detta intervall, 0,5-3 GHz, på grund av att antennerna som användes fungerade bäst i detta intervall.

### 2.2.1 Maxwells ekvationer

Hur mikrovågor propagerar i ett material kan beskrivas med Maxwells ekvationer. Genom att införa en 4-ström bestående av strömtäthet och laddningstäthet och en elektromagnetisk fälttensor innehållandes de olika komponenterna av de elektriska och magnetiska fälten kan Maxwells ekvationer skrivas på en kompakt form

$$\partial_\nu F^{\mu\nu} = \mu_0 J^\mu \quad (2.1)$$

$$\epsilon^{\mu\nu\rho\sigma} \partial_\nu F_{\rho\sigma} = 0 \quad (2.2)$$

där  $F^{\mu\nu}$  är den antisymmetriska elektromagnetiska fälttensorn,  $\epsilon^{\mu\nu\rho\sigma}$  är Levi-Civita-tensorn och  $J^\mu$  är 4-strömmen [14]. Detta skrivsätt är vanligt inom exempelvis relativitetsteori och innehåller samma ekvationer som den klassiska formuleringen. Från ekvation (2.1) följer direkt kontinuitetsekvationen

$$\partial_\mu J^\mu = 0 \quad (2.3)$$

eftersom den elektromagnetiska fälttensorn är antisymmetrisk. Ekvationen säger att laddning är en bevarad storhet, och är ytterligare en användbar ekvation inom elektromagnetism.

### 2.2.2 Dielektriska egenskaper för olika material

För att beskriva dielektriska egenskaper hos ett material kan man använda sig av konduktiviteten  $\sigma$ , permittiviteten  $\epsilon$  och permeabiliteten  $\mu$ . Konduktiviteten beskriver hur väl materialet leder ström. Permittiviteten beskriver förmågan hos ett material att polariseras under inverkan av ett elektriskt fält och permeabiliteten beskriver graden av magnetisering hos materialet vid ett pålagt magnetfält. Sambanden mellan permittiviteten, permeabiliteten, det elektriska fältet och det magnetiska fältet kan beskrivas med de konstitutiva ekvationerna<sup>1</sup>

$$\begin{aligned} \vec{D} &= \epsilon \vec{E} \\ \vec{B} &= \mu \vec{H} \end{aligned} \quad (2.4)$$

där  $\vec{D}$  är det elektriska förskjutningsfältet,  $\vec{E}$  det elektriska fältet,  $\vec{B}$  den magnetiska flödestätheten och  $\vec{H}$  är den magnetiska fältstyrkan.

Permeabiliteten,  $\mu$ , och permittiviteten,  $\epsilon$ , kan vara komplexa tal och kan således delas upp i real- och imaginärdel  $\epsilon = \epsilon' - j\epsilon''$ . Konduktiviteten hos ett material kan beräknas från  $\text{Im}(\epsilon)$  genom

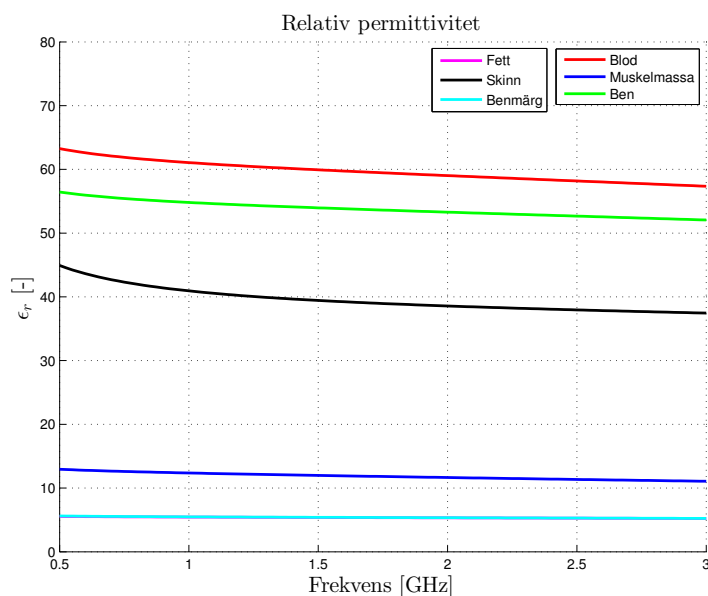
$$\sigma = \omega \epsilon'' \quad (2.5)$$

---

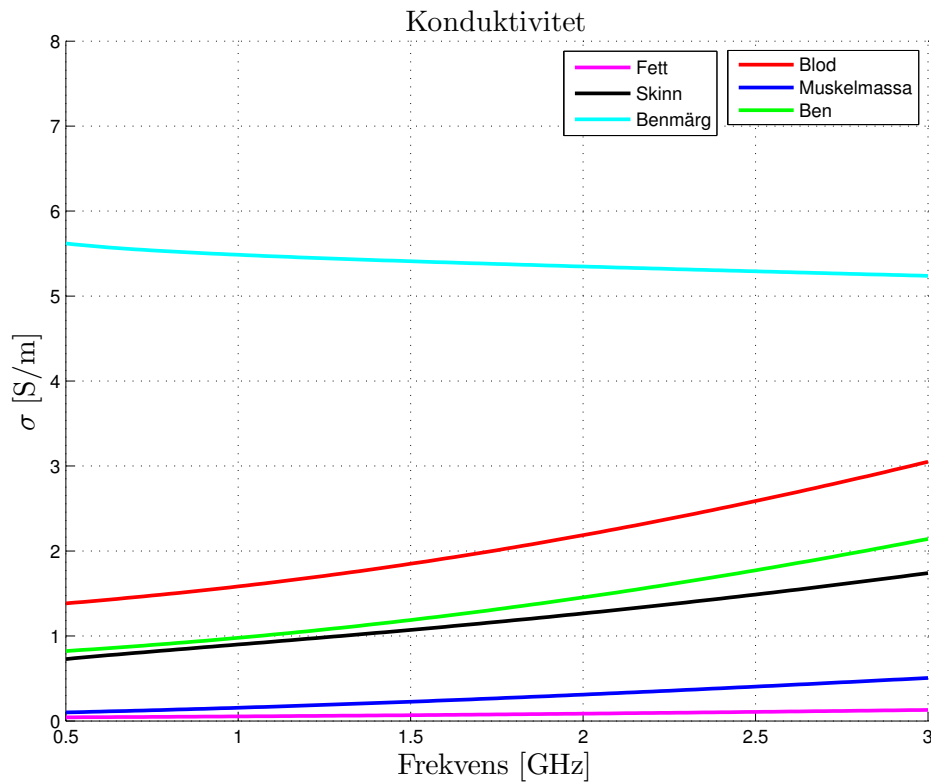
<sup>1</sup>Konstitutiva ekvationer uttrycker en makroskopisk förklaring av materialegenskaper.

Den relativa permittiviteten  $\epsilon$  fås direkt ur  $\epsilon' = \epsilon_0 \epsilon_r$ . För anisotropa (riktningsberoende) material är  $\epsilon$  och  $\mu$  tensorer [13].

Olika vävnader i kroppen har olika dielektriska egenskaper vilket kommer att påverka mikrovågorna olika mycket. I figur 2.3 och 2.4 visas permittiviteten och konduktiviteten för blod, muskelmassa, skinn, fett, ben och benmärg. Permittiviteten och konduktiviteten skiljer sig mellan olika vävnader och varierar med frekvensen.



**Figur 2.3:** Relativ permittivitet för olika vävnader i kroppen. Värdena är hämtade från *L'Istituto di Fisica Applicata "Nello Carrara" (IFAC)* [15].



**Figur 2.4:** Konduktivitet för olika typer av vävnader i kroppen. Värdena är hämtade från *L'Istituto di Fisica Applicata "Nello Carrara" (IFAC)* [15].

### 2.2.3 Elektromagnetiska fält i randen mellan två dielektriska material

När ett elektriskt eller magnetiskt fält passerar randen mellan två olika material finns randvillkor som specificerar hur fälten beter sig. Det som är intressant är hur det ser ut vid randen mellan två dielektriska material. Randvillkoren för perfekta ledare blir annorlunda.

För  $E$ -fältet gäller att dess tangentiella komponent är kontinuerlig vid randen mellan två dielektriska material

$$E_{1t} = E_{2t} \quad (2.6)$$

och  $D$ -fältets normalkomponenter kontinuerliga över randen mellan två material

$$D_{1n} = D_{2n}. \quad (2.7)$$

Analogt gäller för  $B$ - och  $H$ -fälten att

$$B_{1n} = B_{2n} \quad (2.8)$$

samt

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

Dessa randvillkor beskriver hur fälten beter sig när de passerar genom olika material, till exempel genom olika vävnader i kroppen [13]. För en härledning av dessa randvillkor, se bilaga A.

För att beskriva hur elektromagnetiska vågor bryts när de färdas igenom två medium med olika brytningsindex används Snells lag [13]. Infalls- och reflektionsvinkeln är relaterade till varandra enligt

$$n_1 \sin \theta_1 = n_2 \sin \theta_2, \quad (2.10)$$

där  $n_1$  och  $n_2$  är relaterade till de dielektriska egenskaper hos materialen enligt

$$n = \sqrt{\epsilon_r \mu_r}. \quad (2.11)$$

Från Snells lag och randvillkoren för elektriska och magnetiska fält är det möjligt att härleda hur stor andel av en elektromagnetisk våg som transmitteras respektive reflekteras när den når randen mellan två dielektriska material. En elektromagnetisk våg består av både ett elektriskt fält och ett magnetiskt fält. Dessa oscillerar ortogonalt mot varandra och rörelseriktningen.

En infallande vågs  $E$ -fält kan delas upp i två komponenter, en del som är parallell mot händelseplanet, och en del som är ortogonal mot händelseplanet

$$E_{tot} = E_{\parallel} + E_{\perp}. \quad (2.12)$$

Till dessa komponenter hör även var sitt  $B$ -fält

$$B_{tot} = B_{\parallel} + B_{\perp}, \quad (2.13)$$

där  $B_{\parallel}$  hör till  $E_{\perp}$  och  $B_{\perp}$  hör till  $E_{\parallel}$ . Genom att tillämpa Snells lag på dessa komponenter och sedan utnyttja randvillkoren fås Fresnels ekvationer

$$t_{\parallel} = \frac{2n_1 \cos \theta_i}{n_1 \cos \theta_i + n_2 \cos \theta_t} \quad (2.14)$$

$$r_{\parallel} = \frac{n_2 \cos \theta_i - n_1 \cos \theta_t}{n_1 \cos \theta_i + n_2 \cos \theta_t} \quad (2.15)$$

$$t_{\perp} = \frac{2n_1 \cos \theta_i}{n_1 \cos \theta_t + n_2 \cos \theta_i} \quad (2.16)$$

$$r_{\perp} = \frac{n_1 \cos \theta_i - n_2 \cos \theta_t}{n_1 \cos \theta_i + n_2 \cos \theta_t}, \quad (2.17)$$

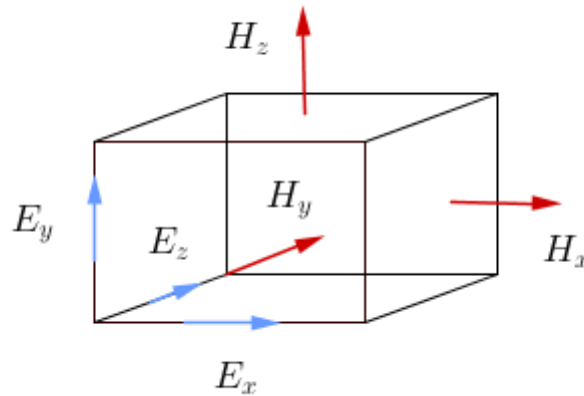
där  $t_{\parallel}$  är andelen av  $E_{\parallel}$  som transmitteras och  $r_{\parallel}$  är andelen som reflekteras, på samma sätt för  $E_{\perp}$ .

### 2.2.4 Finita differensmetoden

Maxwells ekvationer kan vara mycket svåra och ibland omöjliga att lösa analytiskt. I sådana fall kan numeriska metoder användas. En sådan metod är finita differensmetoden som bygger på att derivator approximeras med finita differenser och sedan löser ekvationer i diskreta punkter. En finit differens är ett uttryck på formen  $f(x+a) - f(x+b)$ . Genom att dividera med  $b-a$  fås en differenskvot som kan användas för att approximera derivator [16]. En tidsderivata kan då till exempel approximeras med

$$\frac{\partial f}{\partial t} \approx \frac{f(t + \Delta t) - f(t)}{\Delta t}. \quad (2.18)$$

Simuleringarna som numeriskt löser Maxwells ekvationer använder metoden FDTD (Finite Difference Time Domain). Metoden bygger på ett rektangulärt rutnät med steglängd  $\Delta x, \Delta y$  och  $\Delta z$  för det elektriska fältet. För det magnetiska fältet används ett rutnät som är förskjutet med  $(\Delta \frac{x}{2}, \Delta \frac{y}{2}, \Delta \frac{z}{2})$  relativt rutnätet för det elektriska fältet. Byggblocken för det totala rutnätet kallas Yee-celler, efter K. Yee som konstruerade metoden. I figur 2.5 illustreras en Yee-cell.



**Figur 2.5:** En Yee-cell bestående av elektriska och magnetiska fält som är förskjutna relativt varandra.

Algoritmen beräknar för ett valt tidssteg  $\Delta t$  det magnetiska fältet utifrån det elektriska fältet och vice versa genom att approximera derivatorna i Maxwells ekvationer med finita differenser. Trunkeringsfelet för metoden är  $O((\Delta t)^2 + (\Delta x)^2 + (\Delta y)^2 + (\Delta z)^2)$  [17].



## 2.3 Beskrivning av laborationsutrustning

Här beskrivs den viktigaste utrustningen som använts i de experiment som har utförts under projektets gång. Först beskrivs hur en nätverksanalysator kan användas för att mäta spridningsparametrar. Sedan beskrivs några olika antenntyper och dess egenskaper för att sist förklara säkerhetsaspekter med metoden.

### 2.3.1 Vektoriell nätverksanalysator

En vektoriell nätverksanalysator (*PNA Series Network Analyzer, Agilent Technologies E8362B*, 10 MHz-20 GHz) skickar ut elektriska signaler från en port och mäter hur mycket som reflekteras respektive transmitteras till en annan port. Både amplitud och fas mäts för olika frekvenser. Denna information benämns inom mikrovågselektronik som spridningsparametrar, ofta förkortade S-parametrar. S-parametrarna för en tvåport definieras enligt:

$$\begin{bmatrix} V_1^- \\ V_2^- \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} S_{11} & S_{12} \\ S_{21} & S_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} V_1^+ \\ V_2^+ \end{bmatrix} \quad (2.19)$$

där  $V_1^-$ ,  $V_2^-$ ,  $V_1^+$  och  $V_2^+$  är bakåtgående respektive framåtgående vågor. Vågorna illustreras i figur 2.6. S-parametern  $S_{ij}$  beskriver signalen från antenn  $i$  till antenn  $j$ . Exempelvis beskriver  $S_{12}$  transmissionen från port 1 till port 2, medan  $S_{11}$  beskriver reflektionen i port 1.



**Figur 2.6:** Framåtgående och bakåtgående vågor i en tvåport, som ligger till grund för definitionen av spridningsparametrarna.

För att kunna använda fler än två antenner används även en kompletterande switchlåda. Switchlådan har 32 portar, vilket innebär att upp till 32 antenner kan användas och styrs med hjälp av MATLAB och kopplar om portarna så att de önskade portarna används i

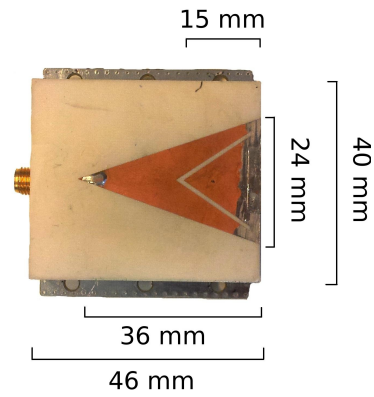
mätningen. Till nätverksanalysatorn finns även en dielektrisk prob (*Dielectric Probe Kit, Agilent Technologies 85070E*) som kan användas för att mäta dielektriska egenskaper.

### 2.3.2 Egenskaper hos de använda antennerna

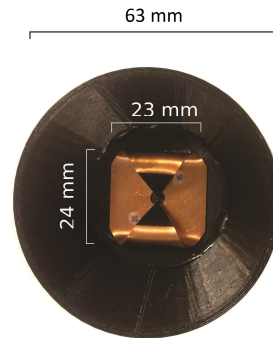
Det finns antenner i många former och storlekar, och varje typ av antenn har sitt egna strålningsmönster. De olika strålningsmönstrena ger olika antenntyper olika egenskaper och de lämpar sig därmed för olika tillämpningar. Till en början användes fyra olika typer av antenner i projektet: en triangulär patch-antenn, en folded bow-tie-antenn, samt två platta antenner tillverkade av Taoglas: *FXP.290* och *FXUB66*. Antennernas namn förkortas härnäst **patch**, **CUP**, **FXP** och **FXU**. De fyra olika antennerna ses i figur 2.7. Antennernas utseende och storlek skiljer sig ganska mycket åt.

Den triangulära patch-antennen, figur 2.7a har bland annat använts i två examensarbeten som handlade om detektering av stroke respektive lungkollaps [18][19]. Antennen består av ett metalliskt element monterat på ett plastblock med kända dielektriska egenskaper. Den metalliska biten fungerar som både sändare och mottagare. Antennen fungerar väl mellan 100 MHz och 3 GHz. Antennens längd är av storleksordningen en halv våglängd, medan tjockleken endast är en bråkdel av en våglängd. Eftersom själva antennen är ganska liten är det lätt att få antennen att sitta tätt emot mätobjektet.

Antennen i figur 2.7b kallas för en folded bow-tie antenn (förkortning CUP) och består av en metallbit med ändarna böjd mot mitten. För att minska den bakåtriktade strålningen och öka direktiviteten är antennen placerad i en kopp av plast. Detta innebär dock att antennen hamnar en bit ifrån objektet om man placerar den mot exempelvis ett ben. Därför fylls koppen med vatten och täcks med en ballong som håller vattnet på plats. Allt för att undvika att luft kommer mellan antennen och mätobjektet. Detta gör den lite mer svåränvänd än de andra undersökta antennerna.



(a) En triangulär patch-antenn monterad på ett plastblock.



(b) CUP-antennen sedd ovanifrån.



(c) Den platta, självhäftande antennen FXU.



(d) Den platta, självhäftande antennen FXP

**Figur 2.7:** De fyra olika antennerna som undersökts. Deras mått och form skiljer sig åt, och därmed även deras egenskaper som gör dem lämpliga för olika tillämpningar.

De två platta antennerna, c) och d) i figur 2.7 kallas FXP.290 respektive FXUB66. De

har båda en självhäftande sida vilket gör att de lätt kan klistras fast på olika föremål. Antennerna fungerar likartat men har olika frekvensintervall. Enligt databladet fungerar FXP-antennen optimalt vid 915 MHz [20], medan frekvensintervallet för FXU-antennen är 700-6000 MHz [21]. Som man kan se i figuren skiljer sig måtten en del, FXU-antennen är betydligt större.

### 2.3.3 Säkerhetsaspekter

För att bedöma om metoden eventuellt kan vara skadlig behövs information om hur mycket energi som absorberas av kroppen under en viss tid. *The International Commission on Non-ionizing Radiation Protection* (ICNIRP) har satt upp riktlinjer för elektromagnetisk strålning i olika frekvensintervall. För frekvensintervallet som används av mätutrustningen används enheten SAR (*Specific Absorption Rate*). Den anger hur stor effekt som absorberas per massenhet under ett tidsintervall. För armar och ben är restriktionen  $20 \text{ W} \cdot \text{kg}^{-1}$ , men för bålen och huvudet rekommenderas ett SAR-värde på under  $10 \text{ W} \cdot \text{kg}^{-1}$  [22]. De patch-antennar som har använts under experimenten sänder ut en effekt på högst 1 mW och endast en antenn skickar ut signaler i taget, vilket ger ett SAR-värde långt under den rekommenderade övre gränsen.

## 2.4 *Good Data Ratio*

För att mikrovågor ska kunna användas för att upptäcka förändringar i dielektriska egenskaper krävs att dessa förändringar kan upptäckas i de spridningsparametrar som mäts. För att resultaten ska vara pålitliga krävs också att dessa förändringar är större än mätnoggrannheten hos instrumenten. För att bestämma antalet mätpunkter, och vilka mätpunkter, som uppfyller dessa krav introducerar vi ett mått som kallas *Good Data Ratio*, GDR, som tidigare definierats i artikeln *Microwave Based Diagnostics and Treatment in Practice* [23]. GDR används bland annat för att analysera potentialen i mätningar och dra slutsatser om mätningar är möjliga med nuvarande brusnivå. GDR används även för att analysera vad som händer med antalet användbara mätpunkter om brusnivån ökar.

Innan definitionen av själva begreppet införs några begrepp. Om antalet sändande antenner betecknas med  $K$ , antalet mottagande antenner med  $L$  och antalet mätpunkter (antalet frekvenser) med  $M$  kan vi definiera en tredimensionell spridningsmatris med dimensionerna  $(K, L, M)$ , innehållandes matriselementen  $S_{klm}$ . Om en mätning görs utan blödning och en med, kan vi beteckna de två matriserna med  $S_{klm}^{ref}$  respektive  $S_{klm}^{blood}$ , där den förstnämnda är referensmätningen. Skillnaden mellan dessa matriser kan nu elementvis beräknas i enheten dB:

$$A_{klm}^{diff} = 20 \log_{10} |S_{klm}^{blood}| - 20 \log_{10} |S_{klm}^{ref}|. \quad (2.20)$$

Fasskillnaden kan beräknas enligt:

$$\theta_{klm}^{diff} = \angle S_{klm}^{blood} - \angle S_{klm}^{ref}. \quad (2.21)$$

Antag därefter att mätfelet är kända: både felet i amplitud,  $A_{dB}^{error}$  med enheten dB, och felet i fasen,  $\theta_{rad}^{error}$  med enheten rad. I detta projekt är mätfelet den största variation som ses i amplituden och fasen vid ett flertal mätningar på samma experiment. För att en skillnad mellan de två matriserna ska vara mätbar krävs att

$$A_{klm}^{diff} > A_{dB}^{error} \text{ och} \quad (2.22)$$

$$\theta_{klm}^{diff} > \theta^{error} \quad (2.23)$$

uppfylls. Dessutom krävs att

$$20 \log_{10} |S_{klm}^{blood}| > A_{dB}^{floor} \quad (2.24)$$

$$20 \log_{10} |S_{klm}^{ref}| > A_{dB}^{floor}, \quad (2.25)$$

$$(2.26)$$

där  $A_{dB}^{floor}$  är brusnivån hos mätinstrumentet, uppfylls. För att förenkla uttrycket för GDR definieras följande matriser:

$$A_{klm} = \begin{cases} 1 & \text{om } A_{klm}^{diff} > A_{dB}^{error} \\ 0 & \text{annars} \end{cases} \quad (2.27)$$

$$T_{klm} = \begin{cases} 1 & \text{om } \theta_{klm}^{diff} > \theta^{error} \\ 0 & \text{annars} \end{cases} \quad (2.28)$$

$$B_{klm} = \begin{cases} 1 & \text{om } 20 \log_{10} |S_{klm}| > A_{dB}^{floor} \\ 0 & \text{annars} \end{cases} \quad (2.29)$$

$$C_{klm} = \begin{cases} 1 & \text{om } 20 \log_{10} |S_{klm}| > A_{dB}^{floor} \\ 0 & \text{annars} \end{cases} \quad (2.30)$$

Nu kan begreppet *Good Data Ratio* definieras som andelen mätpunkter som både är större än bruset och där skillnaden i spridningsparametrarna är större än mätinstrumentets mätfel. Två olika mått kan definieras; för endast amplitud eller endast fas. Därefter summeras detta över alla matriselement. GDR för amplituden skrivs då:

$$GDR_{amp} = \frac{\sum_{klm} A_{klm} \cap B_{klm} \cap C_{klm}}{KLM}. \quad (2.31)$$

För fasen kan vi skriva:

$$GDR_{phase} = \frac{\sum_{klm} T_{klm} \cap B_{klm} \cap C_{klm}}{KLM}. \quad (2.32)$$

Fördelen med GDR är att det är ett enkelt mått, men kan ses som missvisande då det inte säger någonting om hur mycket mätdata skiljer sig från varandra, vilket ändå är relevant i det här projektet. Men om man beräknar GDR för olika felmarginaler  $A_{dB}^{floor}$  kan man utifrån grafens utseende ändå få en uppfattning om hur mycket mätningarna skiljer sig från varandra.

# 3

## Utförande och metod

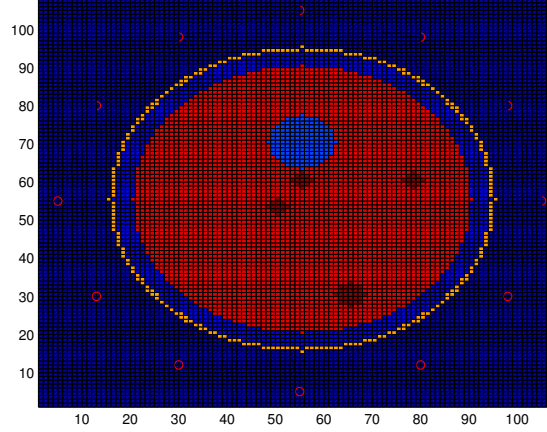
I detta kapitel beskrivs de metoder och material som använts i projektet. Inledningsvis beskrivs datorsimuleringarna, hur de använda modellerna är uppbyggda och vilka analysmetoder som använts. Vidare beskrivs experimentella metoder och uppställningar för de experiment som utförts, så som mätningar på fantomer, fysisk aktivitet, grislår och dielektriska egenskaper.

### 3.1 Datorsimuleringar av blödningar i låret i två och tre dimensioner

För att få en intuition för hur en blödning ska kunna detekteras med mätutrustningen har datorsimuleringar utförts. En enkel modell i 2D har använts för att bekanta sig med simuleringsmetoden och en mer realistisk men desto mer beräkningskrävande 3D-modell har använts för att simulera mer realistiska blödningar. Båda modellerna använde FDTD-metoden som beskrevs i avsnitt 2.2.4 för att lösa Maxwells ekvationer för att få information om transmission och fas hos mikrovågorna.

Modellen i 2D bestod av ett tvärsnitt av benet, med tolv dipolantennor symmetriskt placerade runt benet vilket kan ses i figur 3.1. Genom att först lägga till blödningar av olika storlekar och på olika positioner i modellen och sedan skicka signaler mellan antennerna har data tagits fram för analys i MATLAB. Alla blödningar hade formen av en cirkelskiva med olika radier. För att kunna detektera en blödning, har analysen byggts på att jämföra en mätning med blod med en mätning utan blod. 2D-modellen hade ingen möjlighet att studera reflektion, vilket innebär att endast amplitud och fas för

transmission studerades.



**Figur 3.1:** 12 antenner placerade runt en enkel 2D-modell av ett ben. Den mörkröda färgen motsvarar blod och vid  $x=65$ ,  $y=33$  finns en blödning, de andra mörkröda områdena motsvarar blodådror.

Modellen av det ben som använts i tre dimensioner bestod av ett flertal inskannade skikt av ett riktigt ben likt figur 3.4. Skikten var 1 mm tjocka och bestod av ett rutnät med 1x1 mm stora rutor så att hela modellen var uppbyggd av små kuber med sidan 1 mm. Varje kub innehöll värden för de dielektriska egenskaperna hos vävnaden som hämtades från *L'Istituto di Fisica Applicata "Nello Carrara"* (IFAC) [15]. I MATLAB representerades modellen av två tredimensionella matriser: en för den relativa permittiviteten med matriselement

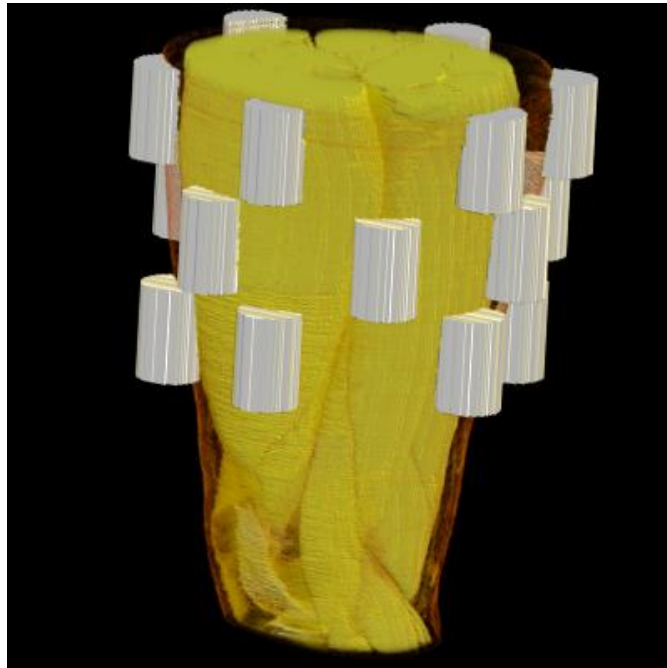
$$\epsilon_{ijk} = \epsilon_{tissue}, \quad (3.1)$$

där indexen motsvarar x-,y- och z-koordinaterna i modellen. På motsvarande sätt för konduktiviteten med matriselementen

$$\sigma_{ijk} = \sigma_{tissue}. \quad (3.2)$$

Runt låret placerades ett antal dipolantennor i olika konfigurationer. Antennerna placerades i vattencylindrar för att få bättre kontakt med låret. Till en början testades olika antennkonfigurationer, så som 6 antenner i en ring runt benet, 8 antenner i en ring, 12 antenner uppdelat i två ringar och 18 antenner uppdelat i tre ringar för att komma fram till vilken konfiguration som var bäst. Till slut valdes 18 antenner i tre ringar som kan ses i figur 3.2. Anledningen till detta var att många av de andra uppsättningarna kunde fås genom att bara studera en del av de 18 antennerna.





**Figur 3.2:** Antennkonfiguration som användes i datorsimuleringarna med 18 antenner placerade runt benet i tre ringar.

### 3.1.1 Modellering av olika typer av blödningar

I en intervju med L. Peterson framkom att ungefär 70 % av alla hamstringsskador sker i *biceps femoris* och därför har de flesta blödningar som har simulerats placerats i närheten av denna muskel. Några blödningar har även placerats vid *semitendinosus*, *semimembranosus*, *vastus lateralis* respektive *vastus medialis*. I figur 2.1 ser man var de olika beståndsdelarna är placerade i låret. De olika typer av blödningar som har simulerats är inter- och intramuskulära blödningar, kompressionsrupturer samt intramuskulära blödningar som har läckt ut mellan musklerna som följd av att muskeln och fascian brustit. Dessutom har olika storlekar på blödningar studerats.

Eftersom en intramuskulär blödning kan expandera genom att dra åt sig vätska har några simuleringar gjorts där blod tillsammans med vatten har placerats ut på olika positioner i benet. För att underlätta beräkningarna användes ett viktat medelvärde mellan blod och vatten för permittivitet och konduktivitet.

För att skapa realistiska blödningar i benmodellen användes metoder där formen på blödningen till viss del slumpades fram. En startpunkt  $(x_1, y_1, z_1)$  och volym för blödningen valdes manuellt varpå permittiviteten och konduktiviteten i denna punkt ändrades till motsvarande för blod

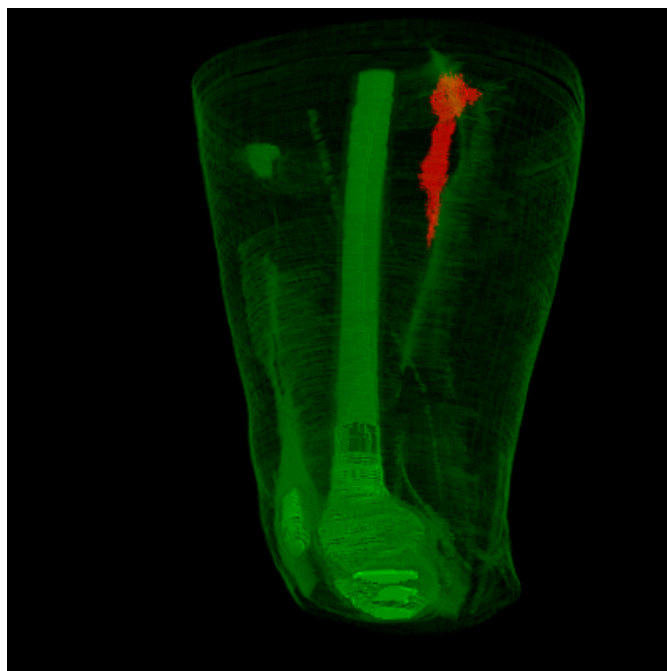
$$\epsilon_{x_1 y_1 z_1} = \epsilon_{blod} \quad (3.3)$$

$$\sigma_{x_1 y_1 z_1} = \sigma_{blod}. \quad (3.4)$$

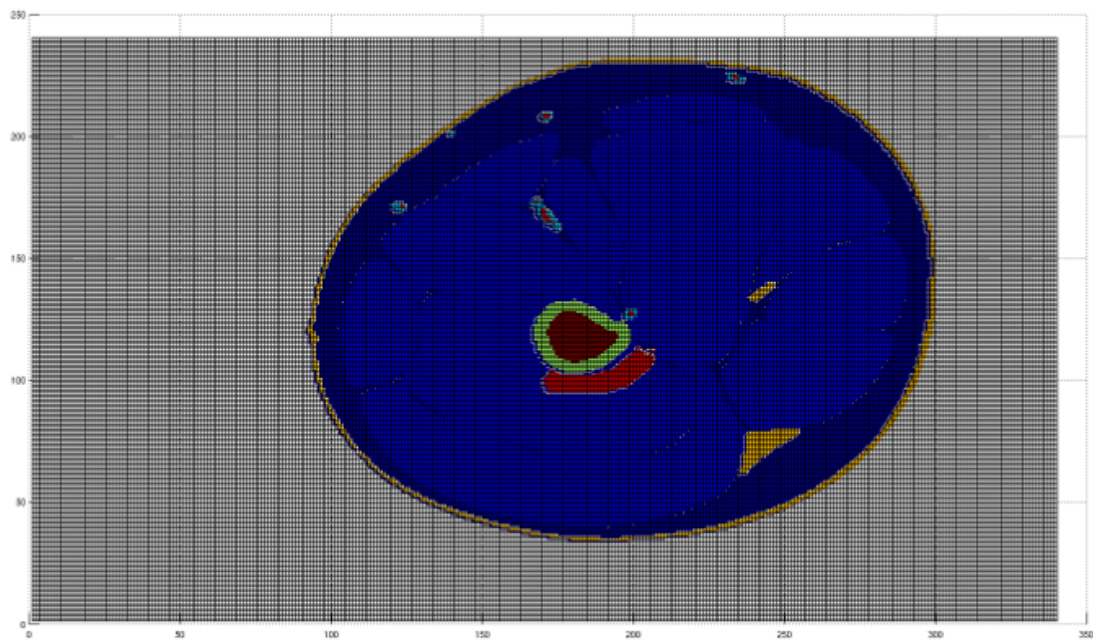
Därefter skapades de olika blödningarna i två steg. I det första steget skapades den karaktäristiska formen på blödningen medan det andra steget gav blödningen en mer slumpmässig struktur. Steg ett gick ut på att från startpunkten startades en slumpmässig vandring med sannolikhet  $P_{x+}$  för att gå ett steg i positiv x-riktning,  $P_{x-}$  för att gå ett steg i negativ x-riktning och motsvarande för y- och z-riktningen. I en verklig blödning skulle gravitationen sprida blödningen i höjddled vilket gjorde att sannolikheten att vandra i z-riktningen var större än för x- och y-riktningarna. Så fort vandringen hamnade på en plats i modellen som inte var blod placerades en blodpunkt ut genom att ändra egenskaperna i punkten enligt ekvation (3.4) och sedan började vandringen om. För att skapa de intramuskulära blödningarna ställdes även kravet på att blodpunkterna enbart kunde placeras i muskelvävnad annars startades vandringen om. För de intermuskulära blödningarna var kravet att blodpunkterna enbart fick placeras i fettvävnad mellan musklerna och för kompressionsrupturerna ställdes kravet att blodpunkterna var tvungna att befinna sig i muskelvävnad i närheten av lårbenet. När ett förutbestämt antal blodpunkter placerats ut i steg ett påbörjades steg två, där enda skillnaden var att när en blodpunkt placerats ut startades vandringen om från en slumpmässigt vald punkt inuti blödningen. Fullständig MATLAB-kod för skapandet av blödningarna finns i bilaga B. Sammanlagt skapades realistiska blödningar för 17 olika startpunkter i storlekarna 2, 6 och 10 ml med enda undantaget för en kompressionsruptur där blödningen av storleken 10 ml inte fick plats. Placering och typ av blödning för simuleringarna visas i tabell 3.1.

Typ/Muskel	<i>Semitendinosus</i>	<i>Semimembranosus</i>	<i>Biceps femoris</i>
Intramuskulär	X	X	X
Intermuskulär	X	X	X
Intramuskulär med läckage	X	X	X
Typ/Muskel	<i>Vastus lateralis</i>	<i>Vastus Intermedius</i>	
Kompressionsruptur 1	X	X	
Kompressionsruptur 2	X		

**Tabell 3.1:** Blödningar som har simulerats och i vilka muskler de var placerade. Kompressionsruptur 2 innebär en blödning som även dragit till sig vätska medan kompressionsruptur 1 innehåller enbart blod.



**Figur 3.3:** En intermuskulär blödning som använts vid datorsimulering i 3D. Blödningen har volymen 10 ml och är placerad vid *biceps femoris*.



**Figur 3.4:** En kompressionsruptur med volymen 10 ml placerad i *vastus lateralis*. Figuren visar ett snitt av modellen vid en viss höjd. Det röda området intill benet visar blödningen.

### 3.1.2 Analysmetoder för datorsimuleringar

Dataanalysen från 2D-simuleringarna gick ut på att hitta ett samband mellan storlek och placering på blödningarna och de erhållna värdena på transmission och fas. Genom att integrera skillnaden mellan transmissionen med och utan blödning och göra detsamma för fasen erhöles ett enkelt mått på hur stor skillnaden blev för olika storlekar och placeringar. Denna skillnad togs även fram för olika kombinationer av antennpar för att se vilka som gav mest utslag.

För simuleringarna i tre dimensioner har några olika metoder använts för att analysera data och olika samband har undersökts. En viktig analysmetod har varit GDR (i teoriavsnittet förklaras GDR utförligt). Grafer med GDR som funktion av simulerad blodvolym har studerats, där målet har varit att se huruvida GDR ökar med blodvolymen. Genom att variera felmarginalen och skapa grafer över GDR som funktion av felmarginalen för olika blödningar kan man se hur felmarginalen påverkar resultatet.

Ett annat samband som undersöktes var om den totala transmissionen förändrades med storleken på blödningen. Detta gjordes genom att integrera transmissionen för alla antennkombinationer och alla frekvenser, och sedan subtrahera den integrerade transmissionen utan blödning.

En hypotes från 2D-simuleringen var att för en given startpunkt för blödningen skulle samma antennpar ge mest bidrag till GDR för olika blodvolymen. För att studera detta samband sparades bidragen i tre dimensioner till GDR undan i en 18x18-matris och index  $(m,n)$  för det maximala värdet i denna matris gav vilka antennpar som gav mest bidrag till GDR. Dessa jämfördes sedan mellan de olika blödningarna. Vilken ring med antenner som påverkades mest undersöktes också för att se om några slutsatser kunde dras om blödningens placering i höjddled.

## 3.2 Konstruktion av fantomer och konstgjort blod

Som utgångspunkt för skapandet av fantomer och konstgjort blod användes recept från examensarbetet *Detection of Traumatic Epidural and Subdural Haematomas in Brain Phantoms Using Microwave Technology* [18]. I tabell 3.3 visas receptet för fantomer, med permittivitet överensstämmande med medelvärdet för ett verkligt ben vid 1,5 GHz. I tabell 3.2 återfinns receptet för blodlösningen. Lösningar till blod och andra kroppsvävnader blandades till enligt recepten av socker, vatten och salt. Agar, som är ett geléämne som stelnar vid avkylning, användes för att få solida fantomer och blodstavar, medan lösning utan agar användes vid injiceringen som beskrivs senare i rapporten. Därefter mättes de dielektriska egenskaperna med hjälp av en prob.

Blod	Volymprocent
Vatten	67
Salt	1
Socker	26
Agar	6
Karamellfärg	1 droppe

**Tabell 3.2:** Recept för blodlösning som användes för att modellera en blödning i en fantom. Karamellfärgen tillsattes för att inte blanda ihop blodlösningen med andra lösningar och hade en försumbar inverkan på de dielektriska egenskaperna på grund av den lilla volymen.

Lår	Volymprocent
Vatten	41 %
Socker	53 %
Agar	6 %

**Tabell 3.3:** Recept för fantom som användes för medelvärde på hela benet. Mätningar på fantomen visade att bäst överensstämmande med mänsklig vävnad erhöles vid frekvenser omkring 1,5 GHz

För att få fram rätt dielektriska egenskaper till fantomerna beräknades ett medelvärde för permittivitet och konduktivitet i låret. Medelvärdet beräknades genom att studera bilder av tvärsnitt från ett lårben där arean för olika typer av vävnader uppskattades. De vävnader som togs med i beräkningen var hud, fett, muskulatur, ben och benmärg. De större blodkärlen i låret försumrades. Förhållandena mellan areorna för olika typer av vävnad användes till att beräkna medelpermittiviteten enligt formeln:

$$M_p = \frac{\sum_i p_i \cdot a_i}{\sum_i a_i}, \quad (3.5)$$

där  $p$  är vävnadstypernas permittivitet för en viss frekvens och  $a_i$  är arean för en viss vävnads tvärsnitt. Frekvensen valdes till 1,5 GHz eftersom patch-antennerna fungerar bra vid denna frekvens.

För att skapa själva fantomerna blandades lösningarna och göts sedan i en cylinderform. Lösningen hettades först upp för att få sockret att lösa sig helt. Sedan tillsattes agar som har en försumbar inverkan på de dielektriska egenskaperna. En del flytande lösning utan agar sparades för att kunna mäta de dielektriska egenskaperna, och hällas i det hål som karvats ut i fantomen där det konstgjorda blodet skulle placeras. Den massa

som efterliknade blod skars i stavar med olika dimensioner. Dessa stavar kunde sedan placeras i hålet vid mätningarna.

### 3.3 Experimentella mätningar av spridningsparametrar

För att mäta reflektion och transmission för olika antenner användes samma nätverksanalysator som för mätningar av dielektriska egenskaper, men här med en kompletterande switchlåda.

Som resultat av den nya varianten av mätning med nätverksanalysatorn erhöles reflektions- och transmissionskoefficienter  $\sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n S_{ij}$  för alla möjliga kombinationer av portar. Om endast två portar, det vill säga två antenner användes erhöles alltså värden på reflektion från port 1 ( $S_{11}$ ), transmission från port 1 till port 2 ( $S_{12}$ ), transmission från port 2 till port 1 ( $S_{21}$ ) och reflektion från port 2 ( $S_{22}$ ) för varje frekvens.

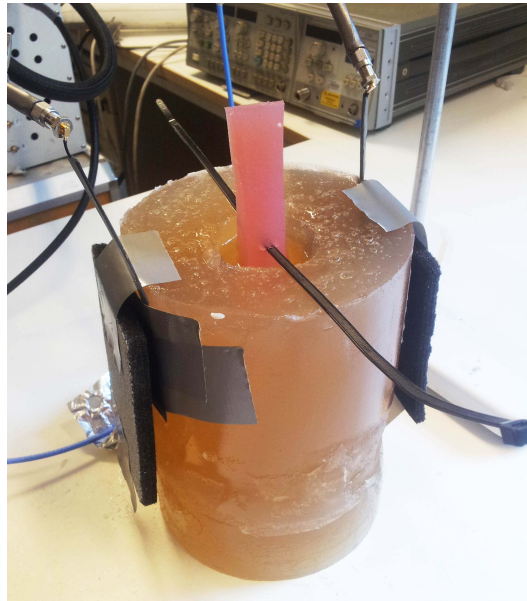
De mätningar som genomförts för att detektera blod kan delas upp i tre kategorier: mätningar på fantomer, mätningar på kött och mätningar på levande försöksobjekt. Gemensamt för mätningarna var att ett antal mätningar har genomförts på varje objekt för att undersöka systemets stabilitet och se effekterna av brus. Mätningarna på fantomerna genomfördes med alla typer av antenner för att kunna utvärdera vilken som var bäst. De senare mätningarna genomfördes med endast patch-antennen.

#### 3.3.1 Mätningar på fantomer

Syftet med dessa mätningar var att få tillräckligt med mätdata för att kunna säga någonting om antennernas potential att detektera bristningar, samt att kunna särskilja antennerna och bestämma vilken som fungerade bäst för våra ändamål. Mätningar har genomförts både med blödning och utan blödning. Blödningarna modellerades som tidigare nämnts med en stav av konstgjort blod placerad i fantomen.

På motstående sida av fantomen med diameter 15 cm placerades för varje antenntyp två antenner. I mitten av fantomen gröptes ett hål ur med diametern 12 cm. Utanför antennerna placerades isolerande material. Experimentuppställningen kan ses i figur 3.5. Tejp användes för att hålla antennerna på plats.

För varje antenntyp utfördes mätningar med tre olika storlekar på blödningar. Blödningarnas tvärsnitt mättes upp och var följande: 6,3 cm<sup>2</sup>, 2,3 cm<sup>2</sup> och 0,7 cm<sup>2</sup>. Blödningarna placerades i tur och ordning i mitten av det urgröpta hålet i fantomen. Hålet fylldes sedan igen med flytande lösning med samma permittivitet som fasta delen av fantomen. På så sätt omslöt blödningen med korrekt permittivitet och luft mellan blod och ben



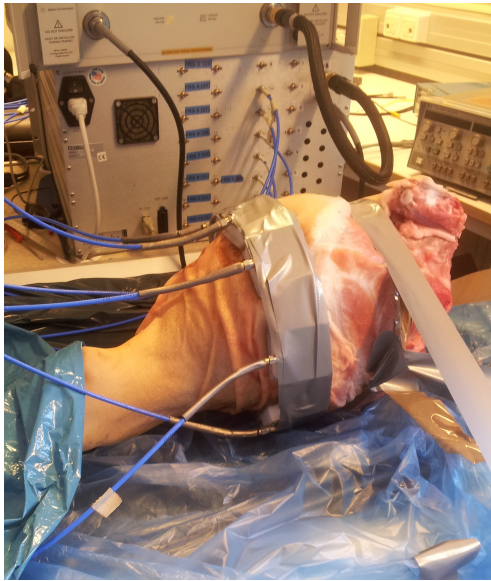
**Figur 3.5:** Uppställning för mätning på fantom med två antenner, i detta fall **FXP**-antennerna. Utanpå antennerna placerades isolerande material som hölls på plats med tejp. I mitten av fantomen gröptes ett hål ut där blodstaven placerades. Därefter fylldes hålet igen med flytande lösning.

undveks. Dessa mätningar genomfördes för att se hur storleken på blödningen påverkade S-parametrarna. För varje storlek på blod genomfördes fem mätningar för att kunna göra en medelvärdesberäkning och minska effekterna av brus.

### 3.3.2 Mätningar på grisben med injicerad koksalt- och blodlösning

För att få mer realistiska mätningar, jämfört med fantommätningarna, injicerades koksaltlösning och blodlösning i ett grisben. Koksaltlösningen var av samma typ som används inom vården och tillhandahölls av en läkare. Blodlösningen var samma blandning av vatten, socker och salt som användes vid mätningarna på fantomer fast i flytande form, det vill säga utan agar. Sex patch-antennerna tejpades fast runt benet. Grisbenet var placerat på två olika sätt, vilka tillsammans med resten av experimentuppställningarna visas i figur 3.6. En skiss över antennernas relativa placering för de två mätuppställningarna visas i figur 3.7. För att minimera störningar placerades kablarna så att de kunde hållas stilla under alla mätningar.



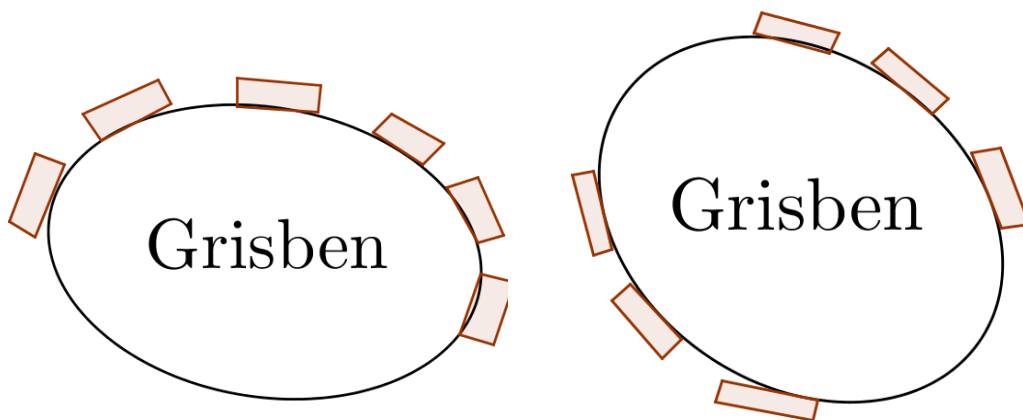


(a) Liggande grisben med sex patch-antennor jämnt placerade runt hamstringsmuskeln.



(b) Stående grisben med sex patch-antennor placerade i två grupper om tre.

**Figur 3.6:** Uppställning för mätning på grisben med injicerad koksalt- och blodlösning.



(a) Schematisk bild över antennernas placering vid mätning på liggande grisben. Då grisbenet var placerat i en liggande position placerades inte antennerna jämnt fördelat över hela benet.

(b) Schematisk bild över antennernas placering vid mätning på stående grisben. Med ett stående ben kunde antennerna placeras mer utspritt runt hela benet. Antennerna var placerade i två grupper om tre placerade mitt emot varandra.

**Figur 3.7:** Antennernas placering vid mätningar på grisben. De rosafärgade rektanglarna motsvarar patch-antennernas placering relativt varandra.



Två sprutor användes vid injiceringen. Först utfördes en mätning innan sprutorna stacks in i benet, för att undersöka sprutornas påverkan. Därefter genomfördes en mätning när sprutorna var instuckna i benet, men utan att injicera någon lösning, för att undersöka hur nålen inverkar på mätningarna.

Därefter genomfördes ett antal mätningar där koksaltlösning injicerades med den ena sprutan och blodlösning med den andra. Nålar fick sitta kvar mellan injiceringarna för att vara säkra på att nålen hamnar på samma ställe i benet vid varje injektion, samt minimera risken att röra på grisbenet. Tre mätningar genomfördes med volymerna 1, 2, 4, 6, 8, 10, 15, 20, 25 och 30 ml av varje typ av lösning. För den första uppställningen, med liggande grisben, injicerades koksalt- och blodlösning samtidigt, men vid de senare mätningarna (uppställning 2), injicerades all koksaltlösning först och därefter blodlösningen.

### 3.3.3 Mätningar på muskler i vila respektive efter aktivitet

Målet med mätningarna på levande försöksobjekt var att se huruvida ett ökat blodflöde i musklerna kunde skapa skillnader i de uppmätta S-parametrarna. För att testa detta fick försökspersonerna utföra olika fysiska övningar för att öka blodflödet genom musklerna. Mätningar genomfördes innan och efter aktivitet.

För dessa mätningar användes sex patch-antennor. Dessa placerades på försöksobjektets ben enligt 3.8. Försökspersonen fick utföra fysisk aktivitet tills pulsen översteg 180 slag per minut. Därefter fästes antennorna runt ena låret och mätningarna utfördes samtidigt som pulsen sjönk från 180 till 160, 140 respektive 120. Denna mätningssekvens utfördes fem gånger. Antennorna fästes på samma ben varje gång med en förutbestämd antenn som placerades på samma ställe, med så god noggrannhet som möjligt.

Vid ett annat tillfälle aktiverades istället muskeln genom styrketräningsövningar. På så vis kunde aktiveringen fokuseras på just hamstringsmuskeln. Med en och samma belastning utförde försöksobjektet samma övning i tre omgångar. Vid vila och efter varje omgång gjordes fem mätningar där antennorna satt kvar kring låret under rörelserna.

### En mätning på mänskligt försöksobjekt



**Figur 3.8:** Uppställningen för en mätning med försöksobjektets lårmuskel i vila respektive aktiverat tillstånd.

#### 3.3.4 Behandling av mätdata

Från alla mätningarna erhöles reflektions- transmissionsdata för de olika antennerna. Grafer över amplitud och fas som funktion av frekvens togs fram i MATLAB för att undersöka huruvida det gick att urskilja några skillnader med blotta ögat. Vidare användes *Good Data Ratio* (GDR) för att se hur stor andel av signalerna som skiljde sig från referensmätningarna. Andra analysmetoder utelämnades då själva syftet med mätningarna var främst att undersöka möjligheten för detektering av muskelbristningar.

### 3.4 Mätning av dielektriska egenskaper

För att konfirmera att de konstruerade fantomerna och de konstgjorda blodet hade liknande egenskaper som mänsklig vävnad behövde de dielektriska egenskaperna, det vill säga permittivitet ( $\epsilon_r$ ) och konduktivitet ( $\sigma$ ) mätas. En programmerbar nätverksanalysator (*PNA Series Network Analyzer*, 10 MHz-20 GHz, *Agilent Technologies E8362B*) tillsammans med en dielektrisk prob (*Dielectric Probe Kit*, *Agilent Technologies 85070E*)

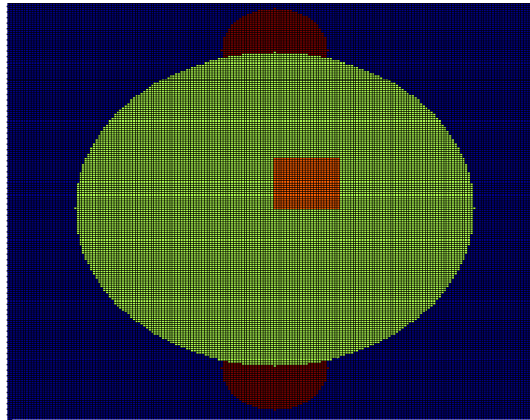
användes för att mäta de dielektriska egenskaperna. Från mätningen erhöles real- och imaginärdelen för den komplexa permittiviteten. Realdelen gav då den relativa permittiviteten  $\epsilon_r$  och utifrån imaginärdelen kunde konduktiviteten beräknas med ekvation 2.5.

Mätningar av de dielektriska egenskaperna gjordes på de muskel- och blodfantomer som skapades samt blod- och saltvattenlösningen som användes vid mätningarna på grisbenet. Alla dessa mätningar gjordes på vätskor innan agar hade tillsatts som får fantomen att stelna. Detta för att det är lättare att få bra kontaktytor och därmed mer tillförlitliga mätningar om mätobjektet är flytande. De dielektriska egenskaperna mättes också på två delar av grislårets *quadriceps* efter att den ena delen injicerats med konstgjort blod. I den muskeln som injicerats hade vätskan spridit ut sig jämnt och sugits upp av vävnaden. Ingen vätska hade tagit sig ut genom muskelhinnan.

### 3.5 Verkliga experiment simulerade med dator

För att kunna använda simuleringarna för att dra slutsatser måste dessa jämföras med experimentella mätningar. Om simuleringarna skiljer sig allt för mycket från riktiga mätningar får man utvärdera huruvida simuleringarna går att använda över huvud taget. En annan möjlighet skulle kunna vara att ändra i datormodellen för att få resultatet mer likt verkligheten.

Själva jämförelsen gick ut på att en datormodell skapades för att efterlikna de fantomer som användes i experimenten i avsnitt 3.3.1. Samma mått på datormodellen som på fantomen användes. På fantomen i labbet mättes permittiviteten och konduktiviteten. I datormodellen användes sedan dessa uppmätta värden vid frekvensen 1,5 GHz. Två stycken antenner placerades runt modellerna varpå stavar med blod infördes för att efterlikna blödningar se figur 3.9. GDR för transmission och en visuell jämförelse av S-parametrarna genomfördes för att jämföra resultat.



**Figur 3.9:** Modell av fantom simulerad i datorn. De röda halv cylindrarna i botten och toppen av figuren visar de vattencylindrar som antennerna placerades i. Den röda fyrkanten i mitten motsvarar en av de blodstavarna som användes i de experimentella mätningarna.

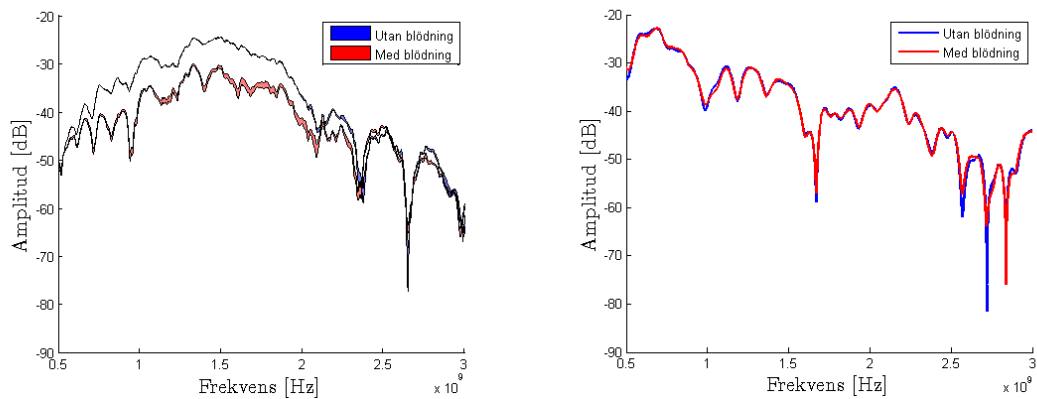
# 4

## Resultat

I detta kapitel presenteras resultaten från mätningarna och simuleringarna. Resultatet presenteras huvudsakligen med hjälp av tre typer av figurer, en där GDR varierar som funktion av felmarginalen, en då GDR beräknas med den uppmätta osäkerheten för respektive mätning och i den sista typen ser man styrkan och beteendet på spridningsparametrarna.

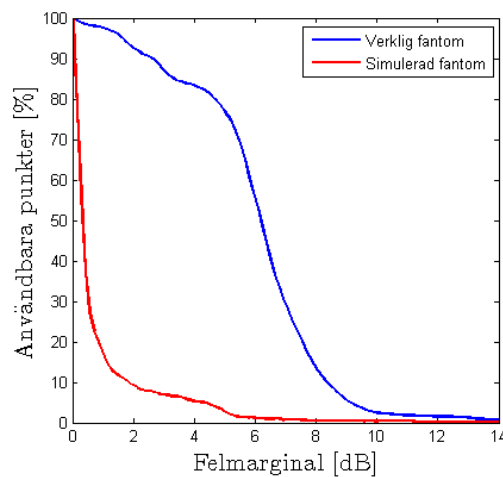
### 4.1 Väsentliga skillnader mellan experimentella mätningar och simuleringar

När exakt samma experiment som gjordes i labbet simulerades i datorn (se avsnitt 3.5) framkom det att stora skillnader fanns. I figur 4.1 kan amplituden av signaler mellan två antenner ses. Signaler för fantom och datormodell är uppritade med och utan blödning. I figur 4.1 visas de intervall för vilka de fem mätningarna i labbet hamnade inom.



**Figur 4.1:** Amplitud för signaler från mätningar och simuleringar i vänstra respektive högra figuren. I vänstra figuren är intervallet vilka fem mätningar hamnade inom uppritade.

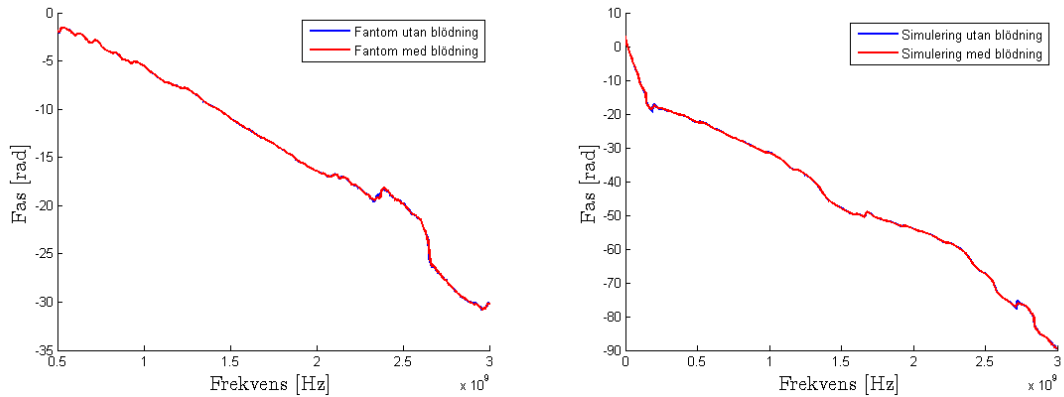
Amplituden för de simulerade signalerna och signalerna från mätningarna ligger på ungefär samma nivå innan blödningen infördes även om formen skiljer sig åt mellan signalerna. Den stora skillnaden mellan simulering och mätningen i labbet uppstår dock när en blödning införs. Notera den stora förändring som sker i amplitud hos signalen i den verkliga fantomen. I simuleringen sker en förändring men den är svår att se med blotta ögat. Detta illustreras även tydligt i figur 4.2 där GDR som funktion av felmarginal är uppritat.



**Figur 4.2:** Jämförelse mellan GDR för experimentell mätning och simulering. Den blå linjen visar GDR för en experimentell mätning, medan den röda linjen är GDR för samma typ av mätning fast simulerad i datorn.

Även fasen skiljer sig mellan de experimentella mätningarna och simuleringen. I figur

4.3 är fasen uppritade för fantom och datormodell med och utan blödning. I både simuleringen och i de experimentella mätningarna är skillnaderna så små att de knappt går att urskilja med ögat. Den tydligaste skillnaden mellan simulering och mätningar är här att fasen för simuleringarna ändras mycket mer.



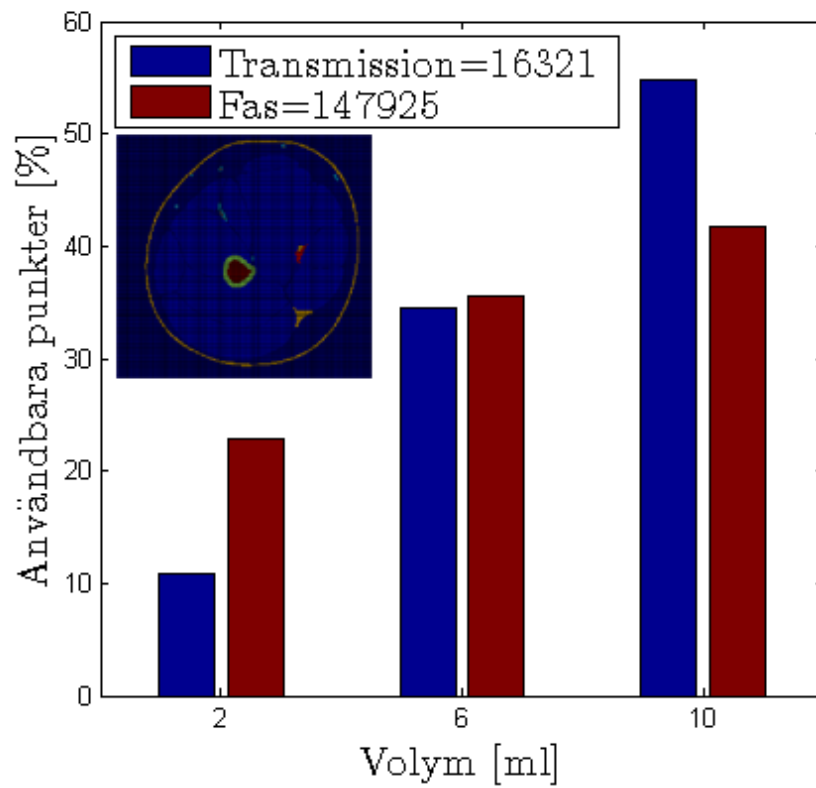
(a) Fas för signalen vid mätning på fantom.

(b) Fas för signalen från datorsimuleringen.

**Figur 4.3:** I figuren med fas för signalen vid mätning på fantom är två godtyckliga signaler. En med blödning och en utan.

## 4.2 Datorsimuleringar

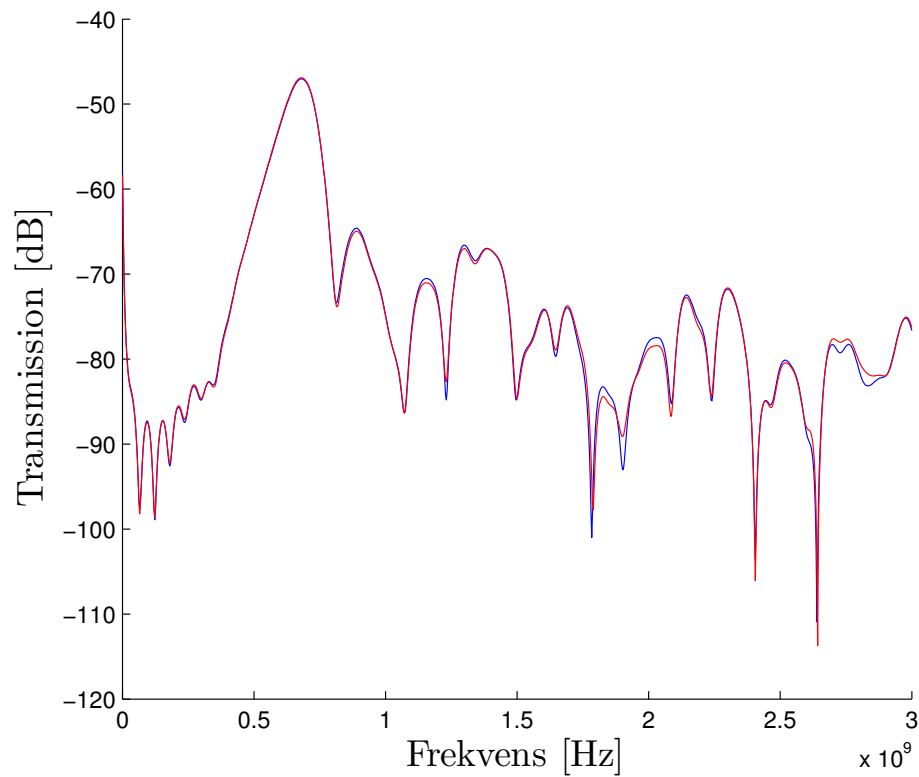
Det viktigaste resultatet från simuleringarna är att GDR ökar med volymen på blödningen för en given placering av denna. Ett exempel på detta ses i figur 4.4, där andelen användbara punkter för tre olika blodstorlekar visas. Detta gäller för både transmission och fas för samtliga simuleringar som har gjorts.



**Figur 4.4:** GDR för både transmission och fas för olika blodvolymen för en given position på blödningen. GDR ökar med blodvolymen. Bilden uppe i vänstra hörnet visar blödningens position.

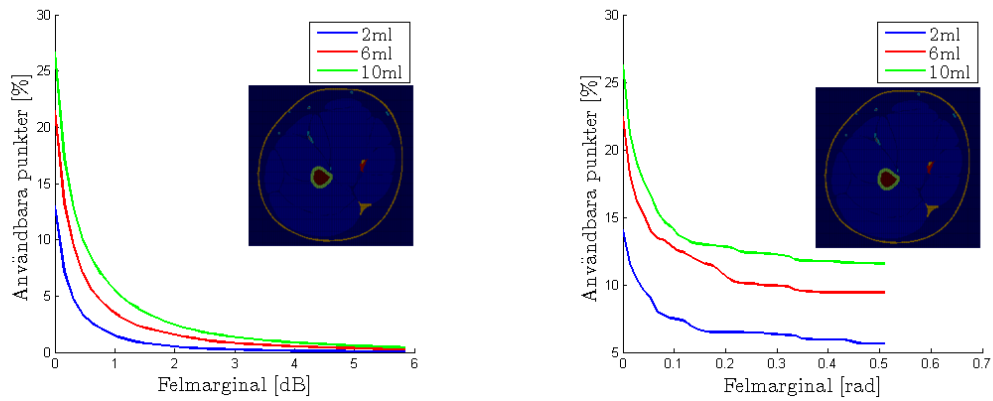
Exempel på hur S-parametrarna kan se ut från en simulering visas i figur 4.5. Störst är skillnaden för frekvenser över 1 GHz. Notera även att en stor del av signalerna är svaga; amplitud under -80 GHz är vanligt förekommande.





**Figur 4.5:** Kurvorna visar S-parametrarna för den anten kombination som gav störst andel användbar data, i det här fallet antenn 8 och 10 vilka båda är placerade i den mellersta ringen. Det som simulerats är en 6 ml stor blödning placerad i *biceps femoris*. Röd kurva visar S-parametrar utan blödning och blå kurva visar S-parametrar med blödning.

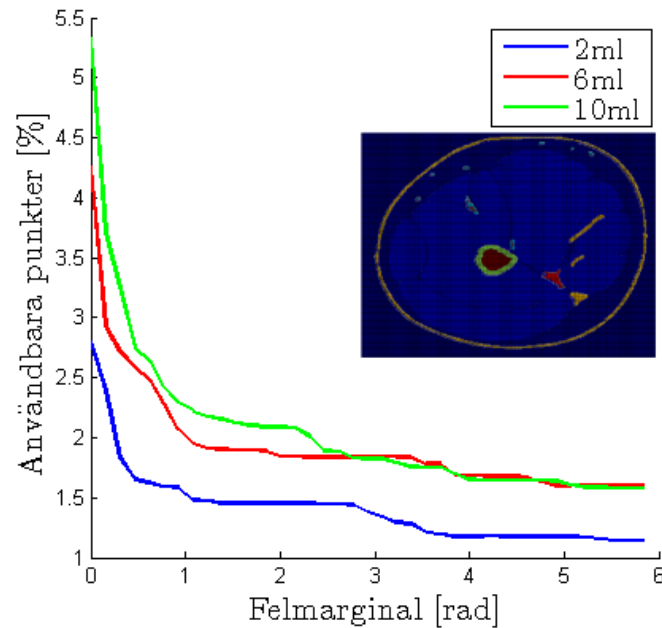
Genom att plotta GDR mot felmarginalerna  $A_{dB}^{error}$  och  $\theta^{error}$  för transmission respektive fas fås information om huruvida GDR ökar med blodvolymen oberoende av felmarginal. Detta samband gäller för transmissionen för samtliga simuleringar som har gjorts. I figur 4.6 ses exempel på hur dessa kurvor ser ut för fas och transmission.



(a) GDR för transmission från en simulerad in- (b) GDR för fas från en simulerad intermuskulär termuskulär blödning. blödning.

**Figur 4.6:** GDR som funktion av felmarginal för fas respektive amplitud. De tre kurvorna motsvarar tre olika blodvolymmer för en given position. GDR är alltid större för en större volym oavsett felmarginal. Blödningarna markeras med rött i de mindre infällda blå figurerna.

Gällande fasen finns ett undantag vid höga felmarginaler vilket illustreras i figur 4.7. Figuren visar GDR för fasen vid en simulering där blödningen är placerad som i den mindre blå figuren. Man kan se att kurvorna som motsvarar volymerna 6 ml och 10 ml korsar varandra flera gånger vid felmarginaler större än 0,2 rad.



**Figur 4.7:** Figuren visar det enda undantaget där GDR slutar öka med blodvolym för stora felmarginaler. GDR ökar ej längre med blodvolymen mellan 0,2 och 0,3 radianer vilket motsvarar 11-17 grader.

#### 4.2.1 GDR för olika placeringar av blödningar

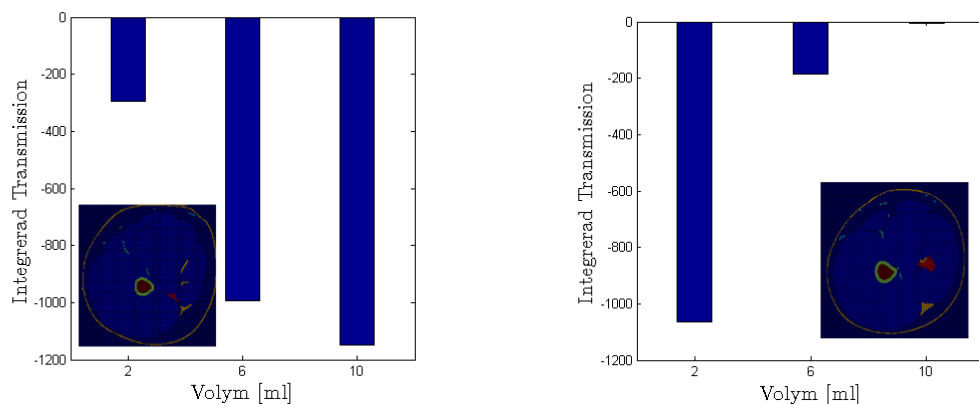
För en given blodplacering med varierande blodvolym är det relativt ofta samma antennpar som ger mest bidrag till GDR. Från 2D-simuleringen verkade detta som ett möjligt allmängiltigt samband, men det gäller inte i allmänhet om man undersöker 3D-simuleringarna. Av de 17 realistiska blödningarna, med tre olika storlekar för varje blödning som har simulerats, gäller detta för 9 av dessa 17. I de blödningar där olika antennpar ger mest bidrag till GDR för olika blodolymer är skillnaden mellan dessa antennpar ofta liten. I undersökningen av vilken ring av antenner som gav mest bidrag till GDR kunde ett klart samband ses med blödningens placering i höjddled. Om blödningen låg i höjd med den översta ringen var det också denna ring av antenner som gav störst bidrag till GDR och detta stämde i samtliga fall av simuleringarna. Ringen som låg längst ifrån blödningen gav alltid minst bidrag till GDR. Det kan också nämnas att det antennpar som gav högst bidrag till GDR inte alltid låg i en ring utan kunde fås av två antenner i olika ringar. Det verkar svårt att, utan en noggrannare analys, förklara varför vissa blödningar ger mycket mer användbar data än andra blödningar, mer än att antennenpositionerna i förhållande till blödningen spelar stor roll. Tabell 4.1 visar hur stor skillnaderna kan vara. För en intramuskulär, ytlig blödning var GDR 1522 punkter, medan för en intermuskulär blödning placerad 5 cm in i benet, var GDR 89765 punkter.

	Blödning 1	Blödning 2
2 ml	234	86242
6 ml	1522	89765
10 ml	2952	90986

**Tabell 4.1:** Antalet användbara punkter för två olika typer av blödningar. Blödning 1 är en intramuskulär, ytlig blödning medan blödning 2 är en intermuskulär blödning cirka 5 cm in i benet. De skiljer sig 3 cm i höjdd.

### 4.2.2 Integrerad transmission

En möjlighet som undersöktes var om transmissionen minskar med blodvolym. Det är ofta fallet men det finns flera undantag från detta vilket gör att det inte gäller generellt, vilket kan ses i figur 4.8. I figuren visas den integrerade transmissionen för två olika typer av blödningar. I figur 4.8a minskar transmissionen med ökad blodvolym, men i figur 4.8b ökar den däremot. Skillnaden mellan de två blödningarna var att den förstnämnda var en intermuskulär blödning i *biceps femoris* medan den andra var en intramuskulär blödning som läckt ut intermuskulärt i *semitendinosus*.



**(a)** Integrerad transmission för en blödning i olika storlekar. Den simulerade blödningen är en intermuskulär blödning i *biceps femoris*. **(b)** Integrerad transmission för olika storlekar på blödning. Den simulerade blödningen är en intramuskulär blödning som läckt ut intermuskulärt i *semitendinosus*.

**Figur 4.8:** Integrerad transmission för två olika typer av blödningar i olika storlekar efter subtraktion med den integrerade transmissionen utan blödning. Den integrerade transmissionen minskar med blödningens volym i det första fallet medan den i det andra fallet ökar med dito.

### 4.2.3 Skillnader mellan olika typer av blödningar

För kompressionsrupturer simulerades blödningen med enbart blod och blödningar som dragit till sig vätska. Från dessa simuleringar kan en viss skillnad ses, vilket är väntat eftersom dessa blödningar har olika dielektriska egenskaper. Utan att göra många fler simuleringar är det dock svårt att dra några slutsatser från dessa skillnader. De olika typer av simuleringar som har utförts visar inget tydligt samband mellan GDR eller integrerad transmission, men det finns indikationer på att en djup blödning ger en jämnare fördelning på vilka antenner som bidrar mest till mängden användbar data, jämfört med en ytlig blödning.

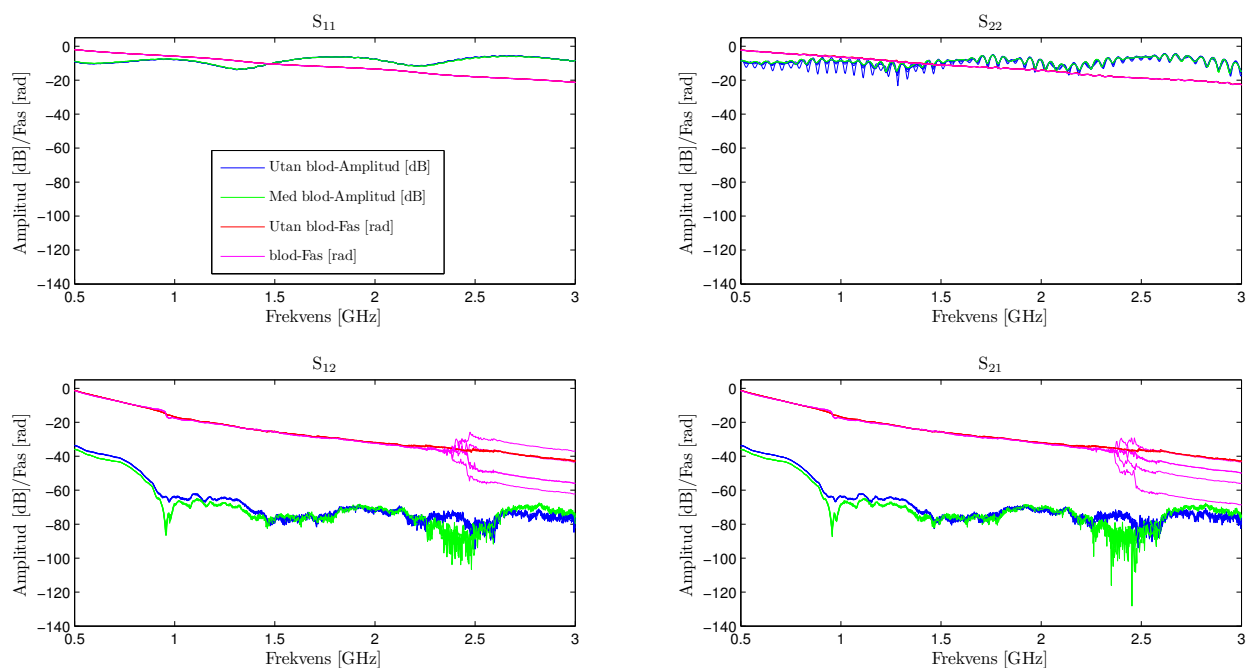
## 4.3 Experimentella mätningar av spridningsparametrar

I denna del redovisas resultat från de experimentella mätningarna med mikrovågor gjorda på fantomer, ett grislår och försökspersoner. Målet med mätningarna på fantomerna och grislåret var att detektera de olika blödningar som placerades i objektet. Mätningar på försökspersoner gjordes för att upptäcka eventuell skillnad av blodmängd i låret vid hög och låg puls samt innan och efter styrketräning.

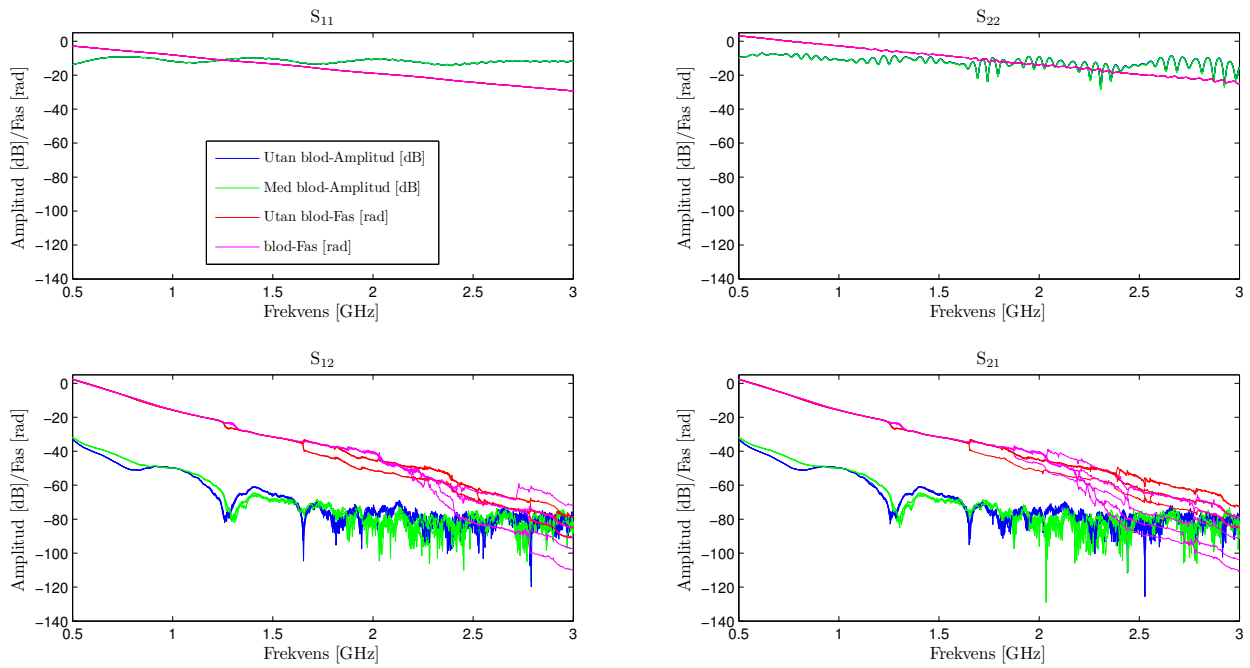
### 4.3.1 Fantomer med konstgjord blödning

Mätningarna på fantomen understryker hypotesen att blödningar kan detekteras med mikrovågstekniken.

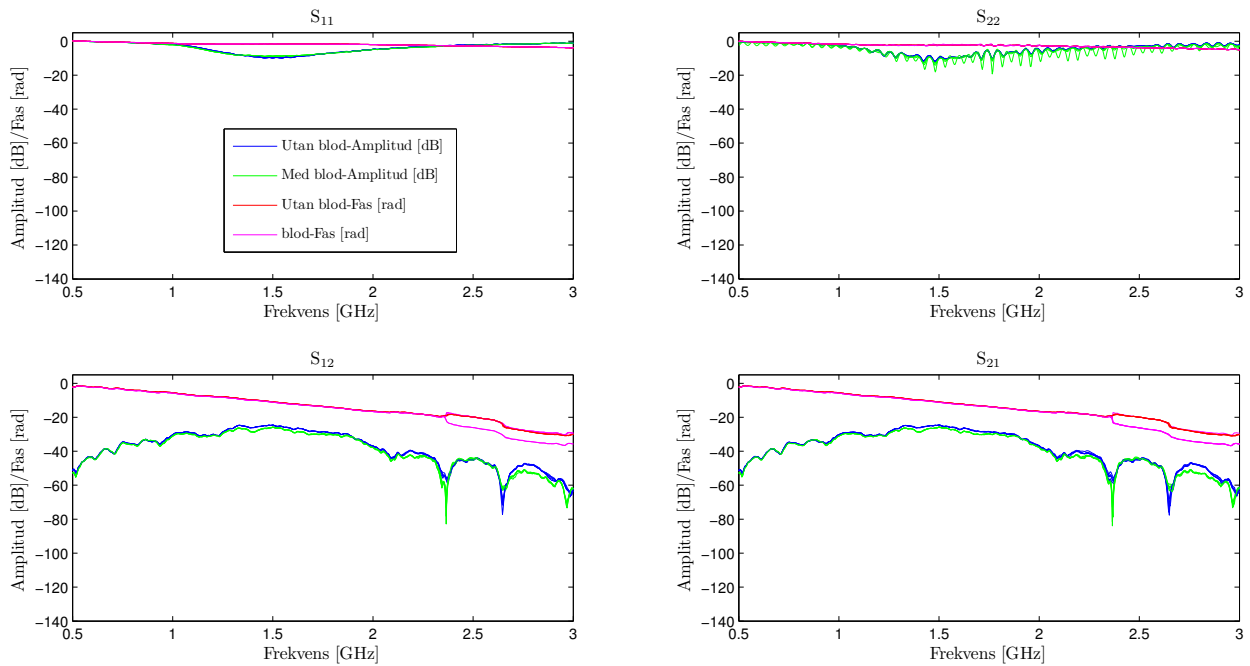
I figur 4.9, 4.10 och 4.11 visas resultatet vid en typisk mätning på en fantom med och utan blod. Amplitud och fas visas för  $S_{11}$ ,  $S_{22}$ ,  $S_{12}$  och  $S_{21}$ . Noterbart är hur de två olika signalerna, det vill säga signalen från fantom med blod och signalen från fantom utan blod, är separerade i större delen av frekvensintervallet för  $S_{12}$  och  $S_{21}$ . Reflektionen, det vill säga  $S_{11}$  och  $S_{22}$  är nästintill identiska. Dock kan man se att amplituden för  $S_{22}$  oscillerar kraftigt jämfört med  $S_{11}$ . De tre figurerna representerar resultatet från en mätning med FXP i figur 4.9, FXU i 4.10 och patch-antennen i 4.11. Samma experimentupställning användes för alla tre antennerna.



**Figur 4.9:** Transmission och reflektion vid mätning på en fantom med två FXP-antennor. Den blå linjen är en mätning med blod i fantomen och den gröna utan blod. Uppmärksamma brusgolvet på -80 dB som signalen går in i runt frekvensen 2,5 GHz.



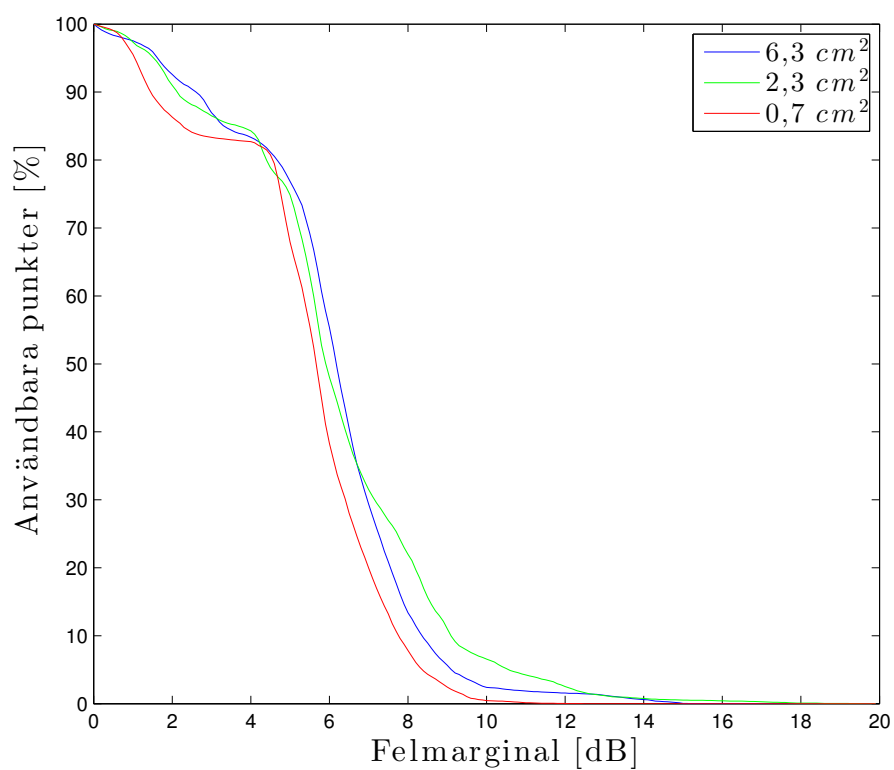
**Figur 4.10:** Amplituden och fas vid en mätning med och utan blod i en fantom. Notera hur tidigt signalen försvinner i brusgolvet på -80 dB relativt de två andra antenntyperna, jämför med figur 4.9 och 4.11. I figuren ser man dessutom tydligt att man inte kan använda fassen under det frekvensintervall där signalen ligger under brusgolvet.



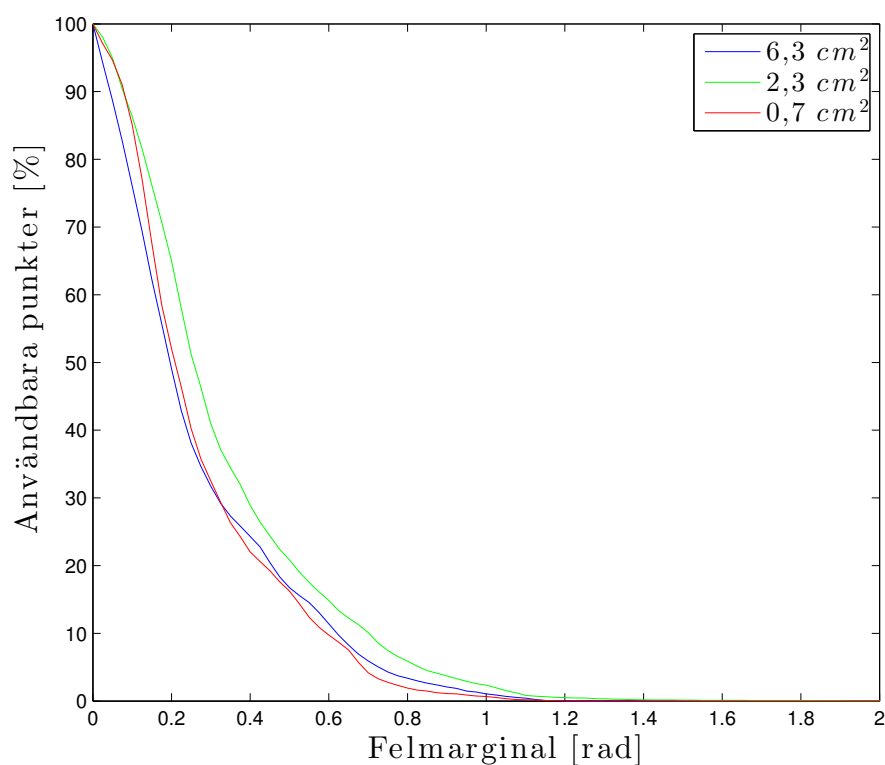
**Figur 4.11:** Amplitud och fas vid en mätning med och utan blod i en fantom. Uppmärksamma den höga amplitudsignalen relativt de två andra antenntyperna (figur 4.9 och 4.10), samt lägg märke till hur fassen reagerar kraftigt när signalen träffar brusgolvet strax innan 2,5 GHz.

I figur 4.12 och 4.13 visas GDR som funktion av felmarginalen. Man kan se att då felmarginalen för mätresultaten ökar, minskar antalet användbara mätpunkter drastiskt för alla blodstorlekar. För amplituden är blödningsen med tvärsnittet  $6,3\text{ cm}^2$  störst vid majoriteten av stigande felmarginaler. Dock sjunker den snabbare  $2,3\text{ cm}^2$  vid högre felmarginaler. För fassen är det svårare att avgöra vilka blödningsar som ger bäst resultat.



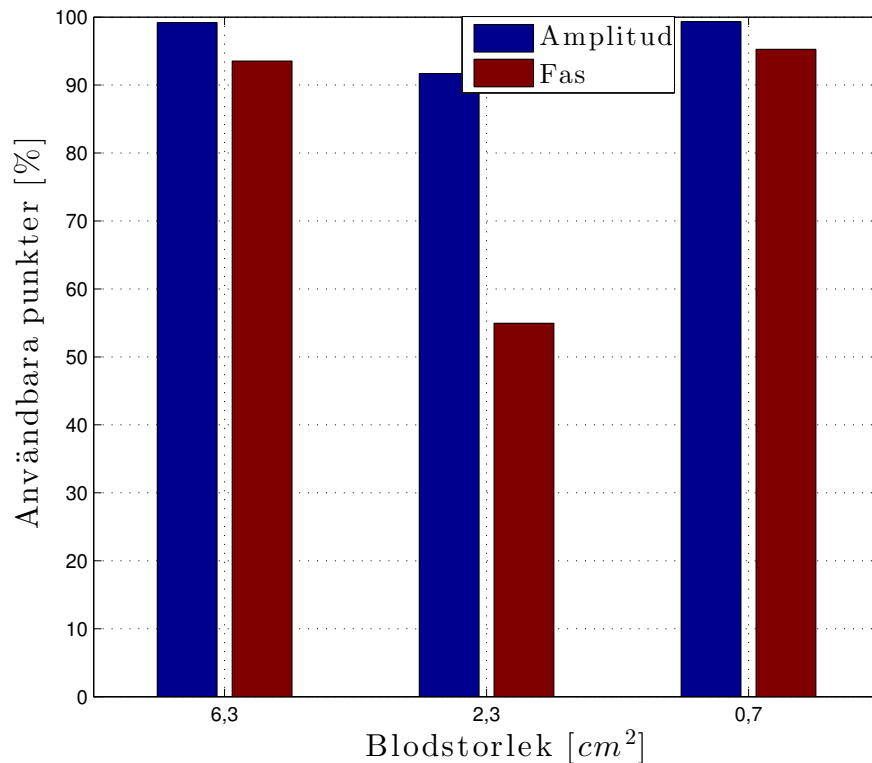


**Figur 4.12:** GDR som funktion av felmarginalen för amplituden från en mätning på en fantom med olika stora blödningar.



**Figur 4.13:** GDR för fas vid olika felmarginaler

Blockdiagrammet i figur 4.14 visar antalet användbara punkter i procent för både amplitud och fas med felmarginalen som är uppmätt från mätningarna på fantomen utan blod. Antalet användbara mätpunkter för amplitud är störst för blödningsen på 0,7 cm<sup>2</sup>, tätt följt av 6,3 cm<sup>2</sup> och sist 2,3 cm<sup>2</sup>. För fasen gäller att den minsta blödningsen har störst GDR vid den givna felmarginalen tätt följt av 6,3 cm<sup>2</sup> och till sist 2,3 cm<sup>2</sup>.



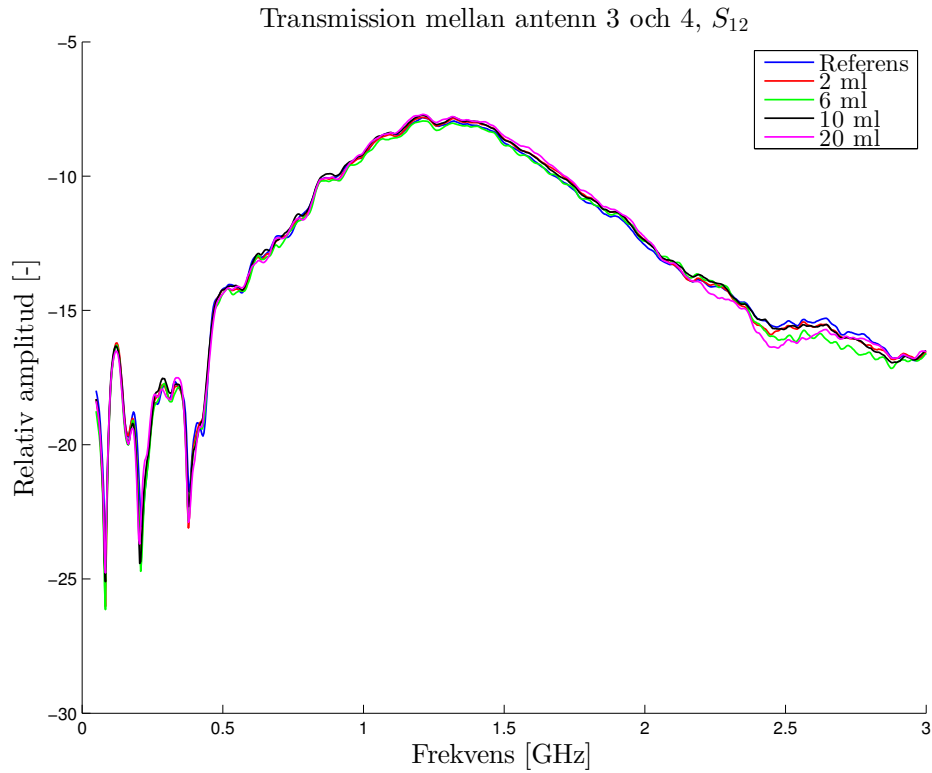
**Figur 4.14:** GDR för fas (röda staplar) respektive amplitud (blå staplar) vid given felmarginal som beräknas med hjälp av referensmätningen utan konstgjord blödning.

### 4.3.2 Injicering av koksalt- och blodlösning i grisben

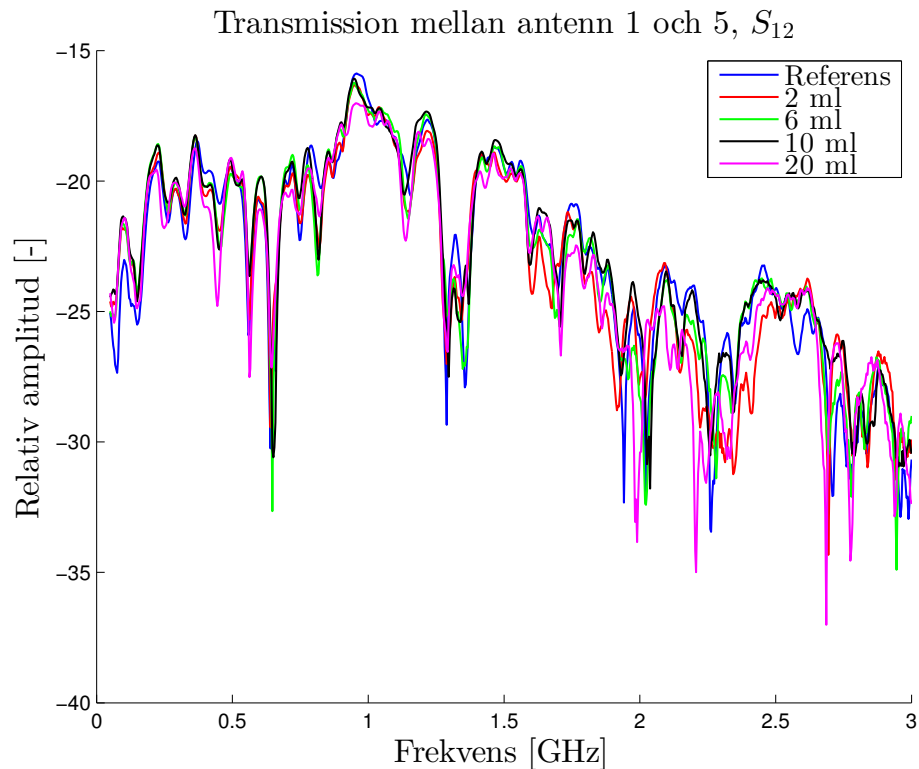
De olika mätningarna med injicerad vätska jämfördes med referensmätningen med sprutorna placerade i benet. Ett exempel på en signal där skillnaden syntes tydligt visas i figur 4.15. Den blå kurvan markerar referensmätningen utan injicerad vätska och de andra kurvorna markerar mätningar med 2, 6, 10 respektive 20 ml injicerade av vardera vätskor. Varje kurva visar medelvärde av de mätningar som utfördes vid varje injicerad volym. Man kan se att kurvorna skiljer sig åt vid många frekvenser och att skillnaderna blir större vid höga frekvenser.

Resultatet skiljde sig dock mycket åt beroende på vilken signal som studeras. I figur 4.15 visas resultatet från signalen  $S_{12}$  för transmission mellan antenn 3 och 4, vilka var placerade nära den punkt där vätskan injicerades. Om man istället studerar transmission mellan två antenner som var placerade längre ifrån sprutorna kunde dessa skillnader inte längre upptäckas. Ett exempel på detta visas i figur 4.16, som illustrerar transmissionen

mellan antenn 1 och 5. Signalerna verkar mer godtyckliga och det går inte att dra några slutsatser om blodets betydelse för transmissionen mellan de två antennerna.



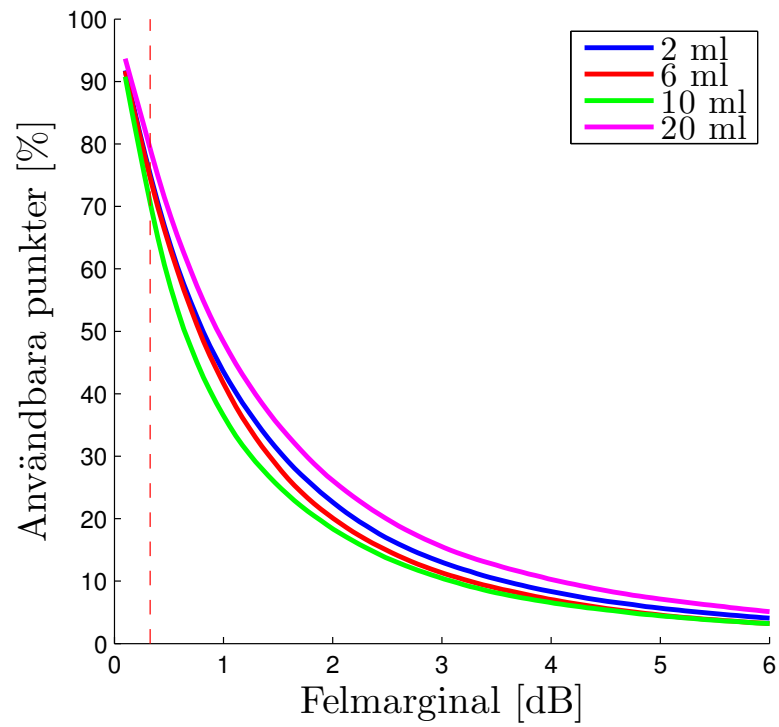
**Figur 4.15:** Transmission mellan antenn 3 och antenn 4 för olika volymer på injicerad koksalt- och blodlösning i en grismuskel. Antennerna var placerade nära punkten där blodlösningen injicerades. Som man kan se skiljer sig transmissionen åt mellan storleken på blödning. Skillnaden varierar med frekvensen och är större för högre frekvenser.



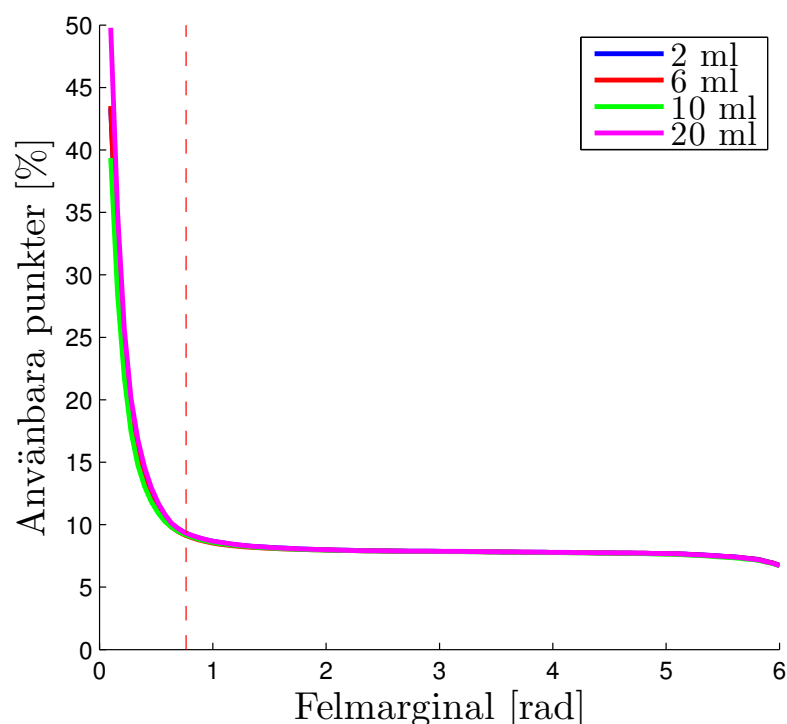
**Figur 4.16:** Transmission mellan antenn 1 och antenn 5 för olika volymer på injicerad koksalt- och blodlösning i en grismuskel. Antennerna var placerade långt från varandra. Här är det betydligt svårare att kunna dra några slutsatser om blodets betydelse för transmissionen.

För de mätningar när grisbenet var upprätt istället för liggande överensstämde resultaten med resultaten från mätningar då grisbenet låg ner.

Förutom att studera transmissionen har även GDR beräknats enligt metoden i kapitel 2.4, där alla mätningar har jämförts med referensmätningen med nålar instuckna men utan injicerad lösning. I figur 4.17 och figur 4.18 visas GDR för amplitud respektive fas summerat för alla kombinationer av antennenpar för olika felmarginaler. Värdena är medelvärden beräknade från fem likadana mätningar. Antalet användbara punkter minskar alltid med ökad felmarginal. Antalet användbara punkter skiljer sig mellan de olika mätningarna på olika volymer på injicerad lösning. Man kan se att GDR är störst för volymen 20 ml, därefter i fallande ordning: 2 ml, 6 ml, 10 ml för både amplitud och fas. Dock är skillnaderna tydligare för fasen.



**Figur 4.17:** *Good Data Ratio* för amplitud för olika felmarginaler vid injicering av 2, 6, 10 respektive 20 ml koksalt- och blodlösning i grisben. GDR avtar med ökad felmarginal och varierar beroende på volymen av den injicerade lösningen.



**Figur 4.18:** *Good Data Ratio* för fas för olika felmarginaler vid injicering av 2, 6, 10 respektive 20 ml koksalt- och blodlösning i grisben. GDR avtar med ökad felmarginal och varierar beroende på volymen av den injicerade lösningen. GDR för de olika volymerna är väldigt lika varandra, men för låga värden på felmarginalen är GDR för injektionen med 20 ml något högre.

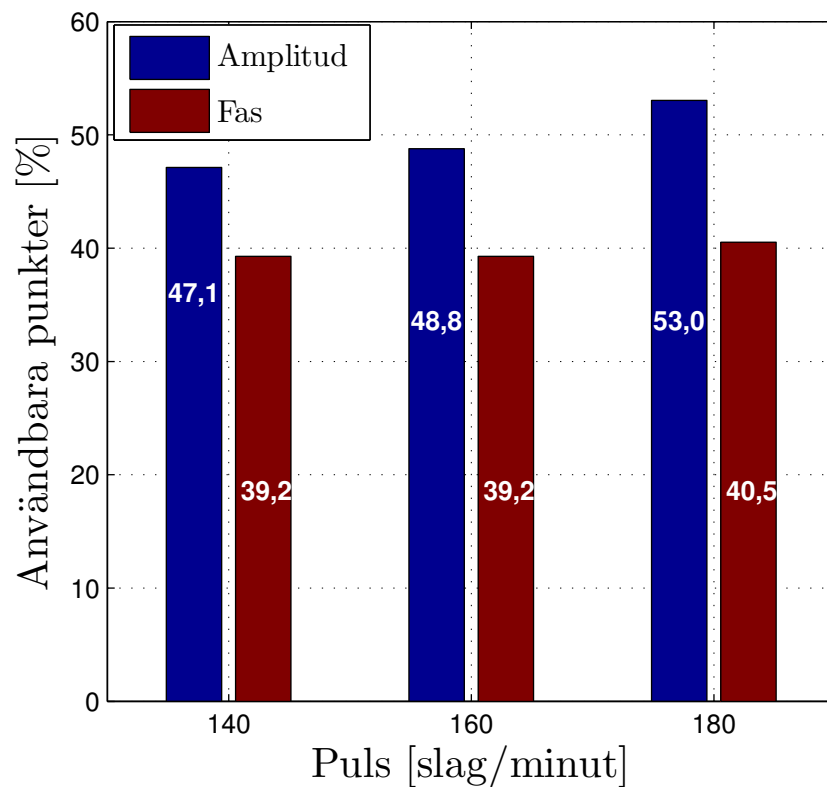
Efter mätningarna gjordes ett snitt i grismuskeln upp för att studera hur vätskan hade lagt sig. Det visade sig att vätskan spred ut sig men stannade kvar innanför muskelhinnan och lade sig ungefär 1.5 cm under muskelhinnan. Detta liknar hur blodet lägger sig vid en muskelbristning vilket ger tyngd till resultaten.

### 4.3.3 Skillnad mellan aktiverad och utvilad muskel

Som avsnitt 3.3.3 redogjorde för utfördes två sorters experiment för att utreda huruvida en ökad volym blod i benet kunde detekteras vid aktivitet. I figur 4.19 visas andelen användbara punkter för den felmarginal som uppmätts. GDR verkar stiga med pulsen för både fasen och amplituden, dock reagerar inte fasen lika mycket som amplituden. Figurerna 4.20 och 4.21 beskriver hur GDR varierar med den tillåtna felmarginalen som används i beräkningen av GDR. Även om fasen reagerade mycket mindre på pulsen samt hade lägre andel användbara punkter, kan det avläsas från figur 4.20 att osäkerheten i

mätningen kunde vara ungefär sex gånger så stor som den var vid själva mättillfället och det skulle ändå gå att se skillnad på fasen för en mätning på utvilad muskel respektive mätning på aktiverad muskel.

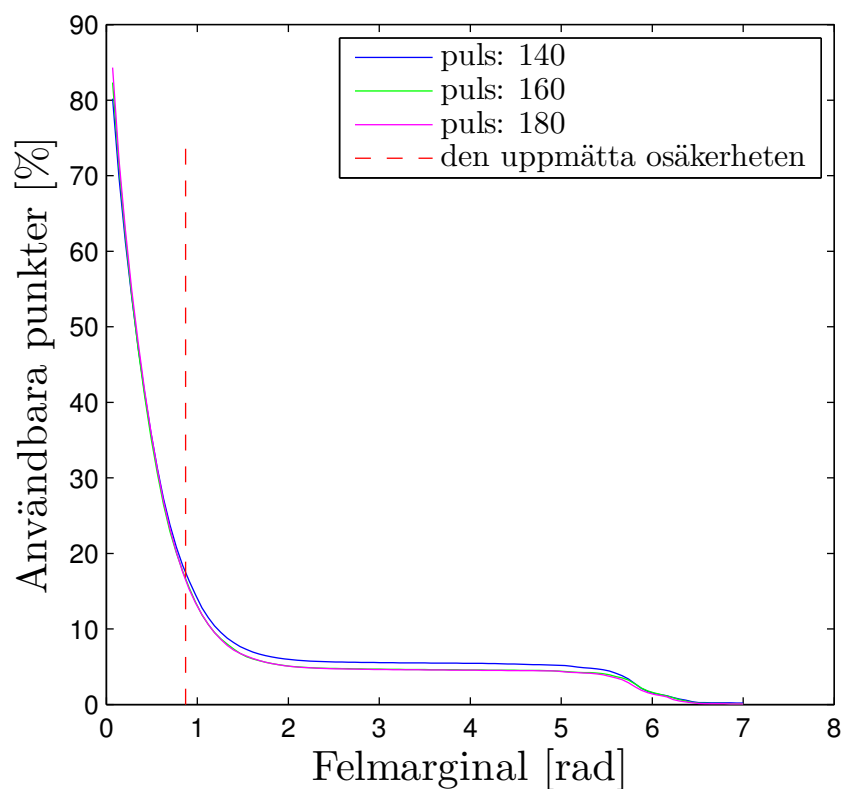
**GDR för fasen och amplituden med den uppmätta felmarginalen vid mätning som undersökte huruvida blodflödet kopplat till pulsen kunde upptäckas**



**Figur 4.19:** Andelen användbara mätpunkter vid jämförelse mellan en specifik puls och referenspulsen (120 slag per minut). Den felmarginal som har använts i beräkningen är den uppmätta felmarginalen, var medelvärde över alla frekvenser och signaler är den felmarginal som har angivits i figur 4.20 för fasen respektive figur 4.21 för transmissionen.

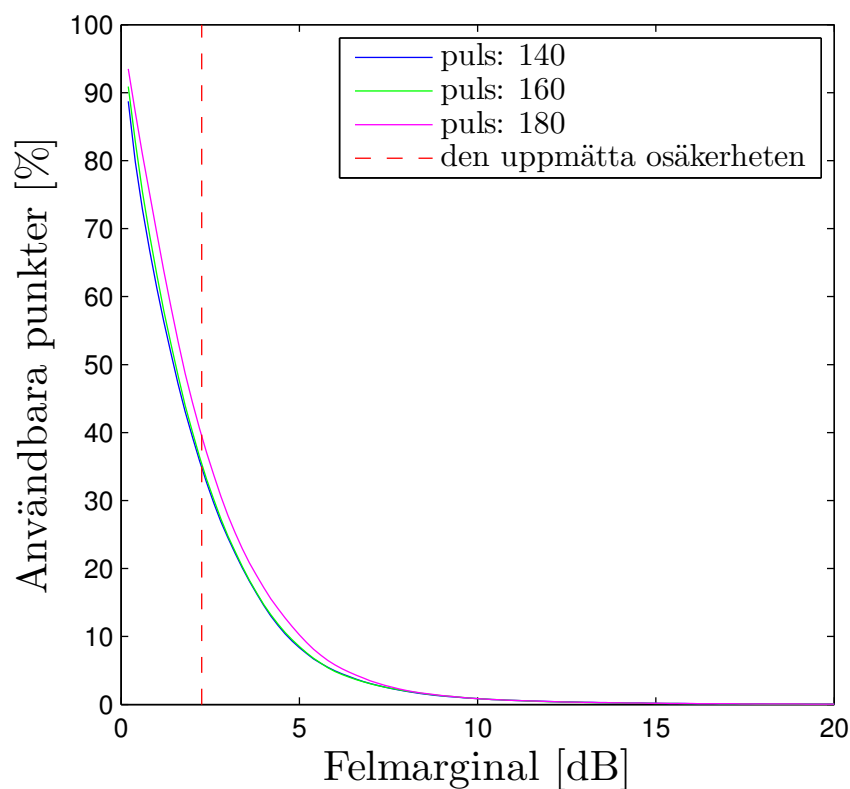


GDR för fasen som en funktion av felmarginalen vid en mätning som undersökte huruvida blodflödet kopplat till pulsen kunde upptäckas



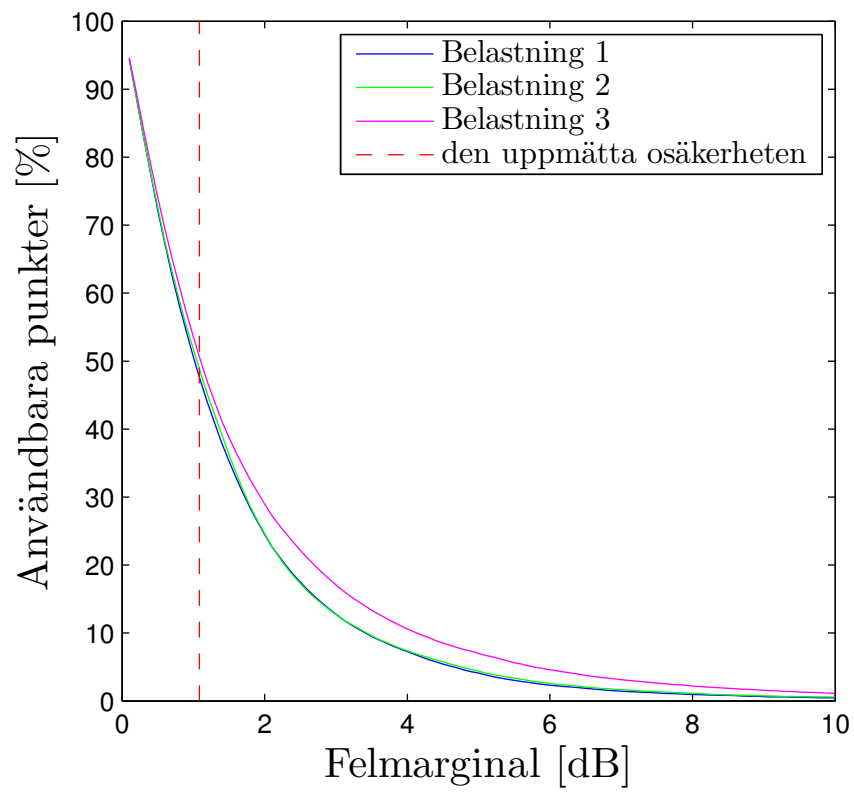
**Figur 4.20:** Andelen användbara punkter som funktion av felmarginalen med en referensmätning på 120 i puls, för fasen. Lägg märke till hur andelen användbara punkter ökar med pulsen och att den trappstegsliknande formen framför felmarginalen 5 dB betyder att möjligheten till att upptäcka en förändring i signalen skulle klara så stor felmarginal som 5 dB.

# **GDR för amplituden som en funktion av felmarginalen vid en mätning som undersökte huruvida blodflödet kopplat till pulsen kunde upptäckas**

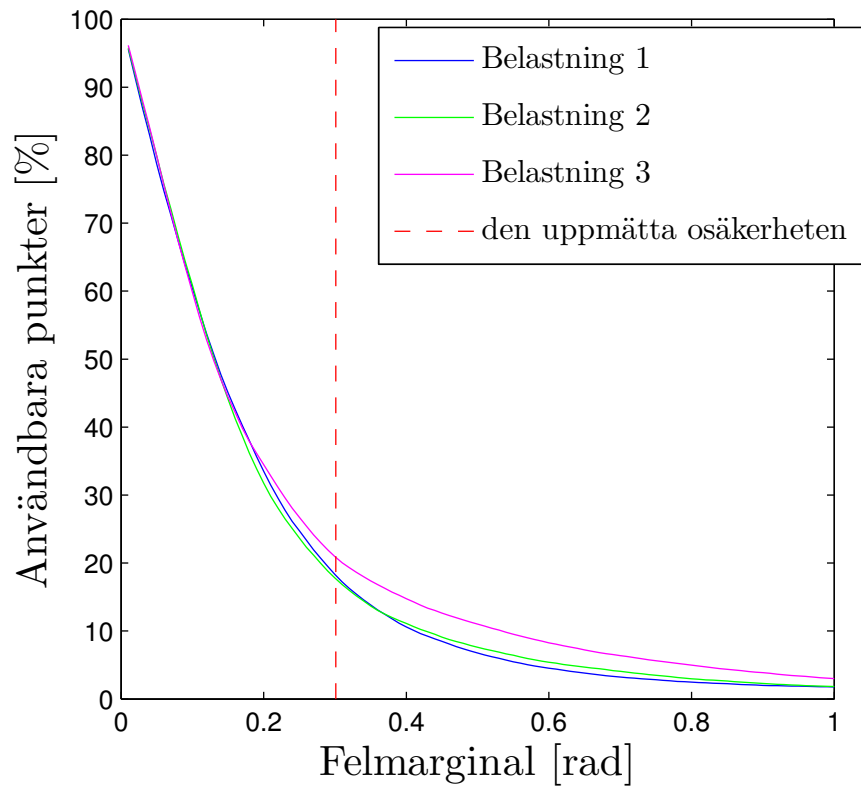


**Figur 4.21:** Andelen användbara punkter som funktion av felmarginalen med en referensmätning på 120 i puls. Lägg märke till hur andelen användbara punkter ökar med pulsen.

I figur 4.22 och 4.23 visas GDR som en funktion av felmarginalen vid en mätning då enbart hamstringmuskeln aktiverades genom ett antal repeterade rörelser med belastning som motarbetade rörelsen. Även i denna mätning visar GDR att där finns skillnader mellan mätningarna på en utvilad respektive aktiverad muskel.



**Figur 4.22:** Andelen användbara punkter som går att skilja på för transmissionen vid mätningen för respektive styrketräningssekvens och referensmätningarna som gjordes innan aktiveringen av muskeln.



**Figur 4.23:** Andelen punkter som går att skilja på för fasen i mätningen för respektive styrketräningsssekvens och referensmätningarna som gjordes innan aktiveringen av muskeln.

## 4.4 Dielektriska egenskaper för fantomer och konstgjort blod

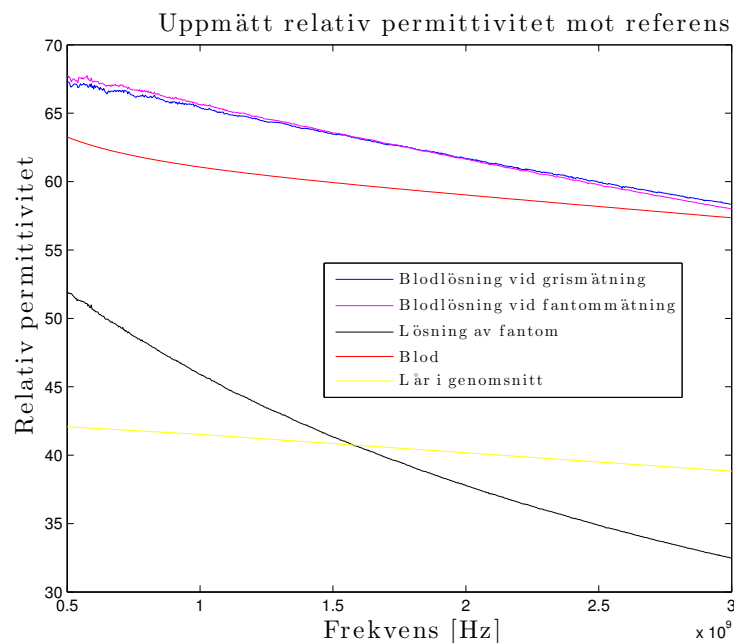
I figur 4.24 och figur 4.25 visas den uppmätta relativa permittiviteten för de olika typer av lösningar som användes till experimenten. Även de önskade referensvärdena är markerade i figuren.

Blodlösningarna som användes till mätning på grislåret och fantomen följde samma recept men tillverkades vid olika tillfällen. Mätningar på lösningarna visade att de hade relativt lika dielektriska egenskaper, vilket kan ses i figur 4.24 och figur 4.25.

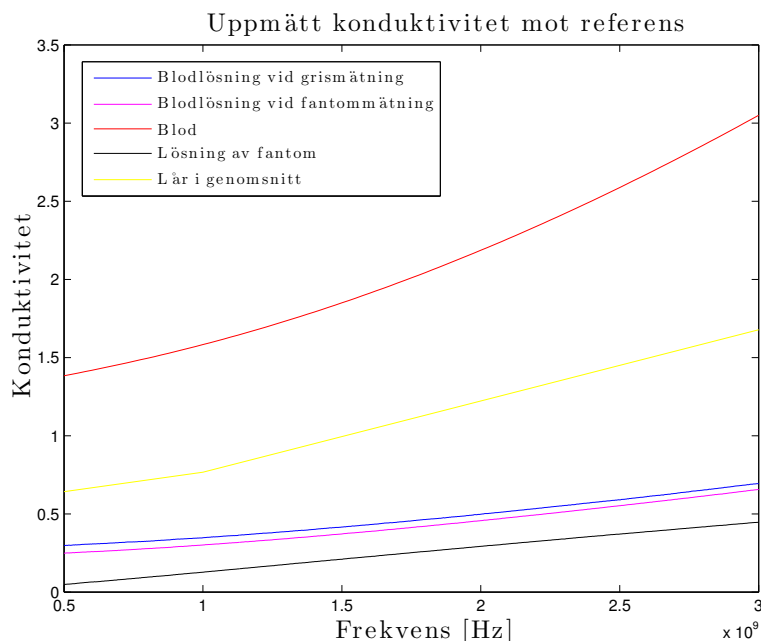
Kurvan till permittiviteten för blodlösningen till grismätningen har något svagare lutning jämfört med kurvan till blodlösningen för fantomen. Vid den lägsta mätta frekvensen 500 MHz är permittiviteten cirka 0,5 enheter större hos blodlösningen till grismätningarna. Dock är permittiviteten cirka 0,5 enheter lägre vid den högsta mätta frekvensen

3 GHz. Jämfört med referenspermittiviteten för blod [15] har kurvorna med konstgjort blod större lutning och har konsekvent högre permittivitet över hela frekvensintervallet. Vid 500 MHz skiljer det cirka 4,3 enheter och vid 3 GHz cirka 0,8 enheter. Kurvorna för konduktivitet är i stort sett parallella. Konduktiviteten för blodlösningen vid fantommätning var cirka 0,18 S/m större än för blod och blodlösningen till fantommätningarna hade en konduktivitet på 0,23 S/m mer än vad riktigt blod har.

De dielektriska egenskaperna för fantomen jämfört med uträknade genomsnittliga dielektriska egenskaper för ett riktigt lår ses i figur 4.24 och 4.25. Från figuren med permittivitet fås att fantomen har rätt permittivitet vid frekvensen 1,57 GHz. Vid låga frekvenser blir skillnaden upp till cirka 10 enheter och vid höga upp till ungefär 6 enheter. Konduktiviteten blir inte helt korrekt för någon frekvens utan skiljer sig i snitt cirka 1 S/m över hela bandbredden.

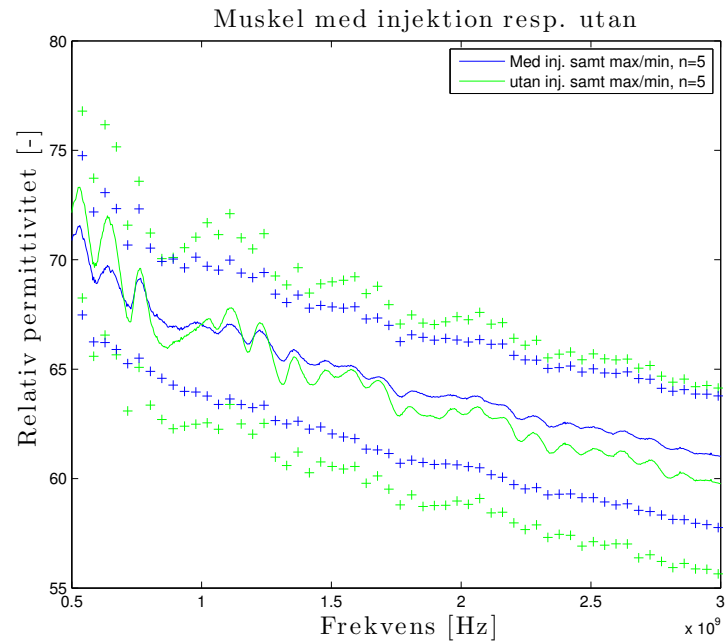


**Figur 4.24:** Medelvärde för den relativa permittiviteten hos de olika lösningar som användes vid mätningar. Medelvärdet är baserat på två på varandra följande mätningar. Det konstgjorda blod som användes vid mätningar på fantom representeras av den lila respektive blå linjen. Referensvärdet, det vill säga permittivitet för riktigt blod representeras av den röda linjen. Permittiviteten för fantomen markeras med en svart linje, och det beräknade medelvärdet för ett människolår med en gul linje. Man kan se att permittiviteten för de lösningar som blandades skiljer sig från referensvärdena. För fantomen skiljer sig dessutom kurvans lutning betydligt från referensvärdet och överensstämmer vid endast en frekvens.

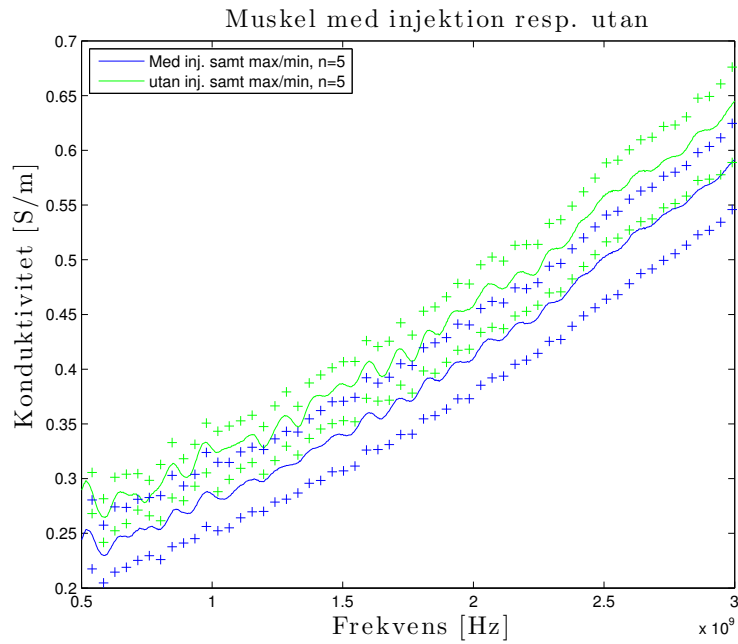


**Figur 4.25:** Medelvärde för konduktiviteten hos de olika lösningar som användes vid mätningar. Medelvärdet är baserat på två på varandra följande mätningar. Det konstgjorda blod som användes vid mätningar på fantom representeras av den lila respektive blå linjen. Referensvärdet, det vill säga permittiviteten för riktigt blod representeras av den röda linjen. Permittiviteten för fantomen markeras med en svart linje, och det beräknade medelvärdet för ett människolår med en gul linje. Man kan se att konduktiviteten för de lösningar som blandades skiljer sig markant från referensvärdena och ligger betydligt lägre.

Ur mätningarna av grismuskler där en delmuskel av *quadriceps* hade injicerats med vätska och en inte, kunde ingen klar skillnad ses vad gäller relativ permittivitet vilket kan ses i figur 4.26. I figuren visas medelvärdet av fem mätningar på samma mätobjekt, och även de maximala respektive minimala värdena. Permittiviteten varierar upp till cirka 18 enheter för mätningar på samma muskel. Medelvärdena skiljer sig för muskel utan injektion och med injektion, men inte konsekvent över frekvensspannet. Maximi- och minimivärdena för muskel utan injektion överlappar maximi- och minimivärdena för muskel med injektion. Detta gör att ingen skillnad i permittivitet kan fastställas. När det gäller konduktivitet kan viss skillnad antyd, se figur 4.27. På samma sätt visas medelvärdena samt maximala och minimala uppmätta värden. Konduktiviteten för muskeln utan injektion har enligt mätningarna ett medelvärde på cirka 0,045 S/m mer än för muskel med injicerad vätska. Här överlappas medelvärdena av maximi- och minimivärden vid endast ett fåtal frekvenser, men konduktiviteten varierar upp till cirka 0,06 S/m för mätningar på samma muskel.



**Figur 4.26:** Medelvärde för permittivitet hos grismuskel efter injicerad vätska, (blå) respektive utan (grön). Maximi- och minimivärde representeras av kryss. Medelvärdet är beräknat från fem på varandra följande mätningar. Att medelvärdena för muskel med respektive utan injektion ligger så pass nära varandra, i kombination med en spridning i mätvärdena, gör att inga slutsatser kan dras om huruvida en injektion ger en mätbar förändring i permittiviteten.



**Figur 4.27:** Medelvärde för konduktivitet hos grismuskel efter injicerad vätska (blå linje) respektive utan (grön linje). Maximi- och minimivärde representeras med kryss. Medelvärdet är beräknat från fem på varandra följande mätningar. Medelvärdet för muskel med injektion ligger lägre än medelvärdet för muskel utan injektion, men till viss del överlappar kurvorna varandra.



# 5

## Diskussion och Analys

Resultaten från föregående kapitel diskuteras djupare i detta kapitel. En utvärdering av mätmetoder och felkällor görs också.

### 5.1 Jämförelse mellan simuleringar och experimentella mätningar

Simuleringarna utfördes för att undersöka huruvida några blödningar kan upptäckas under ideala förhållanden. Alla simuleringar är fullt repeterbara till skillnad från de experimentella mätningarna. I datorsimuleringarna försvinner flera stora felkällor som kan påverka resultatet, så som brus och antennplacering. Om det inte hade gått att se skillnad mellan blödning och utan blödning i datorsimuleringarna är det osannolikt att det hade gått i verkligheten. När de experimentella mätningarna simulerades i datorn framkom det att stora skillnader fanns. En blödning i fantomen gav ett mycket större utslag för mätningarna i labbet än i datorsimuleringarna, vilket var mycket positivt. Hade utslagen liknat simuleringarna hade det i princip varit omöjligt att detektera blödningar, då brusnivån för mätningarna nästan alltid var större än utslaget i simuleringarna. Att använda samma felmarginal är orimligt då skillnaderna i simuleringarna är mycket mindre än för de experimentella mätningarna. Att fasen ändras mycket mer för simuleringen än i mätningarna i labbet tyder tillsammans med skillnaden på formen för amplituden på att det är stora skillnader mellan de modellerade antennerna och patch-antennerna.

### 5.1.1 GDR och integrerad transmission hos simuleringarna

GDR verkar enligt simuleringarna öka med större volym blod. När GDR beräknades för amplituden och för transmissionen fanns det inga undantag från detta för de simuleringar som utförts. Gällande fasen fanns ett undantag från att GDR ökar med blodvolymen, se figur 4.7. Att blödningarna slumpades fram skulle ha kunnat påverka resultatet. En annan möjlighet är att det har blivit något fel i beräkningen av fasen. För att beräkna fasen användes en funktion som heter `unwrap` i MATLAB, vilken inte var tillräckligt anpassad för detta arbete och graferna gick isär vid vissa frekvenser, ofta med en faktor  $2\pi$ . Det gjorde att en ny `unwrap`-funktion skrevs för att undvika dessa hopp. När GDR sedan beräknades summerades bidragen från alla antennpar, och det finns 18 antenner och därmed  $18^2 = 324$  grafer där fel kan uppstå, vilka skulle behöva analyseras i detalj för att dra några ytterligare slutsatser.

Eftersom konduktiviteten hos blod är högre än både muskler och fett (se figur 2.4) borde den integrerade transmissionen vara lägre för större blödningar eftersom de elektromagnetiska fälten minskar med högre konduktivitet [13]. Resultatet från simuleringarna tyder på att det oftast är så men undantag finns. Detta kan förklaras med att signalerna som antennerna skickar ut inte går rakt igenom benet. När signalerna träffar randen mellan två material reflekteras en del medan en del transmittas enligt Fresnels ekvationer (2.17). Detta sker vid varje rand och det betyder att vägen som signalen färdas fram till mottagarantennen kan vara väldigt komplex, och problemet blir högst olinjärt. Olika delar av signalen kommer också fasförskjutas i förhållande till varandra och när amplituden mäts kan det se ut som en väldigt liten del av signalen har kommit fram om signalerna ligger ur fas. När en blödning skapas i benet införs även en ny rand som signalerna kan reflekteras mot och transmittas igenom och signalen tar nu en annan väg som kan leda till att signalen inte fasförskjuts lika mycket. Komplexiteten av hur signalen tar sig fram genom benet gör att det inte är nödvändigt att en större blödning medför lägre transmission, vilket kan förklara beteendet hos GDR.

Det framkom att det ofta var samma antennpar som gav störst bidrag till GDR för olika storlekar på blödningar. Med samma placering skulle man därför kunna tänka sig att det skulle kunna gå att förutsäga var blödningen är placerad utifrån mätdatan. En mycket noggrannare analys skulle dock krävas för att kunna säga något mer än att det kan vara möjligt. Vilken av de tre ringarna som gav störst bidrag till GDR verkar kunna ge bra indikation om var blödningen är placerad i höjddled. Tabell 4.1 visar hur stor skillnad det kan vara i GDR för olika placering på blödningar och det fanns uppenbart samband mellan GDR och hur djupt blödningen var placerad.

### 5.1.2 GDR för de experimentella mätningarna

Innan uppställningen av experimentet med fantommätningen var förhoppningen att större blödningar skulle ge högre GDR vilket kunnat ses i simuleringarna. I sådana fall hade en logisk slutsats kunnat dras gällande upptäckten av blödningar med olika storlekar i fantomer. Ett annat mål var att detektera så små blödningar som möjligt.

Ett positivt resultat var att mätningen med tvärsnittet  $6,3\text{ cm}^2$  blödning hade högre GDR i större delen av osäkerhetsintervallet som syns i 4.12 än de mindre blödningarna. Dessa resultat var logiska och förväntade. Om man jämför resultatet med simuleringen bör en ökad volym blod resultera i ett ökat antal användbara punkter från GDR. En möjlig anledning till att det inte blev exakt så i det experimentella resultatet med fantomen kan vara svårigheten att få blodet att hamna på exakt samma ställe varje gång och att endast två antenner användes för att samla in data.

För fasen hade blödningen med tvärsnittet  $6,3\text{ cm}^2$  högst GDR i större delen av intervallet för felmarginalen. Frågan är om det går att utnyttja data för de högre felmarginalerna, se 4.13. Vidare mätningar och mer precisa och noggranna mätningar kan förhoppningsvis ge mer tillförlitliga resultat. Det kan hända att mindre blödningar går att detektera lättare än stora. Detta verkar dock högst osannolikt och de oförväntade resultaten kan bero på andra faktorer, så som mätfel.

Gällande mätningarna vid fysisk aktivitet visar figurerna (se figur 4.22 och figur 4.23) att det är tillräckligt många punkter som skiljer sig mellan utvilad och aktiverad muskel för att kunna säga att det är en signifikant skillnad. För transmissionen ser man att det är nära 50 % av alla mätpunkter som uppfyller villkoren för *Good Data Ratio* med den osäkerhet som beräknas för respektive mätningar. Eftersom graferna över GDR är väldigt lika mellan mätningarna är resultaten troligtvis ingen följd av brus och mätfel.

Vid mätningen på griskött hamnar kurvorna för GDR inte genomgående i den förväntade ordningen, alltså att en större mängd injicerad vätska leder till högre andel användbar data. I figur 4.15, har referensdatan högst amplitud vid de högsta frekvenserna, i intervallet 2,5-3 GHz, vilket var förväntat. Detta eftersom blod har högre konduktivitet vilket borde innebära en lägre transmission vid en blödning. Mätningarna med injicerad blodlösning har också lägre transmission, men den rosa linjen, motsvarande en injektion med 20 ml blod- och koksaltlösning, ligger inte lägst. Detta avspeglas i GDR, där värdena ökar med ökad blodstorlek i simuleringarna, men inte för dessa mätningar på grisbenet. Injiceringen av mer lösning kan dock ha påverkat formen på lösningen inuti benet och på så sätt ha påverkat spridningsparametrarna då en liten förändring kan ha stor inverkan på signalernas väg genom grisbenet.

## 5.2 Begränsningar och felkällor

De modeller och experiment som använts är till viss del idealiserade och inte alltid helt verklighetstroga. I detta stycke diskuteras de problem som uppkom under datorsimuleringarna och de experimentella mätningarna.

### 5.2.1 Begränsningar med datorsimuleringarna

De antenner som har använts i modellen är dipolantenner som skiljer sig från de antenner som har använts i laborationerna. Således är resultaten ej helt jämförbara med verkligheten, men ger ändå en viss indikation på hur blödningar kan detekteras med mikrovågor. Antennmodellen skulle kunna vara orsaken till att resultaten i simuleringarna uppvisar mycket mindre transmission jämfört med de experimentella mätningarna. Modellen som användes är uppbyggd av flera skikt som har lagts ihop för att skapa hela benet. Detta gör att modellen får vissa överlappningsfel. En annan begränsning med simuleringarna är hur blödningarna har valts att läggas in i benet. Detta har för enkelhetens skull gjorts genom att ersätta vävnader med blod och på så sätt har vävnaden tagits bort vilket inte sker i verkligheten. Målsättningen var dock att upptäcka skillnader i signalerna till följd av skillnader i de dielektriska egenskaperna, vilket denna metod lyckades bra med.

Vid en verklig muskelbristning förändras även formen på muskeln, till exempel genom att fascian spricker, och någon hänsyn till detta tas inte i datorsimuleringarna. Dock skulle detta kunna leda till större förändringar i data då signalerna kan behöva ta andra vägar genom benet. Eftersom fälten beräknas numeriskt tillkommer dessutom numeriska fel vid alla datorberäkningar, men med en steglängd på 1 mm och ett tidssteg i storleksordningen  $10^{-9}$  s blir felet litet.

### 5.2.2 Fantomernas och det konstgjorda blodets begränsningar

Receptet för det konstgjorda blodet hämtades från ett tidigare arbete [18]. Dess dielektriska egenskaper mättes för att kontrollera att de stämde överens med de sökta, men det genomfördes bara ett fåtal mätningar från varje skapad blodlösning. Därför är resultatet från dessa mätningar inte helt exakta.

Kurvan för permittiviteten hos blodlösningen är parallell med referensen vilket medför att det konstgjorda blodet uppfyller sin funktion över hela frekvensspannet. Lutningen på kurvan för permittiviteten hos fantomen hade dock en brantare lutning än kurvan från det beräknade genomsnittet för ett lårben, vilket syns i figur 4.24. I tidigare arbeten [18] hade samma problem uppstått och problemet kvarstod även för oss. Detta innebär att vid mätningar med olika mängd blod blir den eventuella skillnaden inte helt representabel för verkligheten. Vid låga frekvenser blir den eventuella skillnaden mindre än vad den

skulle varit på ett riktigt objekt, medan den vid höga frekvenser blir dopad. Dock har patch-antennen högst transmission i mitten av intervallet, så det borde inte ha för stor inverkan på resultaten.

Konduktiviteten för det konstgjorda blodet och fantomen blev båda betydligt lägre än respektives verkliga referens. Däremot är kurvornas form relativt överensstämmande och blodlösningarnas konduktivitet är högre än fantomernas konduktivitet över hela frekvensspannet. Hur mycket detta påverkade antennmätningar har inte undersökts.

Fantomerna var homogena vilket innebar en avvikelse från verkligheten. I ett riktigt ben stöter vågorna på många fler diskontinuiteter än i fantomerna, vilket gör att vågorna sprids på andra sätt. Man skulle kunna gå vidare och göra mer verklighetstroga fantomer, med flera olika typer av vävnad och upprepa mätningarna.

Det konstgjorda blodet hade lägre densitet än lårfantomen. Det gjorde att alternativen till hur blodet kunde formas minskade eftersom den konstgjorda blodmassan flöt när den placerades i hålet i fantomen som fylldes med flytande lösning. Därför skars blodet i stavar som stack upp över fantomen så att den skulle hålla sig på plats. Blodstavarna hölls på plats med buntband så att de inte skulle flyta upp eller ändra position. Detta var inte en optimal lösning, blodet hade inte en realistisk form men den uppfyllde sin funktion. Man skulle kunna ha gjutit en extra fantomdel för att hålla ned en mer realistisk form av blod.

Vissa fantomer blev väldigt spröda och fick sprickor. Det kan ha berott på att lösningen inte värmdes tillräckligt länge för att agarn skulle kunna stelna ordentligt, eller att den värmdes för länge. Vid flertalet tillfällen fick mätningar kasseras eftersom fantomen sprack helt och hållet.

### 5.2.3 Begränsningar och felkällor hos experimenten

Ett stort problem under arbetet var att få stabilitet vid experimentella mätningar. Det är dock svårt att säga om instabiliteten i mätresultaten berodde på mätinstrumenten eller på att mätobjekten inte varit tillräckligt fixerade och stillastående. Vid mätningar där antennerna skulle tas av och på var det svårt att fästa antennerna på precis samma ställe. För att minska detta problem markerades var antennerna fästes under första mätningen, för att kunna fästa dem på samma ställe igen och få repetitiva mätningar. Rörelse hos kablarna visade sig ha stor betydelse, och dessa placerades i stativ för att minska rörelserna.

Rörelse var ett stort problem vid mätningar på levande objekt. Andningen gör att en kropp inte kan vara helt stilla under en längre period. De mätningar som gjordes på försökspersoner tog upp till 40 sekunder. Vid mätningar puls blev detta ett problem eftersom pulsen sjunker under tiden som person står stilla. Tiden som en mätning tog ökar

kraftigt med antal antenner så om antalet antenner som krävs för att hitta en bristning kan minskas, kan även tiden minskas och därmed problemet med rörelse. Alternativt om mätutrustningen kan programmeras om eller bytas ut mot något snabbare.

Andra faktorer som kan ha påverkat mätresultaten kan tänkas vara yttre faktorer som andra människor i rummet. Om exempelvis någon kroppsdel hade befunnit sig nära någon antenn kan detta ha påverkat resultaten.

Luft mellan antenner och mätobjekt är en annan faktor som kan påverka mycket. Det är viktigt att antennerna får bra kontaktyta med materialet som ska mätas på. Detta gick i en del fall inte att uppnå då materialet som mättes på var inte var tillräckligt töjbart för att anpassas kring de otöjbara patch-antennerna. För att få antennerna att sitta tätt mot fantomen användes tejp, men det är inte säkert att detta var tillräckligt. Vid mätningarna på grisbenet och personer fästes ett geléaktigt material på patch-antennerna som formades efter mätobjektet. Detta hjälpte troligtvis problemet att luft kom emellan.

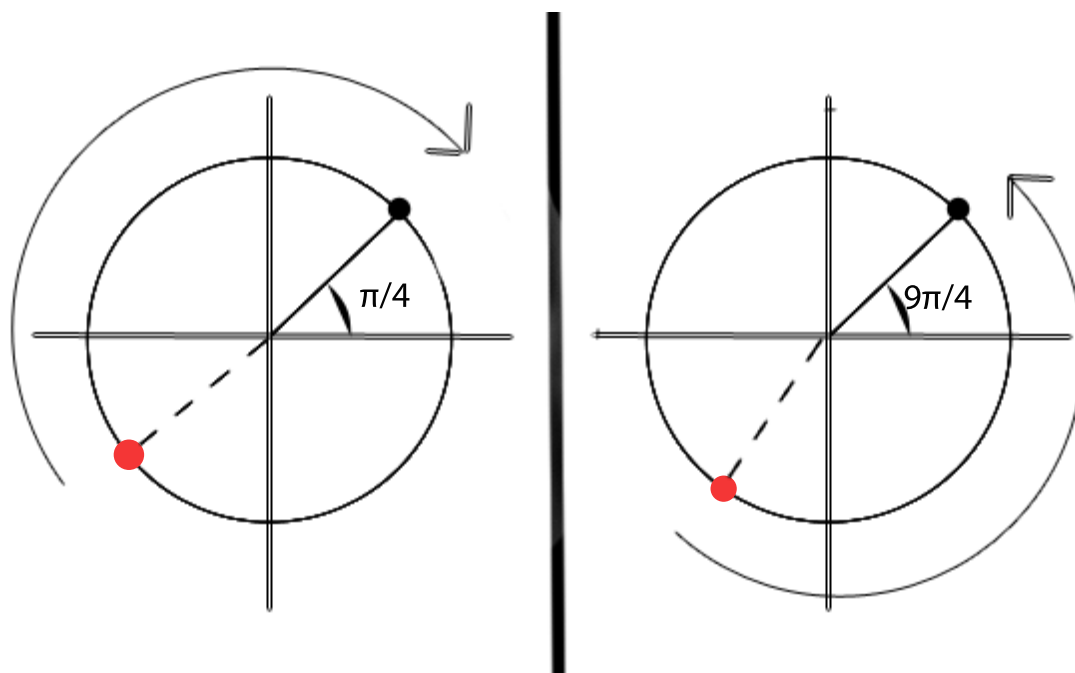
I de allra flesta mätningarna med nätverksanalysatorn uppstod problemet med att graferna för parametern  $S_{22}$  oscillerade. Ett exempel på detta illustreras i figur 4.9 där amplituden för  $S_{22}$  oscillerade kraftigt jämfört med  $S_{11}$ . En teori var att detta berodde på kablarna, men då ingen förbättring erhöles vid byte av kablar uteslöts det alternativet. Det var alltid  $S_{22}$  som oscillerade. Det testades även att kalibrera om ett flertal gånger, byta portar, och byta antenner men det uppkom oscillationer trots detta. Då orsaken till oscillationerna inte hittades trots grundlig felsökning, blev det nödvändigt att genomföra mätningarna ändå. Oscillationerna syntes dock endast i reflektionen, och då transmissionen var prioriterad ska detta förhoppningsvis inte ha påverkat de mätningarna allt för mycket.

Mätningarna av de dielektriska egenskaperna var i vissa fall svåra att genomföra. Vid många tillfällen blev inte kalibreringen tillräckligt bra utan fick göras om. Eftersom luft mellan prob och mätobjekt orsakade stora störningar var det betydligt lättare att mäta på en vätska än på ett fast objekt. I annat fall var det viktigt att mätobjektet hade en plan yta. Därför mättes inte de dielektriska egenskaperna på fantomen och blodet när de hade stelnat. För grismuskeln fanns dock ingen möjlighet att mäta på en vätska. Då resultatet från mätningarna varierade mycket inser man att det uppstått problematik. Det är troligt att muskelns yta inte var helt jämn och dessutom deformerades muskeln av trycket från proben vilket gjorde det svårt att göra identiska mätningar. Skillnader som uppmättes med patch-antennerna efter injektioner kan då inte verifieras med de uppmätta dielektriska egenskaper eftersom resultatet varierade för mycket. En viss skillnad kan dock antydvas vid jämförelse av konduktivitet för grismuskel med och utan injektion.

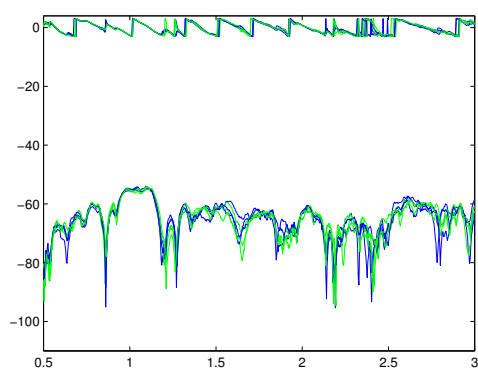
### 5.2.4 Problem med fasen

Vid analys av mätdata uppkom ett problem med hur fasen skulle hanteras. Vid beräkning av GDR fanns två alternativ till hur fasen skulle användas. Ett alternativ var att beräkna GDR utan att påverka fasen. Det andra alternativet var att använda MATLAB-funktionen `unwrap` på fasen. I rapporten valdes det senare alternativet.

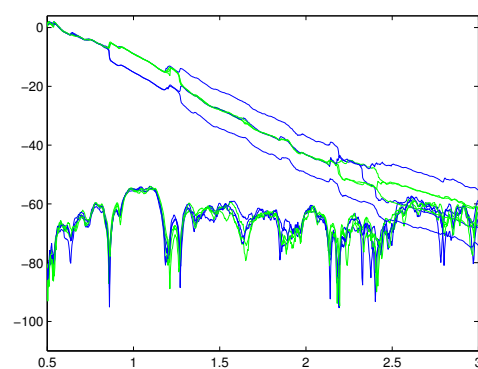
När `unwrap` används fortsätter fasen förbi  $2\pi$ , till skillnad från när det inte används då fasen börjar om på 0. Problemet med de experimentella mätningarna var att när amplituden för signalen försvann i brus fick på samma sätt fasen ett slumpvist uppträdande, men när signalen blev tillräckligt stark igen visste inte `unwrap` vilket varv den var på i enhetscirkeln, till exempel kunde fasen då bli  $9\pi/4$  när den egentligen skulle vara  $\pi/4$ . Beroende på vilka värden fasen hade fått i bruset kunde `unwrap` gå antingen vänstervarv eller högervarv för att nå rätt värde, se figur 5.1. På grund av detta blev lätt fasen oanvändbar på de mätningar då signalen var svag när den kom fram, som fallet i mätningen på grisbenet. Om `unwrap` inte användes, spelade det inte någon roll vilket varv fasen befann sig på och mätfelet fanns enbart vid bruset. Dock fås ett väldigt stort hopp i fasen när  $2\pi$  passerats. Därför bidrar detta till GDR även om fasen skiljde infinitesimalt lite. Bägge alternativens för- och nackdelar illustreras bra om man jämför de två bilderna i 5.2 där samma resultat visas med respektive utan `unwrap`. Detta problem uppstod ofta i mätningarna på grisbenet, men väldigt sällan i mätningarna på fantomerna.



**Figur 5.1:** Två olika vägar som **unwrap** kan tolka att fasen ligger på efter att signalen varit lägre än brusgolvet. Den röda pricken representerar det senaste mätta värdet för fasen, som kommer från brus, och den svarta pricken är nästa värde som är från den riktiga signalen.



(a) Utan unwrap



(b) Med unwrap

**Figur 5.2:** Figurerna visar samma resultat, med den enda skillnaden att den ena bildens fas har modifierats med funktionen **unwrap** från MATLAB. När man beräknar GDR med fasen fås av båda varianter ett sorts fel. Från resultatet utan **unwrap** fås fel när fasen passerar  $2\pi$  och från resultatet med **unwrap** fås fel under hela frekvensintervallet där fasen hamnat fel med ett eller flera varv ( $2\pi$ ). Funktionen **unwrap** är bättre att använda när signalen aldrig når brusnivån, annars kan man få mer precist resultat om man inte använder det.



### 5.3 Den bäst lämpade antenntypen

Som tidigare nämnt undersöktes fyra typer av antenner: FXP, FXU, patch-antennen och CUP. För att bestämma vilken som ansågs vara mest lämplig undersöktes antennerna med avseende på smidighet, hur amplituden av transmissionen och reflektionen på antennens signaler betedde sig samt antennernas bandbredd.

CUP-antennen uteslöts tidigt på grund av dess stela form samt stora kontaktyta. Den stora kontaktytan gjorde att det var svårt att få antennen att få kontakt med huden utan att släppa in luft som påverkar mätningen. De tre andra (FXP, FXU och patch-antennen) testades sedan genom mätningar för att undersöka de tidigare nämnda parametrarna. Patch-antennen presterade bäst i två kategorier, vilket gjorde att den ansågs mest lämplig. Dels var amplituden på signalen högst och dessutom hade den störst bandbredd. Som man ser i figur 4.9, 4.10 och 4.11, varav den sista är resultatet från patchantennen, är amplituden på transmissionen från patch-antennen betydligt högre än de andra två. Amplituden för reflektionen är ungefär lika stor för de tre antenntyperna, men till skillnad från de andra två har patchantennen en tydlig signal i hela frekvensintervallet. Om man undersöker signalen för FXP och FXU ser man att signalen från FXP går ner i ett brusgolv från cirka 2,3 GHz och vid högre frekvenser kan man inte använda varken amplitud eller fas. Signalen från FXU försvinner i bruset redan vid cirka 1,7 GHz. Patch-antennen har däremot en tydlig signal över hela frekvensintervallet som har använts (0,5-3 GHz). Från figurerna ser man att om amplituden sjunker under -80 dB blir signalen för brusig för att man ska kunna använda resultatet.

### 5.4 Mätningar på fantomer med konstgjort blod

Resultatet från mätningarna på fantomen med olika stora konstgjorda blödningar understryker hypotesen att blödningar går att detektera med mikrovågstekniken. Men hur väl eller hur stora blödningar som kan detekteras ger resultatet inget svar på. Vid den beräknade osäkerheten hamnade GDR på över 95 % för flera blodstorlekar. Det är inte realistisk att förvänta sig så goda resultat på levande försökspersoner. Det mesta i dessa mätningar var idealt. Allt var stilla kontrollerat. I en verklig miljö finns mycket som skapar rörelse, till exempel andning och kroppens blodomlopp.

Tesen att större blödningar skulle ge ett högre GDR stämde till viss del in på mätningarna av fantomen men inte tillräckligt. Det kan dock bero på att den beräknade felmarginalen var för låg. Fler upprepningar av experimentet behövs för att klargöra vad som gått snett.

## 5.5 Mätningar vid fysisk aktivitet

I resultatet (figur 4.23) framgår det att det går att upptäcka någon sorts förändring som är kopplad till pulsen. Andelen användbara punkter ökar med pulsen och det är troligen en volymförändring av blod i muskeln som detekteras. Däremot har man inte kunnat se samma stigande trend bland andelen användbara punkter och pulsen i andra mätningar av samma typ. Så långt som det här projektet kommit i nuläget är det inte helt säkert att mätningen är korrekt och kan vara slumpmässig. Liknande gäller för styrketräningsmätningarna. Det är svårt att veta om det är en ökning av muskelns volym, vilket leder till större avstånd mellan antennerna, eller en ökad blodvolym som ger upphov till en förändring jämfört med den utvilade muskeln. För att stärka resultatet skulle det krävas fler mätningar av samma typ.

## 5.6 Mätningar på grismuskel med injicerad koksalt- och blodlösning

Det visade sig vara stor skillnad i hur lättolkade mätresultaten var från dessa mätningar. Sex antenner användes vid mätningarna och för vissa antennkombinationer följde inte mätningarna något mönster utan verkade snarare vara resultatet av slumpmässiga variationer. För de antennpar som låg närmast punkten där lösningen injicerades kunde man dock se att transmissionen följdes åt väl för olika volymer på den injicerade lösningen och man kunde se skillnader mellan mätningar med och utan injicering. Genom att studera grafer över amplituden kan man se att skillnaden är större för högre frekvenser. Detta skulle kunna vara ett tecken på att blödningar längre in i benet är svårare att upptäcka. För den typ av antenner som användes till dessa mätningar var amplituden för transmissionen relativt hög och gick inte ner till brusgolvet. Detta gör att resultaten även för höga frekvenser är tillförlitliga.

Mätningarna på grisbenet får antas vara de mest verklighetstroga mätningarna som genomförts. Detta eftersom mätningarna genomfördes på ett riktigt ben som innehåller både muskler, fett och annan vävnad. Lösningarna som injicerades var även de verklighetstroga, även om permittiviteten var lite högre än för verkligt blod. Det kan då tänkas att resultaten är lite tydligare än om riktigt blod hade använts. Vid efterkontrollen visade det sig att vätskan stannat kvar i muskeln, vilket det gör vid en verklig intramuskulär blödning.

# 6

## Slutsats

Resultaten från de olika sortens mätningarna pekar på att det finns potential för mikrovågstekniken att kunna användas för att detektera och diagnosticera muskelbristningar. Både datorsimuleringar och experiment har visat att det går att upptäcka så små skillnader i de dielektriska egenskaperna som vid exempelvis en blödning. Mycket återstår dock att göra innan metoden kan användas kommersiellt. Vid de laborationer som genomförts i projektet har vissa svårigheter stötts på och dessa måste lösas innan tekniken kan börja användas. Ett av de största problemen var störningar som uppstod när laborationsutrustningen och mätobjekten ej hölls helt stilla. Även om en mätning går betydligt fortare än en ultraljudsundersökning eller MR-undersökning, är det svårt för en människa att ligga helt stilla under mätningen som tog runt 40 sekunder. En frågeställning som uppstår är alltså hur ett mätsystem skall utformas för att ge repeterbara mätningar samtidigt som det skall vara mobilt.

I detta projekt har dessutom mätdata kunnat jämföras med referensdata, det vill säga mätningar med simulerad blödning har kunnat jämföras med en mätning utan blödning. Om tekniken ska kunna användas i medicinskt syfte krävs att en annan analysmetod utarbetas. För strokedetektering används en klassificerare, ett neuralt nätverk, som tränas för att lära sig känna igen blödningar [7]. Om något liknande skall användas även för diagnosticering av muskelbristningar krävs betydligt fler mätningar för att få en tillräcklig mängd referensdata från olika människor med olika dimensioner på överbenet.

# Litteraturförteckning

- [1] J. Jacobsson, T. Timpka, J. Kowalski, S. Nilsson, J. Ekberg, Ö. Dahlström, och P. A. Renström, "Injury Patterns In Swedish Elite Athletics: Annual Incidence, Injury Types and Risk Factors," *British Journal of Sports Medicine*, vol. 47, nr. 15, okt 2013.
- [2] L. Peterson och P. Renström, *Skador inom idrotten*. Sverige: Prisma, 1992.
- [3] Muskelbristning. [Online]. Tillgänglig: <http://www.pskiropraktik.com/muskelbristning.htm> Hämtad 2014-02-07.
- [4] O. Broström. (2012) Zlatans lön: 228 kronor i minuten. [Online]. Tillgänglig: [www.expressen.se/sport/fotboll/zlatans-lon-228-kronor-i-minuten/](http://www.expressen.se/sport/fotboll/zlatans-lon-228-kronor-i-minuten/) Hämtad 2014-02-07.
- [5] Väntetider. Region Halland. [Online]. Tillgänglig: <http://www.regionhalland.se/vard-halsa/hitta-din-vard/rontgenkliniken-varberg/vantetider/>. Hämtad: 2014-02-01.
- [6] M. Persson, A. Fhager, H. Dobšiček Trefná, och T. McKelvey, "Microwave Based Diagnostics and Treatment," i *7th European Conference on Antennas and Propagation*, 2013.
- [7] A. Fhager och M. Persson, "Stroke Detection and Diagnosis with a Microwave Helmet," i *Antennas and Propagation (EUCAP), 2012 6th European Conference on*, mar 2012, ss. 1796–1798.
- [8] S. Gabriel, R. W. Lau, och C. Gabriel, "The Dielectric Properties of Biological Tissues: II. Measurements in the Frequency Range 10 Hz to 20 GHz," *Physics in Medicine and Biology*, vol. 41, nr. 11, s. 2251, nov 1996.
- [9] J. M. Alison och R. J. Sheppard, "Dielectric Properties of Human Blood at Microwave Frequencies," *Physics in Medicine and Biology*, vol. 38, nr. 7, s. 971, jul 1993.

- 
- [10] H. Gray, *Anatomy of the Human Body*. Bartleby.com, 2000.
  - [11] Wikipedia. (2013) Braus. [Online]. Tillgänglig: [http://en.wikipedia.org/wiki/File: Braus\\_1921\\_277.png](http://en.wikipedia.org/wiki/File:Braus_1921_277.png) Hämtad 2014-05-19.
  - [12] ——. (2013) OpenStax Collage. [Online]. Tillgänglig: [http://en.wikipedia.org/wiki/File:1007\\_Muscle\\_Fibes\\_\(large\).jpg](http://en.wikipedia.org/wiki/File:1007_Muscle_Fibes_(large).jpg) Hämtad 2014-05-19.
  - [13] D. K. Cheng, *Field and Wave Electromagnetics*. Addison Wesley, 1989.
  - [14] W. Rindler, *Relativity - Special, General and Cosmological*. Oxford, 2006.
  - [15] Italian National Research Council. Dielectric Properties of Body Tissue. [Online]. Tillgänglig: <http://http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/>. Hämtad 2014-05-09.
  - [16] Wikipedia. (2014) Finite difference — Wikipedia, The Free Encyclopedia. [Online]. Tillgänglig: [http://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Finite\\_difference&oldid=597709978](http://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Finite_difference&oldid=597709978). Hämtad 2014-03-05.
  - [17] I. Faragó. (2004) Finite Difference Solution of Maxwell's Equations. [Online]. Tillgänglig: [www.cs.elte.hu/~faragois/phdcourse/lecturehr2.pdf](http://www.cs.elte.hu/~faragois/phdcourse/lecturehr2.pdf). Hämtad 2014-03-07.
  - [18] T. Dunås och M. K. Schilliger, "Detection of Traumatic Epidural and Subdural Haematomas in Brain Phantoms Using Microwave Technology," Examensarbete, Chalmers Tekniska Högskola, Göteborg, Sverige, jun 2013.
  - [19] R. Samo och P. Saraswat, "Microwave Technology for Detection of Traumatic Pneumothorax: Development of a Wearable Microwave Antenna Array and Evaluation on Thoracic Phantom," Examensarbete, Chalmers Tekniska Högskola, Göteborg, Sverige, jun 2013.
  - [20] *Specification FXP.290*, Taoglas Antenna Solutions, 2009, [Datablad].
  - [21] *FXUB66.07.0150C, Specification, Patent Pending*, Taoglas Antenna Solutions, 2014, [Datablad].
  - [22] I. C. on Non-Ionizing Radiation Protection, "ICNIRP Guidelines for Limiting Exposure to Time-varying Electric, Magnetic and Electromagnetic Fields (up to 300 GHz)," vol. 74, nr. 4, s. 494–522, apr 1998.
  - [23] A. Fhager, H. D. Trefná, Y. Gouda, och M. Persson, "IEEE MTT-S International Microwave Workshop Series on RF and Wireless Technologies for Biomedical and Healthcare Applications."

# A

## Härledning av randvillkoren för de elektriska och magnetiska fälten

För att ta reda på hur elektriska fält beter sig vid randen mellan två dielektriska material kan man använda Maxwells ekvation (2.2) som bland annat säger att rotationen av E-fältet är lika med minus tidsderivatan av B-fältet:

$$\nabla \times \mathbf{E} = -\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t}. \quad (\text{A.1})$$

Genom att skapa en slinga vid randen mellan två material enligt figur A.1 och integrera rotationen av E-fältet över ytan som bildas av slingan får man

$$\int_{\Omega} (\nabla \times \mathbf{E}) \cdot d\mathbf{S} = -\frac{\partial}{\partial t} \int_{\Omega} \mathbf{B} \cdot d\mathbf{S} \quad (\text{A.2})$$

och genom att använda Stokes lag på vänsterledet fås istället en kurvintegral längs slingan

$$\oint_{\partial\Omega} \mathbf{E} \cdot d\mathbf{l} = -\frac{\partial}{\partial t} \int_{\Omega} \mathbf{B} \cdot d\mathbf{S}. \quad (\text{A.3})$$

Om slingan är tillräckligt liten tar integralerna längs sträckorna  $ab$  och  $cd$  ut varandra och integralen av magnetfältet går mot noll då sträckorna  $ab$  och  $cd$  går mot noll eftersom arean blir infinitesimalt liten. Kvar blir enbart integralen längs  $bc$  och  $da$ :

$$\int_b^c \mathbf{E}_1 \cdot d\mathbf{x} - \int_d^a \mathbf{E}_2 \cdot d\mathbf{x} = \int_{\Omega} \mathbf{B} \cdot d\mathbf{S} = 0 \quad (\text{A.4})$$

och eftersom E-fältets normalkomponent är ortogonal mot  $\mathbf{dx}$  kvarstår endast den tangentiella komponenten av ekvationen. Det är nu tydligt att E-fältets tangentiella komponent måste vara kontinuerlig i randen mellan två material [13].

$$\int_b^c E_{1t} dx = \int_d^a E_{2t} dx. \quad (\text{A.5})$$

För att ta reda på hur E-fältets normalkomponent förändras över randen utförs en liknande beräkning men här utnyttjas istället ekvation (2.1) som säger att divergensen av D-fältet är lika med laddningstätheten i materialet

$$\nabla \cdot \mathbf{D} = \rho. \quad (\text{A.6})$$

Istället för att integrera längs en slinga integrerar man över volymen av en liten låda mellan materialen enligt figur A.2. Genom att utnyttja Gauss lag på divergensen av D-fältet blir ekvationen

$$\oint_{\partial V} \mathbf{D} \cdot d\mathbf{S} = \int_V \rho dV. \quad (\text{A.7})$$

Om lådan är tillräckligt liten blir ytintegralerna över motstående sidoytor lika till belopp men med motsatt tecken. Låt nu höjden på lådan gå mot noll. Det innebär att volymen går mot noll och kvar blir enbart normalkomponenterna av D-fältet

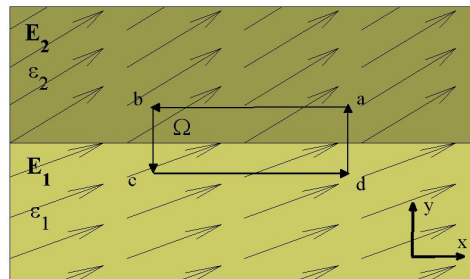
$$\int_A D_{1n} dS - \int_A D_{2n} dS = \int_V \rho dV = 0. \quad (\text{A.8})$$

Alltså är D-fältets normalkomponenter kontinuerliga över randen mellan två material

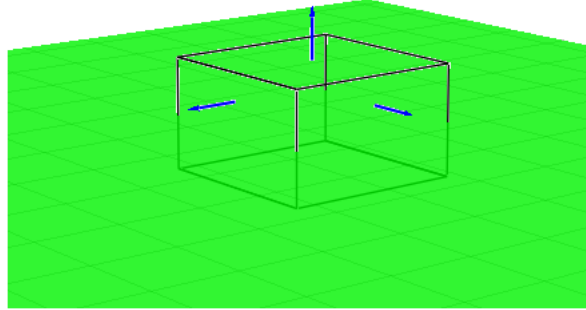
$$D_{1n} = D_{2n} \quad (\text{A.9})$$

och från ekvation(2.4) fås relationen mellan E-fältens normalkomponenter

$$\epsilon_1 E_{1n} = \epsilon_2 E_{2n}. \quad (\text{A.10})$$



**Figur A.1:** Illustration av slinga som E-fältet integreras runt i randen mellan två material.



**Figur A.2:** Låda som D-fältet integreras över.

För att ta reda på hur magnetfältet ändras över randen mellan två material används Maxwells ekvationer (2.1) och (2.2)

$$\nabla \times \mathbf{H} = \mathbf{J} + \frac{\partial \mathbf{D}}{\partial t} \quad (\text{A.11})$$

$$\nabla \cdot \mathbf{B} = 0 \quad (\text{A.12})$$

och genom att utföra samma beräkningar som för E-fältet, det vill säga integrera längs en slinga för ekvation (A.11) och beräkna en volymsintegral över en låda för ekvation (A.12) fås att B-fältets normalkomponent är kontinuerlig över randen

$$B_{1n} = B_{2n} \quad (\text{A.13})$$

samt att B-fältets tangentiella komponent [13] har över randen förhållandet

$$\frac{B_{1t}}{\mu_1} = \frac{B_{2t}}{\mu_2}. \quad (\text{A.14})$$



# B

## Matlab-kod för datorsimuleringar

**Skapandet av intramuskulära blödningar med läckage.** Den här koden innehåller både skapandet av de intermuskulära och de intramuskulära blödningarna, eftersom de intramuskulära blödningarna med läckage är en kombination av de bägge.

```
%% Create a intramuscular bleeding with leakage (a
    intramuscular bleeding that becomes intermuscular)
clear all
N=4;
%Start with intramuscular bleeding , then intermuscular
blodStart_intra=cell(N,1,0); %Start position for different
    bleedings , intramuscular part
blodStart_inter=cell(N,1,0); %Start position for different
    bleedings , intermuscular part
blodStart_intra{1}=[90,254,50];%Biceps femoris intra
blodStart_inter{1}=[87,253,50];%Biceps femoris inter
blodStart_intra{2}=[100,235,80];%Biceps femoris intra
blodStart_inter{2}=[100,231,80];%Biceps femoris inter
blodStart_intra{3}=[126,245,120];%Semitendinosus intra
blodStart_inter{3}=[125,242,120];%Semitendinosus inter
blodStart_intra{4}=[138,243,125];%Semimembranosus intra
blodStart_inter{4}=[135,244,125];%Semimembranosus inter
S_intra=[700,2000,3500];%Volumes of intramuscular bleeding
Vsub_intra=[500,1000,1500];%Subvolume (Create intramuscular
    bleedings in two steps)
S_inter=[2000,6000,10000]-S_intra; %Volumes of intermuscular
    bleeding
```

```
Vsub_inter=[1000,1500,1500]; %Subvolume (Create intermuscular
    bleedings in two steps)
V1_intra=0;%Size of subvolume
V_intra=0;%Size of volume
V1_inter=0;
V_inter=0;
dif_nx=240; %size of model
dif_ny=340;
dif_nz=340;
%Save in different folders
m1=strcat('/chalmers/users/jontho/Kandidatarbete/Simulering/3D/
    realistic_blood/intra_leak/biceps_femoris/z',num2str(
    blodStart_intra{1}(3)),'/');
m2=strcat('/chalmers/users/jontho/Kandidatarbete/Simulering/3D/
    realistic_blood/intra_leak/biceps_femoris/z',num2str(
    blodStart_intra{2}(3)),'/');
m3=strcat('/chalmers/users/jontho/Kandidatarbete/Simulering/3D/
    realistic_blood/intra_leak/semitendinosus/z',num2str(
    blodStart_intra{3}(3)),'/');
m4=strcat('/chalmers/users/jontho/Kandidatarbete/Simulering/3D/
    realistic_blood/intra_leak/semimembranosus/z',num2str(
    blodStart_intra{4}(3)),'/');
mappar={m1 m2 m3 m4};
w=1; %Figure number
i=4; %Choose folder
mkdir(eval(strcat('m',num2str(i)))); %Create folder
for j=1:length(S_intra) %Loop through different blood volumes
    xyz=blodStart_intra{i}; %Starting point
    bleeding=zeros(240,340,340);%Points with blood
    bleeding(blodStart_intra{i})=189;%Set to blood
    su=load('/chalmers/users/jontho/Kandidatarbete/
        Simulering/3D/small_utan.mat'); %Load model
    small=su.m;
    small(blodStart_intra{i})=189; %Set starting point to
        blood
    V_intra=S_intra(j); %Choose volume
    V1_intra=Vsub_intra(j);
    b_intra=cell(V_intra,1,0);
    p=0;
    disp(strcat('j=',num2str(j)))
    for m=1:V1_intra %Create blood in subvolume
        a=1;
        while a==1
```

```
while bleeding(xyz(1),xyz(2),xyz(3))==189 %Move
on if blood
R=1.2*rand(1); %Random number
if R<0.25 && xyz(3)<339 %Probability for
moving in the z direction
xyz(3)=xyz(3)+1;
elseif R<0.4 && xyz(3)>1 %Probability for
moving in the -z direction
xyz(3)=xyz(3)-1;
elseif R<0.6 && xyz(2)<339 %Probability for
moving in the y direction
xyz(2)=xyz(2)+1;
elseif R<0.8 && xyz(2)>1
xyz(2)=xyz(2)-1;
elseif R<1.0 && xyz(1)<239 %Probability for
moving in the x direction
xyz(1)=xyz(1)+1;
elseif R<=1.2 && xyz(1)>1
xyz(1)=xyz(1)-1;
else
xyz=blodStart_intra{i}; %Go back to
starting point
end
end
if small(xyz(1),xyz(2),xyz(3))==17 %Replace
muscle with blood
bleeding(xyz(1),xyz(2),xyz(3))=189;
small(xyz(1),xyz(2),xyz(3))=189;
b_intra{m}=xyz;
a=2;
disp(m)
xyz=blodStart_intra{i};
else
xyz=blodStart_intra{i};
end
end
%disp(m)
end
for n=V1_intra+1:V_intra %Create the rest of the
bleeding (faster way but less control over form)
a=1;
while a==1
while bleeding(xyz(1),xyz(2),xyz(3))==189
```

```
R=1.2*rand(1);
if R<0.25 && xyz(3)<3395
    xyz(3)=xyz(3)+1;
elseif R<0.4 && xyz(3)>1
    xyz(3)=xyz(3)-1;
elseif R<0.6 && xyz(2)<339
    xyz(2)=xyz(2)+1;
elseif R<0.8 && xyz(2)>1
    xyz(2)=xyz(2)-1;
elseif R<1.0 && xyz(1)<239
    xyz(1)=xyz(1)+1;
elseif R<=1.2 && xyz(1)>1
    xyz(1)=xyz(1)-1;
else
    xyz=blodStart_intra{i};
end
end
if small(xyz(1),xyz(2),xyz(3))==17 %Replace
    muscle with blood
    bleeding(xyz(1),xyz(2),xyz(3))=189;
    small(xyz(1),xyz(2),xyz(3))=189;
    b_intra{n}=xyz;
    a=2;
    disp(n)
    p=randi(n-1);
    xyz=b_intra{p}; %Choose one of the recently
                    added blood points
else
    p=randi(n-1);
    xyz=b_intra{p}; %Choose one of the recently
                    added blood points
end
end

end

xyz=blodStart_inter{i}; %Same procedure for
    intermuscular bleeding
small(blodStart_inter{i})=189;
bleeding(blodStart_inter{i})=189;
V_inter=S_inter(j);
Vl_inter=Vsub_inter(j);
b_inter=cell(V_inter,1,0);
```

```
for m=1:V1_inter %Part 1
    a=1;
    while a==1
        while bleeding(xyz(1),xyz(2),xyz(3))==189
            R=rand(1);
            if R<0.3 && xyz(3)<339
                xyz(3)=xyz(3)+1;
            elseif R<0.6 && xyz(3)>1
                xyz(3)=xyz(3)-1;
            elseif R<0.7 && xyz(2)<339
                xyz(2)=xyz(2)+1;
            elseif R<0.8 && xyz(2)>1
                xyz(2)=xyz(2)-1;
            elseif R<0.9 && xyz(1)<239
                xyz(1)=xyz(1)+1;
            elseif R<=1 && xyz(1)>1
                xyz(1)=xyz(1)-1;
            else
                xyz=blodStart_inter{i};
            end
        end
        if small(xyz(1),xyz(2),xyz(3))==5 %Replace fat
            with blood
                bleeding(xyz(1),xyz(2),xyz(3))=189;
                small(xyz(1),xyz(2),xyz(3))=189;
                b_inter{m}=xyz;
                a=2;
                disp(m)
                xyz=blodStart_inter{i};
            else
                xyz=blodStart_inter{i};
            end
        end
    end

end
for n=V1_inter+1:V_inter %Part 2
    a=1;
    while a==1
        while bleeding(xyz(1),xyz(2),xyz(3))==189
            R=rand(1);
            if R<0.3 && xyz(3)<339
                xyz(3)=xyz(3)+1;
            elseif R<0.6 && xyz(3)>1
```

```
        xyz(3)=xyz(3)-1;
elseif R<0.7 && xyz(2)<339
    xyz(2)=xyz(2)+1;
elseif R<0.8 && xyz(2)>1
    xyz(2)=xyz(2)-1;
elseif R<0.9 && xyz(1)<239
    xyz(1)=xyz(1)+1;
elseif R<=1 && xyz(1)>1
    xyz(1)=xyz(1)-1;
else
    xyz=blodStart_inter{i};
end
end
if small(xyz(1),xyz(2),xyz(3))==5 %Replace fat
    with blood
    bleeding(xyz(1),xyz(2),xyz(3))=189;
    small(xyz(1),xyz(2),xyz(3))=189;
    b_inter{n}=xyz;
    a=2;
    disp(n)
    p=randi(n-1);
    xyz=b_inter{p}; %Choose one of the recently
                    added blood points
else
    p=randi(n-1);
    xyz=b_inter{p}; %Choose one of the recently
                    added blood points
end

end

end

%View bleeding
aaa=(bleeding>0);
aaa=sum(sum(sum(aaa)))
figure(w)
surf(small(:, :, blodStart_intra{i}(3)))
view(2)

if 1 %Save raw file
    %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
    %===== saving Head Model =====
```

```
%[filename , pathname]= uiputfile('test.c1b','Save
    the file ');
disp('data_saving_...')
%filename_out='test.dat';
%filename_out='h&n_586x340x440.raw';
filename_out='bleeding_240x340x340.raw';
mapp=strcat('sim',num2str(j),'/');
path_out=strcat(mappar{i},mapp);
mkdir(path_out)

if filename_out ~= 0
%saving new Head Model:
fiw=fopen([path_out,filename_out],'w','ieee-le'); %
    raw file
%    %data: small matrix
a1= 1 : dif_nx;
for a3 = 1 : dif_nz ,
    for a2 = 1 : dif_ny ,
        fwrite(fiw,bleeding(a1,a2,a3),'uchar');
    end;
end;

% %data: large matrix
% i= 1 : size(large,1);
% for k = 1 : 1,
%     for j = 1 : size(large,2),
%         fwrite(fiw,large(i,j,k),'uchar');
%     end;
% end;
fclose(fiw);

end;

end
disp('raw_fil_sparad')
% eps=load('eps.dat');
% sig=load('sigma.dat');
% disp('laddat in filer')
% num=1;
% bleeding=bleeding~=0;
%
% for x3=1:340
%     for x2=1:340
```

```
%           for x1=1:240
%           if bleeding(x1,x2,x3)
%               eps(num)=61.06;
%               sig(num)=1.583;
%           end
%           num=num+1;
%       end
%   end
%   %disp(k)
% end
%   epsnamn=strcat(path_out,'epsblod.dat')
%   sigmanamn=strcat(path_out,'sigmablod.dat')
%   save(epsnamn,'eps','-ascii')
%   save(sigmanamn,'sig','-ascii')
cd(path_out)
save bleeding.mat bleeding %Save the bleeding in a mat
file
print(figure(w),'-dpng','blod_2D.png')
w=w+1;
disp('Done')
clear small su path_out sigmanamn epsnamn eps sig b

end
```

**Skapandet av kompressionsrupturer.** Den här koden innehåller skapandet av kompressionsrupturer. Här skiljer sig villkoren på hur blödningen placerades ut i låret jämfört med de inter- och intramuskulära blödningarna.

```
%% Choose starting position of bleeding
cd('/chalmers/users/tenghamn/3d_simulering/Epsilon_och_Sigma')
small=load('small_utan.mat');
small=small.m;
z=100;
surf(small(:,:,z));
view(2)
%[x,y]=ginput(1);
bleedingStartPoint=[round(y),round(x),z]';

%% Generate blood for intramuscular bleeding

small=load('small_utan.mat');
small=small.m;
volym=20^3;
```



```
bleeding=zeros(240,340,340);
bleeding(bleedingStartPoint(1),bleedingStartPoint(2),
    bleedingStartPoint(3))=189;
small(bleedingStartPoint(1),bleedingStartPoint(2),
    bleedingStartPoint(3))=189;

for i=1:volym
    if i==1;
        xyz=bleedingStartPoint;
    else
        R=rand(1);
        if R<0.2
            xyz=bleedingStartPoint;
        end
    end
end
while true
    while bleeding(xyz(1),xyz(2),xyz(3))==189
        R=rand(1);
        if R<0.6
            xyz(3)=xyz(3)+1;
        elseif R<0.8
            xyz(3)=xyz(3)-1;
        elseif R<0.85
            xyz(2)=xyz(2)+1;
        elseif R<0.9
            xyz(2)=xyz(2)-1;
        elseif R<0.95
            xyz(1)=xyz(1)+1;
        elseif R<1.1
            xyz(1)=xyz(1)-1;
        end
    end
    if small(xyz(1),xyz(2),xyz(3))==17
        bleeding(xyz(1),xyz(2),xyz(3))=189;
        small(xyz(1),xyz(2),xyz(3))=189;
        disp(i)
        break;
    end
    xyz=bleedingStartPoint;
end
end
```

```

aaa=(bleeding>0);
aaa=sum(sum(sum(aaa)))

% surf surfacesurf
figure (3)
surf(small(:, :, bleedingStartPoint(3)))
view(2)

%% Generate blood for intramuscular bleeding from compression

volume = 10000; % The volume of the bleeding in mm^3
bleedingStartPoint = [97 182 90];

load('small.mat'); % Load the legmodel
bleeding=zeros(240,340,340);
% The matrix that contains the bleeding, is the same size as
legmodel

bleeding(bleedingStartPoint(1),bleedingStartPoint(2),
    bleedingStartPoint(3)) = 189;
small(bleedingStartPoint(1),bleedingStartPoint(2),
    bleedingStartPoint(3)) = 189;
% Changes the starting point of the bleeding to blood, value
189 means blood

xyz=bleedingStartPoint;
for m=1:volume
    a=1;
    while a==1
        while bleeding(xyz(1),xyz(2),xyz(3))==189 %Move on if
            blood
            R=rand(1)*10; % Generates a random value between 0
                and 10
            if R<1 %z-direction
                xyz(3)=xyz(3)+1;
            elseif R<2 && xyz(3)>1
                xyz(3)=xyz(3)-1;
            elseif R<4 && xyz(2)<339 %y-direction
                xyz(2)=xyz(2)+1;
            elseif R<6 && xyz(2)>1

```

```
        xyz(2)=xyz(2)-1;
    elseif R<8 && xyz(1)<239 %x-direction
        xyz(1)=xyz(1)+1;
    elseif R<=10 && xyz(1)>1
        xyz(1)=xyz(1)-1;
    else
        xyz=bleedingStartPoint;
    end
end
surroundingMatrix=small(xyz(1)-8:xyz(1)+8,xyz(2)-8:xyz
(2)+8,xyz(3));
nearLeg=sum(sum(surroundingMatrix(6:10,6:10)==111));
farLeg=sum(sum(surroundingMatrix==111));

if small(xyz(1),xyz(2),xyz(3))==17 && nearLeg==0 &&
farLeg>0 %replace mucle with blood
    bleeding(xyz(1),xyz(2),xyz(3))=189;
    small(xyz(1),xyz(2),xyz(3))=189;
    b{m}=xyz;
    a=2;
    disp(m)
    xyz=bleedingStartPoint;
else
    xyz=bleedingStartPoint;
end
end

end

save comp4_10.mat bleeding
disp('done')

for n=volume+1:V %Create the rest of the bleeding
    a=1;
    while a==1
        while bleeding(xyz(1),xyz(2),xyz(3))==189
            R=rand(1)*6;
            if R<1 && xyz(3)<339
                xyz(3)=xyz(3)+1;
            elseif R<2 && xyz(3)>1
                xyz(3)=xyz(3)-1;
            elseif R<3 && xyz(2)<339
                xyz(2)=xyz(2)+1;
```

```

elseif R<4 && xyz(2)>1
    xyz(2)=xyz(2)-1;
elseif R<5 && xyz(1)<239
    xyz(1)=xyz(1)+1;
elseif R<=6 && xyz(1)>1
    xyz(1)=xyz(1)-1;
else
    xyz=bleedingStartPoint;
end
end

surroundingMatrix=small(xyz(1)-8:xyz(1)+8,xyz(2)-8:xyz
    (2)+8,xyz(3))
nearLeg=sum(sum(surroundingMatrix(6:10,6:10)==111))
farLeg=sum(sum(surroundingMatrix==111))
if small(xyz(1),xyz(2),xyz(3))==17 && nearLeg==0 &&
    farLeg>0
    bleeding(xyz(1),xyz(2),xyz(3))=189;
    small(xyz(1),xyz(2),xyz(3))=189;
    b{n}=xyz;
    a=2;
    disp(n)
else
    p=randi(n-1);
    xyz=b{p};
end

end

end

% surfsurfacesurf
figure(3)
surf(small(:, :, bleedingStartPoint(3)+20))
view(2)

```

**Dataanalys från simuleringar** Här visas den kod som har använts för analys av simuleringarna.

```

%% Load model
clc
em=load('epsRModel.dat');

```

```

dimumi=zeros(281,301,341); %3D-matrix with the size of the
    model
n=1;
for mi=1:341
    for mu=1:301
        dimumi(:,mu,mi)=em(n,:); %The permativity in each
            point
        n=n+1;
    end
end
%% 2D plot at a particular height
z=50; %Height
surface=dimumi(:, :, z);
surf(surface)
view(2)

%% 3D plot with viewer3d

cd( '/beda/users/home/jontho/dimumi/18_antenner_3_ringar/
    viewer3d_version11/' )
viewer3d

%% Create matrices with transformation and phase data

clc
paths=importdata( '/beda/users/home/jontho/dimumi/18
    _antenner_3_ringar/cluster_paths.txt' ); %Paths to the
    different simulated bleedings

cd( '/beda/users/home/jontho/dimumi/18_antenner_3_ringar' );

antal=40; %Load 40-1=39 different simulations simultaneously
dirs={}; %Directories
%p=1;
% Skapar matriser
for n=1:antal
    if n==1
        dirs{n}='/beda/users/home/jontho/dimumi/18
            _antenner_3_ringar/no_blood'; %Reference
    else
        dirs{n} =paths{n-1}; %Add the directories for the
            different simulations
    end
end

```

```
end
obj{n} = strcat(dirs{n}, '/obj'); %The data is in the folder
    "obj"
numAntennas(n) = sqrt(length(dir(strcat(obj{n}, '/*.dat'))))
    ; %Calculate the number of antennas
Phase{n} = zeros(1000,numAntennas(n),numAntennas(n)); %
    Total phase data: 1000 frequencies for each combination
    of antennas
Phase1{n} = Phase{n}; %Copy phase data
Trans{n} = zeros(1000,numAntennas(n),numAntennas(n)); %
    Total transmission data: 1000 frequency point*numAntennas
    ^2
%TransErrorDB{n} = ones(1000,numAntennas(n),numAntennas(n))
    *0.3;
%PhaseError{n} = ones(1000,numAntennas(n),numAntennas(n))*
    pi/180;
end

Freq=linspace(0,3*10^9,1000); %Frequency interval

clear i
% Loops through the simulations and saves phase and
    transmission data in different cells
for n=1:antal
    cd(obj{n})
    for j=1:numAntennas(n)
        for k=1:numAntennas(n)
            name=strcat('S',num2str(j),'_',num2str(k)); %Name
                of the data files
            name2=strcat(name, '.dat'); %Name of the data files
            load(name2); %Load data file
            Phase1{n}(:,j,k)=eval(strcat('angle(',name, '(:,2)+i
                *',name, '(:,3));')); %Saves phase data
            Trans{n}(:,j,k)=eval(strcat('sqrt(',name, '(:,2).^2+
                ',name, '(:,3).^2));')); %Saves transmission data
            cd('/beda/users/home/jontho/dimumi/18
                _antenner_3_ringar')
            Phase{n}(:,j,k)=Phase1{n}(:,j,k)-Phase1{n}(1,j,k);
                %Difference between bleeding and without
                bleeding
            Phase{n}(:,j,k)=unwrap2(Phase{n}(:,j,k)); %Unwrap
                the phase information
            cd(obj{n})
```

```
end
end
Trans{n}=20*log10(Trans{n}); %Transmission data in dB
%Trans{n}=Trans{n}+0.3*(-0.5+rand(1000,numAntennas(1),
numAntennas(1)));
end

clear S* n j k name name2
%Transmission and phase points for different bleedings
%TransPoints=zeros(1,antal-1);
%PhasePoints=zeros(1,antal-1);
%r=n

%% Analysis
% Error margins for GDR – error plot
GDRAlla=cell(2,13); %Variable with GDR for every type of
bleeding (3 volumes with 13 bleeding types=>39 simulations)
for o=1:13 %Loop through every type of bleeding
q=40; %Number of error margin values
T_ErrorDB=linspace(0,6,q); %q values between 0 and 6
P_Error=linspace(0,30*pi/180,q); %q values between 0 and 30
degrees

for k=1:q %q different error margin values for phase and
transmission
TransErrorDB{k}=ones(1000,numAntennas(k),numAntennas(k))*
T_ErrorDB(k);
PhaseError{k}=ones(1000,numAntennas(k),numAntennas(k))*
P_Error(k);
end

%Transmission and phase points for different error margins
TransPoints=zeros(3,q-1);
PhasePoints=zeros(3,q-1);
r=o-1;

for wv=1:3 %3 volumes for each type of bleeding
for n=2:q
A{n-1}=abs(Trans{1}-Trans{wv+1+3*r})>TransErrorDB{n}; %
Logical cell for GDR (transmission)
T{n-1}=abs(Phase{1}-Phase{wv+1+3*r})>PhaseError{n}; %
Logical cell for GDR(Phase)
```

```

        TransPoints(wv,n-1)=sum(sum(sum(A{n-1}))); %Number of
            transmission points for GDR
        PhasePoints(wv,n-1)=sum(sum(sum(T{n-1}))); %Number of
            phase points for GDR

    end
end
GDRAlla{1,o}=TransPoints(:,:); %Save GDR in a cell
GDRAlla{2,o}=PhasePoints(:,:); %Save GDR in a cell

%Find the combination of antennas that adds most points to GDR
for n=1:length(A)
    for k=1:numAntennas
        for s=1:numAntennas
            sumA{n}(k,s)=sum(A{n}(:,k,s));
            sumT{n}(k,s)=sum(T{n}(:,k,s));
        end
    end
    [rowA{n},colA{n}]=find(max(max(sumA{n}))==sumA{n}) %The
        combination of antennas that adds most points to the
        transmission
    [rowT{n},colT{n}]=find(max(max(sumT{n}))==sumT{n}) %The
        combination of antennas that adds most points to the
        phase
end

%Integrate the transmission (Not really useful)
integAmp=zeros(1,antal);
for n=1:antal
    for j=1:18
        for k=1:18
            integAmp(n)=integAmp(n)+sum(Trans{n}(:,j,k));
        end
    end
end
integAmp=integAmp-integAmp(1); %Subtract the reference integral
    (without bleeding)
integAmp=integAmp(2:antal);

% Plot GDR vs error margin and save figures
%r=3

```



```
pointsTot=1000*18^2; %Total number of points for the ratio in
    GDR
a=paths{3*r}; %Find the right path
a=a(1:length(a)-5);
cd(a)
figure(1)
hold on
plot(T_ErrorDB(1:length(T_ErrorDB)-1),GDRAlla{1,r}(1,:)/
    pointsTot,'linewidth',2) %Volume 1
xlabel('Felmarginal_[dB]')
ylabel('GDR_Transmission','Interpreter','latex')
plot(T_ErrorDB(1:length(T_ErrorDB)-1),GDRAlla{1,r}(2,:)/
    pointsTot,'r','linewidth',2) %Volume 2
plot(T_ErrorDB(1:length(T_ErrorDB)-1),GDRAlla{1,r}(3,:)/
    pointsTot,'g','linewidth',2) %Volume 3
legend('2ml','6ml','10ml','Interpreter','latex')
print(figure(1),'-dpng','GDR_Trans_Error.png')
hold off
clf

figure(2)
hold on
plot(P_Error(1:length(P_Error)-1),GDRAlla{2,r}(1,:)/pointsTot,'
    linewidth',2) %Volume 1
xlabel('Felmarginal_[rad]','Interpreter','latex')
ylabel('GDR_Fas','Interpreter','latex')
plot(P_Error(1:length(P_Error)-1),GDRAlla{2,r}(2,:)/pointsTot,'
    r','linewidth',2) %Volume 2
plot(P_Error(1:length(P_Error)-1),GDRAlla{2,r}(3,:)/pointsTot,'
    g','linewidth',2) %Volume 3
legend('2ml','6ml','10ml','Interpreter','latex')
print(figure(2),'-dpng','GDR_Phase_Error.png')
hold off
clf

end

%% Save useful data in text files

cd(dirs{2});
TransRad1=sum(sum(sumA{1}(1:6,1:6))) %GDR transmission for
    different "rings" of antennas
TransRad2=sum(sum(sumA{1}(7:12,7:12)))
```

```
TransRad3=sum(sum(sumA{1}(13:18,13:18)))
FasRad1=sum(sum(sumT{1}(1:6,1:6))) %GDR phase for different "
    rings" of antennas
FasRad2=sum(sum(sumT{1}(7:12,7:12)))
FasRad3=sum(sum(sumT{1}(13:18,13:18)))
fileID=fopen('resultat.txt','w');
fprintf(fileID,'%0s_%10s\n','Transmissionspunkter',num2str(
    TransPoints)); %# of points
fprintf(fileID,'%0s_%10s\n','Faspunkter',num2str(PhasePoints));
fprintf(fileID,'%0s_%10s\n','MaxTransRow',num2str(rowA)); %
    Antenna combination for maximum GDR
fprintf(fileID,'%0s_%10s\n','MaxTransCol',num2str(colA));
fprintf(fileID,'%0s_%10s\n','MaxPhaseRow',num2str(rowT));
fprintf(fileID,'%0s_%10s\n','MaxPhaseCol',num2str(colT));
fprintf(fileID,'%0s_%10s\n','Integrerad_Transmission',num2str(
    integAmp)); %Integrated transmission
fprintf(fileID,'%0s_%20s_%40s\n','Transmission_Rad1', '
    Transmission_Rad2', 'Transmission_Rad3');
fprintf(fileID,'%0s_%20s_%40s\n',num2str(TransRad1),num2str(
    TransRad2),num2str(TransRad3));
fprintf(fileID,'%0s_%20s_%40s\n','Fas_Rad1', 'Fas_Rad2', 'Fas_
    Rad3');
fprintf(fileID,'%0s_%20s_%40s\n',num2str(FasRad1),num2str(
    FasRad2),num2str(FasRad3));
fclose(fileID);

%% Plot GDR and Integrated transmission vs volume
V=[2,6,10]; %volumes in ml
GDR_Trans=zeros(1,antal-1);
GDR_Phase=zeros(1,antal-1);
Int_Trans=zeros(1,antal-1);

for m=1:(antal-1)/3
    GDR_Trans((3*m-2):3*m)=TransPoints((3*m-2):3*m)/sum(
        TransPoints((3*m-2):3*m)); %GDR transmission
    GDR_Phase((3*m-2):3*m)=PhasePoints((3*m-2):3*m)/sum(
        PhasePoints((3*m-2):3*m)); %GDR phase
    Int_Trans((3*m-2):3*m)=integAmp((3*m-2):3*m); %Integrated
        transmission
end

GDR=[GDR_Trans;GDR_Phase];
GDR=GDR';
```

```

hold off
p=12;
%for p=1:length(paths)/3
    a=paths{3*p};
    a=a(1:length(a)-5);
    cd(a)

    figure(1)
    bar(V,GDR((3*p-2):3*p,:), 'grouped')
    xlabel('Volym [ml]', 'fontsize', 16, 'Interpreter', 'latex')
    ylabel('GDR', 'Interpreter', 'latex')
    legend(strcat('Transmission=', num2str(sum(TransPoints((3*p-2):3*p)))) , strcat('Fas=', num2str(sum(PhasePoints((3*p-2):3*p)))) , 'location', 'northwest', 'Interpreter', 'latex',
    )
    %print (figure(1), 'GDR.fig')
    %savefig('GDR.fig')
    %close

    figure(2)
    bar(V, Int_Trans(3*p-2:3*p), 0.3)
    xlabel('Volym [ml]', 'Interpreter', 'latex')
    ylabel('Integrerad Transmission', 'fontsize', 16, 'Interpreter', 'latex')
    %print (figure(2), 'Int_Trans.fig')
    %savefig('Int_Trans.fig')
    %close
%end

%% View saved figures
paths=importdata('/beda/users/home/jontho/dimumi/18_antenner_3_ringar/cluster_paths.txt');
a=paths{3*1}
a=a(1:length(a)-5);
cd(a)
c1=imread('Int_Trans.png');
c2=imread('GDR_Trans_Error.png');
c3=imread('GDR_Phase_Error.png');
c4=imread('GDR.png');
figure(1)
image(c1)

```

```
figure(2)
image(c2)
figure(3)
image(c3)
figure(4)
image(c4)

%% Mean value transmission
aa=zeros(1,1000);
bb=aa;
for n=1:numAntennas
    for n2=1:numAntennas
        aa=aa+Trans{1}(:,n,n2)';
        bb=bb+Trans{2}(:,n,n2)';
    end
end

aa=aa;
bb=bb;
figure(2)
plot(Freq,aa)
hold on
%plot(Freq,0)
%hold on
plot(Freq,bb,'r')
```

# C

## Bidragsrapport

Under kandidatarbetets gång har gruppen jobbat tätt tillsammans och idéerna har uppkommit genom diskussioner inom gruppen. Den enda stora uppdelningen som gjorts var att Johan och Jonathan var ansvariga för simuleringarna, både utförandet, behandling av mätdata och beskrivningen av denna i rapporten. Frida, Albin, Rickard och Marcel har varit ansvariga för de experimentella delarna, både utförandet, analys av mätdata och beskrivningen av dessa i rapporten. Många delar i rapporten har ursprungligen skrivits av enskilda personer, men bearbetats av gruppen till den grad att alla känner att alla är delaktiga i samtliga delar av rapporten.