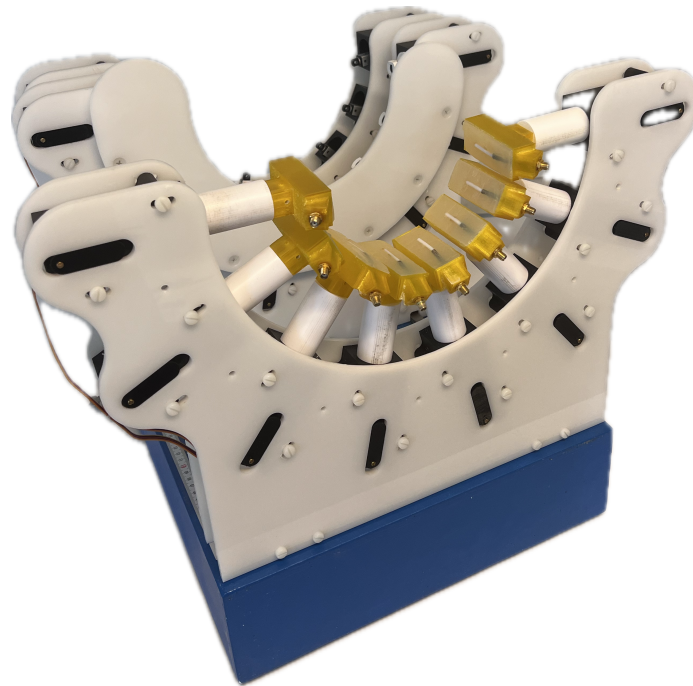




CHALMERS



Detection of Muscle Ruptures using Micro-waves.

Undersökning av möjliga referenssignaler och konstruktion av en databas bestående av mätningar

Kandidatarbete inom Elektroteknik

Elsa Andersson, Adam Franzén, Anna Heed, Emrik Lavéno Ling, Lina Sandström, Wilma Sunnerberg

INSTITUTIONEN FÖR ELEKTROTEKNIK

CHALMERS TEKNISKA HÖGSKOLA

Göteborg 2024

www.chalmers.se

KANDIDATARBETE INOM ELEKTROTEKNIK 2024

Diagnostisering av muskelbristning med mikrovågor

Undersökning av möjliga referenssignaler och konstruktion av en
databas bestående av

Elsa Andersson
Adam Franzén
Anna Heed
Emrik Laveno Ling
Lina Sandström
Wilma Sunnerberg



CHALMERS

Institutionen för Elektroteknik
CHALMERS TEKNISKA HÖGSKOLA
Göteborg 2024

Diagnostisering av muskelbristning med mikrovågor
Undersökning av möjliga referenssignaler och skapande av en databas bestående av
mätningar

Handledare: Laura Guerrero Orozco, Institutionen för Elektroteknik
Examinator: Andreas Fhager, Institutionen för Elektroteknik

Kandidatarbete 2024
Institutionen för Elektroteknik
Chalmers Tekniska Högskola
SE-412 96 Göteborg

Omslagsbild: Mätupställning använd i kandidatarbetet.

Skriven i L^AT_EX
Göteborg 2024

Sammanfattning

Muskelbristning är en vanlig skada hos idrottsutövare. Framförallt drabbas hamstringsmuskulaturen mer frekvent av muskelbristningar jämfört med andra muskler i benet. Vid en muskelbristning är det viktigt att låta skadan läka fullt ut innan det går att belasta muskeln igen. I nuläget har vården svårt att erbjuda en billig och lättillgänglig metod för diagnostisering. Det kan leda till att idrottare återgår till utövning av sporten för tidigt och förvärrar skadan. Syftet med studien är därför att hitta en kostnadseffektiv och mer tillgänglig metod för diagnostisering av muskelbristningar i hamstringsmuskulaturen.

I projektet används en mikrovågsbaserad teknik med åtta justerbara monopolantennar placerade i en halvcirkel som systematiskt skickar mikrovågor med olika frekvenser. En stor utmaning med mikrovågsteknologi är den hudreflektion som uppstår vid mätningar. Hudreflektionen skymmer ofta delar av responsen från målobjektet, vilket leder till förlust av viktig information. Ett av projektets huvudmål blir således att undersöka möjliga referenssignaler som kan användas för att ta bort den oönskade responsen. Det andra huvudmålet är att skapa en databas med olika mätningar för framtida forskning.

Det utfördes mätningar på både muskelfantom och mänskliga lår. Totalt skapades tre stycken lår- och blodfantomer i syfte att simulera en muskelbristning. Signalskillnaden mellan en referens och ett målobjekt analyserades. Referenserna som undersöktes var fantom som antingen var roterad eller i upprätt läge, höger och vänster ben samt två punkter på samma ben. Detta gjordes i både frekvens- och tidsdomänen. För databasen placerades blodet på olika positioner i muskelfantomen.

Resultatet från mätningarna på lår med den existerande datan att det inte går att använda det andra benet som referens men belägg för att upprätta vid vidare studier. Däremot måste mätningen ske på samma höjd på båda benen, alltså med hög noggrannhet. För muskelfantomen går det rotera mätningen med 45° för att få fram en referenssignal. En databas skapades med 57 mätningar.

Abstract

Muscle rupture is a common injury among athletes. Hamstring muscles, in particular, are more frequently affected by muscle strains compared to other muscles in the leg. When a muscle rupture occurs, it is important to allow the injury to fully heal before stressing the muscle again. Currently, general healthcare struggles to provide a cheap and readily available method for diagnosis. This can lead to athletes returning to sports prematurely, worsen the injury. Therefore, the aim of the study is to find a cost-effective and more accessible method for diagnosing hamstring muscle ruptures. The project utilizes a microwave-based technique employing eight adjustable monopole antennas arranged in a semi-circle, systematically transmitting microwaves at various frequencies. A significant challenge with microwave technology is the skin reflection that occurs during measurements. Skin reflection often obscures parts of the response from the target object, leading to the loss of crucial information. Therefore, one of the main objectives of the project is to introduce a reference signal that can be used to remove the unwanted response from the signal. The second main objective is to create a database of various measurements for future research. Results from the thigh measurements indicate that it is not possible to use the second leg as a reference. However, it is important that measurements are taken at the same height on both legs. For the muscle phantoms, rotating the measurement by 45° can generate a reference signal. A database was constructed with 57 measurements.

Förord

Vi i gruppen vill rikta ett stort tack till vår handledare Laura Guerrero Orozco för hennes ovärderliga engagemang och stöd under vårterminen. Vi är oerhört tacksamma för det tålamod du har visat oss. Vi vill dessutom tacka tidigare kandidatarbeten för att ha gett en stadig grund att bygga vidare på.

Elsa, Adam, Anna, Emrik, Lina, Wilma - Göteborg, Maj 2024

Innehåll

1	Introduktion	1
1.1	Syfte	1
1.2	Mål och problemlösning	2
1.2.1	Delstudie A	2
1.2.2	Delstudie B	3
1.3	Avgränsningar	3
1.3.1	Fantom	3
1.3.2	Mätning på lår	3
1.3.3	Hårdvara	3
1.3.4	Mjukvara	3
1.4	Samhälle och etik	4
2	Teori	5
2.1	Anatomi och muskelbristningar	5
2.2	Elektromagnetiska vågor	6
2.2.1	Mikrovågor	6
2.2.2	Signalgenerering	7
2.2.3	S-matris	7
2.3	Monopolantennor	9
2.4	Dielektriska egenskaper	10
2.5	Dämpande material	11
2.6	Fantom	11
2.7	DMAS-Algoritmen	11
2.7.1	Referenssignal	12
3	Metod	13
3.1	Beskrivning av mätutrustning	13
3.2	Förberedelse inför mätningar	14
3.2.1	Fantomstorlekar	14
3.2.2	Fantomtillverkning	14
3.2.3	Utkarvning av muskelfantom	15
3.2.4	Utskärning av blodfantom	16
3.2.5	Hydrogeltillverkning till antenner	16
3.2.6	Val av parametervärden	17
3.3	Delstudie A	18

3.3.1	Mätningar på personer	18
3.3.2	Markera ut på lår	19
3.3.3	Mätning på lår	20
3.3.4	Mätningar på endast två testpersoner	21
3.3.5	Rotationsmätningar med blodfantom	21
3.3.6	Dataanalys	22
3.4	Delstudie B	23
3.4.1	Mätning av permittivitet och konduktivitet	23
3.4.2	Blodplacering	23
3.4.3	Mätningar på fantom	24
4	Resultat	27
4.1	Delstudie A	27
4.1.1	Differensen mellan muskelfantom med och utan blodfantom	28
4.1.2	Skillnader mellan höger och vänster ben	29
4.1.3	Skillnader mellan två punkter på samma ben	34
4.1.4	Rotation av blödning	37
4.2	Delstudie B	43
4.2.1	Databas	43
4.2.2	Mätresultat	43
5	Diskussion	45
5.1	Delstudie A	45
5.1.1	Kontrollmätning	45
5.1.2	Differensen mellan muskelfantom med och utan blodfantom	45
5.1.3	Skillnader mellan höger och vänster ben	46
5.1.4	Skillnader mellan två punkter på samma ben	47
5.1.5	Felkällor till mätning på testperson	47
5.1.6	Rotation av blödning	48
5.2	Delstudie B	48
5.2.1	Mättillfällen och fantomtillverkning	49
5.2.2	Antenngelens påverkan	49
5.2.3	Förbättringar	50
6	Slutsats	51
6.1	Delstudie A	51
6.2	Delstudie B	51
	Litteraturförteckning	53
A	Bilaga 1 - Placering av blodfantom	I
B	Bilaga 2 - Mätningar i tidsdomän för position MM, MH MK	III

1

Introduktion

Muskelbristning är en vanlig skada hos idrottsutövare, både för elitidrottare och motionärer [1]. Framförallt drabbas hamstringsmuskulaturen mer frekvent av muskelbristningar jämfört med andra muskler i benet [2]. Muskelbristningar kan orsakas av stöt, sträckning eller skärskador och går att dela in i tre olika klasser: mild, måttlig och allvarlig (benämns även klass I, II och III) [3]. Vid klass III känner den skadade tydligt av om den drabbats av en muskelbristning eftersom det innebär en fullständig bristning av muskeln, nämligen att muskeln har gått av. Personen upplever därav svår smärta och får ofta besvär med att gå [3, 4]. Det är däremot svårare att avgöra om skadan är en muskelbristning vid klass I och klass II på grund av att symptomen inte är lika tydliga, vilket innebär en utmaning i att diagnostisera skadan.

Vid en muskelbristning är det viktigt att låta skadan läka fullt ut innan muskeln belastas igen [5]. Det är idag vanligt att idrottare återgår till utövning av sporten för tidigt och förvärrar skadan. Enligt en studie från 2017 [2], får cirka 12 – 33% ett återfall i hamstringmuskeln. För elitidrottare som försörjer sig på idrotten kan det få stora konsekvenser om de förblir skadade under en längre period. Även för motionärer kan konsekvenserna bli tillräckligt stora för att orsaka problem i vardagen. Därför är det viktigt att det finns tillgängliga metoder som kan underlätta detektion av muskelbristningar, som hejdar idrottare från att återgå till utövandet för tidigt.

Metoden som idag används för att detektera muskelbristningar är främst magnetisk resonanstomografi (MR) och ultraljud [6]. MR är en bra metod eftersom den ger detaljerade bilder av mjukvävnad, däremot är den kostsam med både lång undersökningstid och väntetid [7]. Ultraljud har fördelen att den är portabel samt mer tillgänglig och billigare än MR. Här krävs det att undersökningen utförs av en person med god kunskap om anatomiska strukturer som kan urskilja avvikande muskelvävnad från frisk [8]. Det kan vara antingen en läkare, biomedicinsk analytiker eller barnmorska [9]. Med detta som bakgrund finns ett behov av en billig och portabel metod som är oberoende av en specialist inom området. En lösning på problemet skulle kunna vara att utnyttja mikrovågsteknik.

1.1 Syfte

Projektet utgår från avhandlingen av Guerrero [10] gällande diagnostisering av muskelbristning med hjälp av mikrovågor. Syftet med föreliggande studie är att undersöka metoder för kvantifiering av en referenssignal, samt insamling av mätdata och

konstruktion av en databas för framtida analys med hjälp av maskininlärning.

1.2 Mål och problemlösning

Projektet är indelat i två delstudier med separata mål. En stor utmaning med mikrovågsteknologi är den så kallade hudreflektionen som uppstår vid mätningar. Från avhandlingen av Guerrero [10], framkommer det att mikrovågssignalerna innehåller information från både hudreflektionen och en fördröjd respons från själva målobjektet. Generellt sett är magnituden på hudreflektionens signaler större än magnituden från målobjektets [11]. I dessa fall skymms delar av responsen från målobjektet vilket leder till förlust av viktig information. Således är det av betydelse att ta bort den oönskade responsen från hudreflektionen. Detta kan möjliggöras genom att använda en referenssignal.

Referenssignalen tas vanligtvis fram från en tom muskelfantom som representerar ett friskt och oskadat ben. I en klinisk miljö är det inte möjligt att nyttja muskelfantom på detta vis. Därav vill vi hitta alternativa tillvägagångssätt som är lämpliga för en klinisk miljö utan fantom. Utifrån detta formuleras målen för Delstudie A.

Nästa delstudie fokuserar på insamling av mätdata för att skapa en databas. Denna ska i ett senare skede kunna brukas i syfte att träna en maskininlärningsalgoritm. Ett exempel på detta är att klassificera om blod påträffas i vävnaden (muskelbristning), med en ytterligare klassificering av blodets storlek (bristningens allvarlighetsgrad).

Databasen behöver vara bred för att kunna genomföra en betydelsefull analys med en maskininlärningsalgoritm. Det beror på att den ska fungera för en mängd olika utfall. Databasen skall därför representera en mångfald av människor gällande dess lårstorlek, med en varierad allvarlighetsgrad av muskelbristningar. För att säkerställa att databasen blir tillräckligt bred och uppnår syftet att kunna ligga till grund för framtida analys formuleras målen för Delstudie B.

1.2.1 Delstudie A

- Fastställa om det går att nyttja det motsatta oskadade benet som referenssignal, genom att undersöka om det finns godtyckliga likheter mellan höger och vänster ben. Även noggrannheten för placering av mätpunkten ska kontrolleras.
- Studera signalskillnaden mellan två nivåer på samma ben i syfte att bekräfta om det är möjligt att ta fram en referenssignal från en annan punkt på det skadade benet.
- Utvärdera om rotation av ett muskelfantom med blödning kan användas för att kvantifiera en referenssignal, genom att jämföra responsen från blodfantomet vid de olika rotationerna.

1.2.2 Delstudie B

- Framställa tre separata muskel- och blodfantomer för att representera varierande benstorlekar och muskelbristningar.
- Samla in data via mätningar med blodfantom på varierande position längs sagittalplanet i vardera muskelfantom.
- Konstruera en databas som utgörs av den insamlade datan.

1.3 Avgränsningar

Att avgränsa projektet är en nödvändighet för att omfattningen inte ska bli för komplex och för att undersökningen ska bli mer relevant mot syftet. Då båda delstudierna hanterar samma hårdvara och mjukvara appliceras samtliga avgränsningar över hela projektet, om inget annat anges.

1.3.1 Fantom

I delstudie B utförs endast mätningar på fantom på grund av att tekniken är i ett tidigt utvecklingsstadium. Fantom är en typ av massa som besitter samma egenskaper som mänsklig vävnad. För detta projekt är det muskelvävnadens och blodets dielektriska egenskaper i mikrovågsspektrat som efterliknas med fantom. Fantomen kan således antagas vara ekvivalent med ett simplificerat mänskligt lår, där det med stor frihet går att tillsätta blod. Det eliminerar behovet av testpersoner med riktiga muskelbristningar och kräver därmed inte något etiskt godkännande för att genomföra studien.

1.3.2 Mätning på lår

Eftersom det saknas mätinstrument för att kvantifiera muskelmassa, muskeldensitet och kroppsfett som kan påverka spridningen av mikrovågorna avgränsas dessa från undersökningen. För att komplettera denna brist tas istället kön och omkrets av mätposition i beaktning.

1.3.3 Hårdvara

Hårdvaran som används i projektet är densamma som används i föregående kandidatarbete och avhandling [12, 10]. Receptet till hydrogel och fantom från dessa studier förblir densamma för att bygga vidare på tidigare analys och resultat.

1.3.4 Mjukvara

Algoritmen, utvecklad av Guerrero [10], används i detta projekt. Avgränsningen blir att mjukvaran inte utvecklas ytterligare. Vidare analyseras och kvantifieras mätningarna med enklare kod i MATLAB som skapas i denna studie.

1.4 Samhälle och etik

Projektet involverar mätningar med mikrovågor. Till detta beaktas samhällliga och etiska aspekter. Den främsta potentiella hälsoriskerna vid användning av mikrovågor är att de omvandlas till värme i kroppen [13]. För att uppvärmingen skall bli farlig måste mikrovågorna komma från en källa med mycket hög effekt. Med detta finns riktlinjer från Svenska strålsäkerhetsmyndigheten [14] kring hur mycket elektromagnetisk strålning en person får exponeras för. I fallet av denna studie är effekten från antennerna tillräckligt för att generera såpass mycket värme för att skada kroppen. Som jämförelse är effekten från antennerna mindre än strålningen från en mobiltelefon [15, 16].

2

Teori

I följande kapitel behandlas relevant information om benets anatomi, mikrovågor, antennsystem, fantomkonstruktion, DMAS-Algoritmen och signalgenerering. Detta för att ge en teoretisk förklaring om innehållet i de nästkommande avsnitten.

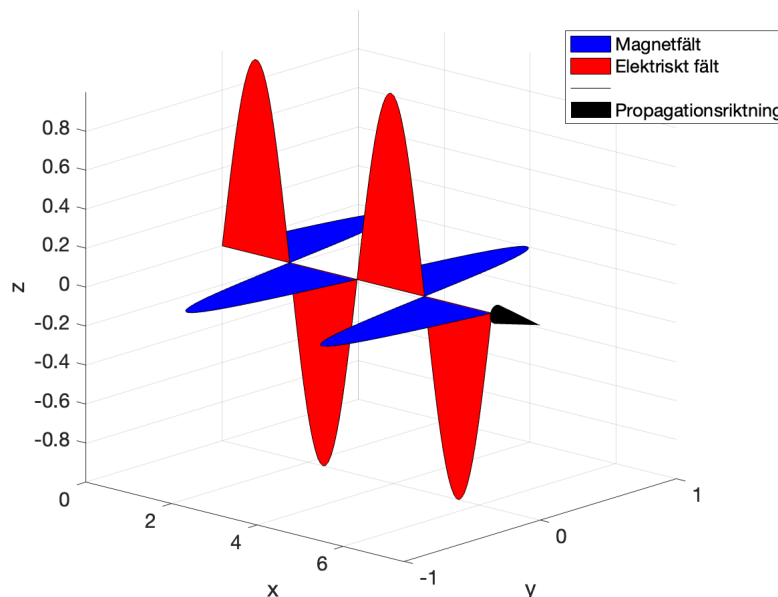
2.1 Anatomi och muskelbristningar

Kroppen består av tre sorters muskelvävnad, närmare bestämt glatt muskulatur, hjärtmuskulatur och skelettmuskulatur [17, 18]. Skelettmuskulaturen är den vanligaste av dessa och styrs med hjälp av viljan. Det innebär att vi kan röra på oss när och hur vi vill [17]. Skelettmuskler är en samling av muskelceller, även kallat muskelfibrer, där dess antal varierar beroende på vilken muskel det rör sig om. Muskelcellerna består av muskelbuntar som i sin tur består av flera myofibriller. Det är myofibrillerna som står för sammandragningen i muskeln. Bindväv finns också inuti muskeln och fungerar som en ram som gör att de olika muskelcellerna hålls ihop med de andra komponenterna inuti muskeln under en genomförd kontraktion eller extension [19].

Om en muskel kontraheras eller extenderas för snabbt och med allt för höga krafter kan det ske en bristning i muskeln [19]. Detta kan ske i samband med bland annat snabb acceleration, inbromsning, riktningsförändring eller vid explosiva hopp [20]. Det finns olika varianter av muskelbristning som generellt sett delas in i tre allvarlighetsgrader; I, II och III [21]. Grad I står för den mildaste varianten av muskelbristning. Då är det några få muskelfibrer som är sträckta eller slitna. Här går det fortfarande att använda muskeln trots förekommande smärta. Vid en bristning av grad II har fler muskelfibrer skadats och en starkare smärta kan förekomma. Vid denna grad bildas vanligen en svullnad och ett blåmärke (hematom) över den skadade muskeln. I en muskelbristning av grad III har muskeln helt och hållet gått sönder i två olika delar. Här utvecklas en stor smärta och det syns tydligt en svullnad och missfärgning över muskeln samt muskelfunktionen är nu minimal. Ibland kan det även kännas som ett hål över partiet där muskeln har gått av [21].

2.2 Elektromagnetiska vågor

Elektromagnetisk fältteori utgör en grundläggande och avgörande del för att förklara naturen hos elektromagnetiska vågor och lösa diverse elektromagnetiska problem. En elektromagnetisk våg innehåller ett elektriskt fält, \mathbf{E} och ett magnetiskt fält, \mathbf{B} , som oscillerar ortogonalt mot varandra med ljusets hastighet i propagationsriktningen [22]. Se figur 2.1 för en illustration.



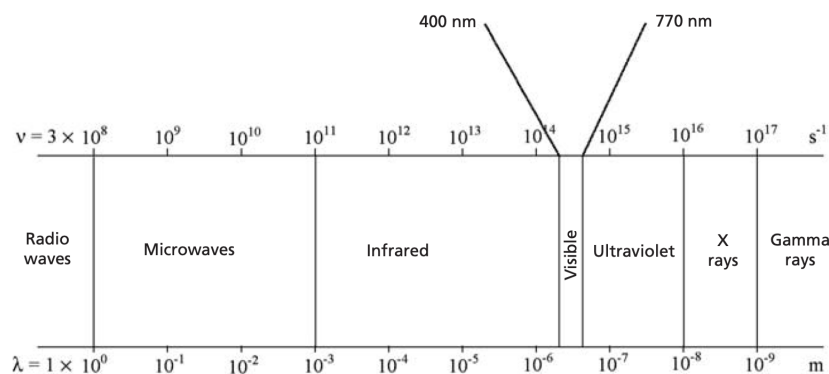
Figur 2.1: En elektromagnetisk våg som propagerar i \hat{x} -riktning med ett magnetfält, $\hat{y}\mathbf{B}$ och ett elektriskt fält, $\hat{z}\mathbf{E}$. Författarens egna bild.

2.2.1 Mikrovågor

Mikrovågor är den del av det elektromagnetiska spektrat med ett frekvensintervall från 300 MHz till 300 GHz (våglängder motsvarande 1 m till 1 mm) [23]. Se figur 2.2 för det elektromagnetiska spektrat. Mikrovågor används bland annat inom hushållet, där mikrovågsugnen är det mest kända exemplet. Inom industrin används mikrovågor för olika processer såsom torkning, uppvärmning och materialbehandling [24, 25]. Andra användningsområden återfinns inom radarteknik, satellit- och säkerhetskommunikation [26].

Mikrovågor kan delas in i tre undergrupper [27]:

- Ultrahöga frekvenser (UHF): Frekvenser mellan 300 MHz till 3 GHz
- Superhöga frekvenser (SHF): Frekvenser mellan 3 till 30 GHz
- Millimetervågor (*Extremely High Frequency på eng.*)(EHF): Frekvenser mellan 30 till 300 GHz



Figur 2.2: Det elektromagnetiska spektrumet med frekvens och våglängd för de olika frekvensområdena [23].

I detta projekt används ultrahöga mikrovågor. Dessa frekvenser är fördelaktiga mot kroppsvävnaden eftersom de tränger in i kroppen med ett lämpligt djup [28, 29]. Vid lägre frekvenser sker en diffraktion när strålningen passerar vävnaden, medan vid högre frekvenser går dessa rakt igenom.

2.2.2 Signalgenerering

Då våglängden hos en signal i en krets är mycket större än kretsen kan spänning och ström användas för att beskriva systemet [30]. Eftersom det blir ett quasistatiskt system. I föreliggande projekt används mikrovågor med höga frekvenser, vilket innebär att våglängden är kort. Det gör det lämpligare att beskriva nätverket med inkommande och utgående vågor [31], så kallade S-parametrar.

Mikrovågors beteende i frekvensdomänen beskrivs av spridningsparametrar, även kallat S-parametrar. Det vanligaste instrumentet för att tolka och analysera mikrovågor är med en vektornätverksanalysator (VNA), som mäter noggrannheten och effektiviteten hos S-parametrarna i N-portsnätverket [32]. Bland samtliga antenner i uppsättningen agerar en antenn åt gången som sändare och de resterande antennerna som mottagare. Eftersom VNA:n endast kan mäta en frekvens åt gången, stimuleras en antenn vid varje frekvens. Detta upprepas vid varje antenn i uppsättningen [32]. Om antalet antenner motsvarar N, avgörs storleken av den resulterade spridningsmatrisen som $N \times N$.

2.2.3 S-matris

I S-matrisen relateras vektorn för infallande vågor, \mathbf{a} samt vektorn för spridda vågor, \mathbf{b} , enligt $\mathbf{S}\mathbf{a}=\mathbf{b}$ [32] där:

$$\mathbf{a} = [a_1 \quad a_2 \quad a_3 \quad a_N]^T \text{ och } \mathbf{b} = [b_1 \quad b_2 \quad b_3 \quad b_N]^T \quad (2.1)$$

Under studien används 8 antenner ($N = 8$) vilket ger följande S-matris:

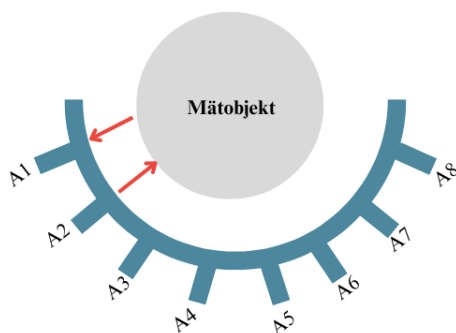
$$\mathbf{S} = \begin{bmatrix} S_{11} & \dots & S_{18} \\ \cdot & & \cdot \\ \cdot & & \cdot \\ \cdot & & \cdot \\ S_{81} & \dots & S_{88} \end{bmatrix} \quad (2.2)$$

För mikrovågsnätverket är det S-parametrarna som är grunden för reflektions- och transmissionskoefficienter. Diagonalelementen i matrisen \mathbf{S} är reflektionskoefficienter, för den i :te antennen benämns elementet S_{ii} där $i = 1, \dots, N$ [32]. Diagonalelementen beskrivs i termer av infallande och utgående vågor enligt $S_{ii} = |b_i/a_i|$. De resterande elementen i matrisen är transmissionskoefficienter. Dessa uttrycks från den i :te antennen till den j :te antennen, S_{ij} , där $i \neq j$. Då beskrivs $S_{ij} = |b_j/a_i|$ i termer av den utgående vågen b_j , från den j :te antennen och den infallande vågen a_i från den i :te antennen [32].

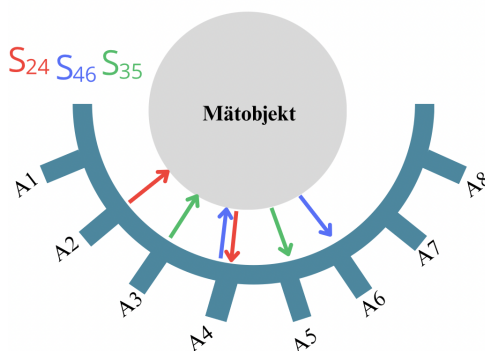
I figur 2.3 är antenn A1 en mottagare och antenn A2 en sändare. Dessa antenner bildar S-parametern S_{21} . För varje frekvens skickar A2 iväg mikrovågor som de övriga antennerna registrerar en i taget och bildar elementen S_{2j} . Följande procedur upprepas tills samtliga antenner använts och skapar tillsammans matrisen \mathbf{S} .

Under projektet används specifikt tre transmissioner, S_{24} , S_{46} och S_{35} . En illustration av dessa transmissioner ges i figur 2.4, där visas vilka antenner som signalerna härstammar från. Det finns tre huvudsakliga anledningar till varför just dessa S-parametrar (transmissioner) har valts:

- 1) Antennerna som är placerade i mitten av halvcirkeln får bäst kontakt med låret, på grund av gravitationen.
- 2) Det är av större intresse att undersöka signalen på undersidan av låret, eftersom det är vanligast att få en muskelbristning där [2].
- 3) Avståndet mellan antennerna är optimalt eftersom här är signalerna starka. Ju längre avstånd mellan antennerna, desto svagare signal.



Figur 2.3: Illustration av mikrovågsnätverk där A2 illustrerar sändande antenn och A1 motgagande antenn.

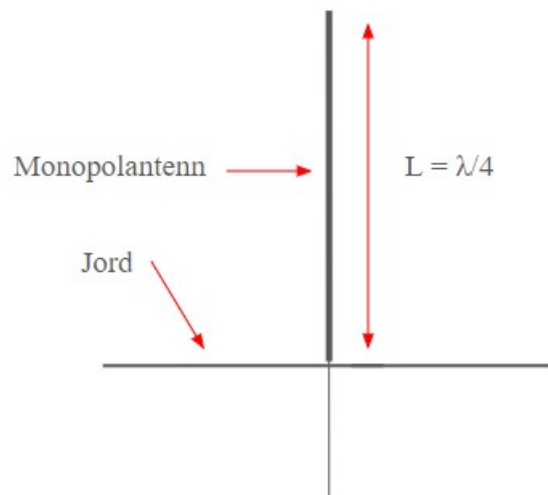


Figur 2.4: Figuren illustrerar hur antennerna samt hur signalerna skickas från de tre olika S-parametrarna S_{24} , S_{46} samt S_{35} .

2.3 Monopolantenn

Antenners funktion är att skicka eller ta emot elektromagnetiska vågor. Mer exakt fungerar antenner som transmittorer genom att omvandla ström till elektriska vågor. En mottagarantenn kan senare inducera en ström från vågorna och ta emot en signal [33]. Monopolantennen är den simplaste antennvarianten som kan användas som både transmittor och mottagare. Den består av en konduktiv stav (antenn delen) och en jordad yta [34] som i figur 2.5. I projektet används den på samma sätt, fast utan ett jordplan. Utformningen av monopolantennen ger upphov till en rundstrålade strålnzon, vilket innebär att monopolantennen strålar jämn intensitet runt sig, åt alla håll. Den här egenskapen tillåter mätning från flera vinklar.

Monopolantennen används vanligtvis som en resonant antenn, som innebär att antennens längd beror på de våglängder som hanteras [35]. Antennens längd är en fjärdedels våglängd av dess resonansfrekvens, se ekv. 2.3. Vid resonans blir des-



Figur 2.5: En monopolantenns uppbyggnad och komponenter.

sa antenner enbart resistiva och reaktansen blir noll, vilket i sin tur ger maximalt strömflöde [36].

$$L = \frac{\lambda}{4} \quad (2.3)$$

Resonansfrekvensen beror på längden av antennen, mer specifikt beror den på den elektriska längden av antennen, inte den fysiska. Våglängder är beroende av ljushastigheten hos ett medium kan två identiska antenner ha samma fysiska längd med hantera olika våglängder. Hastigheten påverkas av den elektriska och magnetiska permittiviteten för materialet [36]. Våglängden för ett medium går därför att beskrivas enligt ekv. 2.4.

$$\lambda_{medium} = \frac{c}{\sqrt{\epsilon_r \mu_r} F} \quad (2.4)$$

2.4 Dielektriska egenskaper

Vävnader har varierande dielektriska egenskaper [37] som, tillsammans med geometrin, påverkar mikrovågornas utbredning i kroppen [38]. De dielektriska egenskaperna beskriver den potentiella rörelsen av materialets laddning då materialet utsätts för ett elektriskt fält [39]. Dessa egenskaper är bland annat frekvens- och temperaturberoende [40]. Relativ permittivitet och konduktivitet är dielektriska egenskaper som spelar en stor roll vid mikrovågornas utbredning i vävnaden [41].

Permittivitet är ett materials förmåga att lagra och frigöra elektromagnetisk energi [40]. En vävnads vattenmängd har stor betydelse för dess permittivitet [42]. Det beror på att vattenmolekylen är en dipol [43], vilket innebär att när de utsätts för ett externt elektriskt fält kommer molekylerna att ordna sig så att dipolmomentet

infaller parallellt med fältet [40]. Det innebär att vävnader med högre vatteninnehåll är känsligare för polarisering av ett elektriskt fält.

Konduktivitet är ett mått på hur väl ett material leder elektrisk ström, det vill säga materialets ledningsförmåga [44]. Vävnaders konduktivitet har därför en stark koppling till mängden joniserande atomer i vävnaden.

2.5 Dämpande material

Ett problem med elektromagnetiska vågor är att monopolantennerna sänder ut vågor i alla riktningar. Därmed färdas en del vågor direkt mellan antennerna utan att propagera i mätobjekt. Dessa direkta vågor mellan antennerna bidrar inte till någon information om mätobjektet.

För att koncentrera vågorna genom mätobjektet behövs ett dämpande material, dels som omsluter antennerna och dels mellan antennerna och mätobjektet. Vid tidigare kandidatarbeten [15, 28, 45, 12] har olika material testats. Kandidatarbetet för år 2017 [15] använde EcoSorb, vilket är ett skumliknande material. Detta material gav fortfarande en hög andel önskade signaler som ej bidrog till någon information. I de efterkommande kandidatarbeterna [28, 45, 12] och i avhandlingen av Guerrero m. fl. [42] har istället olika typer av hydrogeler testats.

Hydrogel består av salt, vatten och agar. Det används för att dämpa de ut- och sidogående mikrovågorna och reducera signaler som sprids i alla riktningar [42]. Vid en ökad jonkoncentration, i det här fallet natriumklorid, ökar även konduktiviteten i hydrogelen, vilket ökar dämpningen av de signaler som färdas direkt mellan antennerna. [10].

2.6 Fantom

För att simulera en blödning med känd storlek och position kan en förenklad modell av lårets struktur användas, ett så kallat fantom. Fantomerna har samma konduktivitet och permittivitet som biologisk vävnad. En fantom kan skapas genom att använda olika material. I studien tillverkas lårfantom genom att använda vatten, salt, agar och socker.

2.7 DMAS-Algoritmen

Delay Multiply And Sum-algoritmen (DMAS) är den grundläggande metoden för bildrekonstruktion. Den går ut på att tidsskifta signalerna, multiplicera de och slutligen summera dessa. På grund av att signalerna färdas olika långt och når mottagarantennerna vid olika tidpunkter, så hamnar de i ofas med varandra [46]. Genom att tillsätta en tidsfördröjning kommer signalerna istället i fas. Därefter multipliceras signalerna i par, för att reducera brus och därav öka bildkvaliteten [47]. Sedan summeras och kvadreras allt till en och samma punkt.

Intensiteten för denna punkt fås genom att integrera dess utsignal $S[n]$ över ett tidsfönster W_a [46].

$$I(r_0) = \int_0^{W_a} S[n] dt \quad (2.5)$$

Detta repeteras genom att variera tidsskiftet för att avbilda flera punkter i objektet för att få högre upplösning.

2.7.1 Referenssignal

Genom att utnyttja en referenssignal kan signalen med endast blodfantom tas fram via filtrering. Detta görs med hjälp av att ta en signal med både lårfantom och blodfantom och sedan subtrahera denna med en signal innehållande endast lårfantom, själva referensen [10]. Kvar blir då responsen från endast blodfantomet, se figur 2.6.



Figur 2.6: Figuren illustrerar en signal med lår- och blodfantom som subtraheras med lårfantom. Resultatet blir en signal med endast blodfantom.

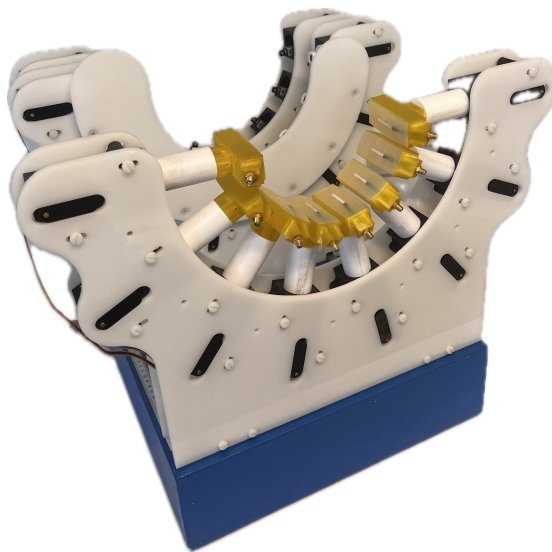
3

Metod

I detta kapitel avhandlas genomförandet av de två delstudierna, A och B. Det inkluderar beskrivning av utrustningen som använts, metodiken för tillverkning av antenngel samt muskel- och blodfantom. Även en beskrivning av förberedelser inför och utförandet av mätningarna ges.

3.1 Beskrivning av mätutrustning

Mätupställningen som användes visas i figur 3.1. Två av cirkelbågarna kan flyttas horisontellt och varje individuell antenn kan positioneras radiellt med en digital kontrollpanel. Antennerna är gjorda av koaxiala kablar som är avskärmade ner till den inre dielektriska insulatorn. Dessa är 22 mm långa och 1,6 mm i diameter. Varje individuell antenn är placerad med 20° vinkel från dess grannantenn. Från antennenordningen är åtta flexibla koaxiala kablar inkopplade mot en VNA (Rohde & Schwarz ZNBT8). Den har totalt 24 portar och kan analysera frekvenser på 9 kHz - 8.5 GHz.



Figur 3.1: Mätutrustningen som används för mätningarna med antennerna i sitt yttersta läge.

3.2 Förberedelse inför mätningar

Innan mätningarna kunde genomföras krävdes en del förberedelser som nämns i nedanstående avsnitt.

3.2.1 Fantomstorlekar

Lårfantomerna gjordes i cylinderformade behållare med 16.0, 18.0 respektive 21.5 cm i diameter. Dessa visas i figur 3.2. I fortsättningen benämns dessa som 16, 18 och 21. Storlekarna ska representera varierande storlekar på människors lår där medeldiametern på en kvinnas lår är 16.4 cm och medeldiametern på en mans lår är 17.0 cm [48]. Storlekarna valdes även efter tillgänglighet av behållare med rätt omkrets och att den färdiga fantomen inte skulle begränsas av antennernas max/min diameter. Det enda kravet på dessa behållare var att de skulle klara av temperaturer upp till 100°C, då fantomen når dessa temperaturer vid tillverkning.



Figur 3.2: Gjutningsformor som användes till muskelfantomstillverkning.

3.2.2 Fantomtillverkning

I de två delstudierna användes fantom av både muskel och blod. Totalt skapades tre storlekar av vardera. De olika fantomen tillverkades med samma metodik, fast med varierad proportion av ingredienserna. Detta för att uppnå de korrekta dielektriska egenskaperna för respektive vävnadstyp. Permittiviteten och konduktiviteten för muskelvävnad och blodvävnad för 1 GHz resonansfrekvens hämtades från Institute of applied physics Nello Carrara"(IFAC) [49]. Värdena återfinns i tabell 3.1.

Tabell 3.1: Konduktivitet och permittivitet för muskler och blod vid 1GHz.

Vävnad	Konduktivitet [S/m]	Relativ permittivitet
Muskel	0.97819	54.811
Blod	1.5829	61.065

Dessa användes senare till att beräkna förhållandet mellan ingredienserna för lårfantomen. Det gjordes med ett recept från hemsidan Advanced MRI section, National Institutes of Health [50], som tillhandahåller recept för olika vävnadstyper. I receptet sattes parametrarna resonansfrekvens, total vattenvolym, agaros-koncentration och temperatur in. Valda värden visas i tabell 3.2.

Tabell 3.2: Värden som matades in på hemsida för att få fram recept.

Parametrar	Muskel	Blod
Konduktivitet [S/m]	0.98	1.58
Permittivitet	54.79	61.065
Resonansfrekvens [Mhz]	1000	1000
Vattenvolym [ml]	9000	1000
Agaros koncentration [%]	3	3
Temperatur [°C]	20.0	20.0

I tabell 3.3 visas den totala vikten för varje ingrediens i receptet.

Tabell 3.3: Receptet för muskel- och blodfantom.

Ingredienser & egenskaper	Muskel	Blod
NaCl [g]	89.9	23.39
Socket [g]	7806.6	558.14
Agar [g]	270.0	30.0
Benzoic Acid [g]	9.0	1.00
Vatten [g]	9000.0	1000.0

För tillverkning av lårfantomerna blandades socker, vatten och salt i en stor kastrull. En liter av lösningen sattes åt sidan för senare användning vid mätningar. Kastrullen sattes på en värmeplatta. När innehållet hade nått 60° tillsattes agar. Under omrörning värmdes lösningen till 95°C och fick sedan stå i ytterligare två minuter på värmen innan den togs åt sidan. Lösningen portionerades ut i de tre behållarna som fick svalna några timmar innan de lades in i kylskåp för stelning. Processen för att tillverka blodfantomerna skedde enligt samma procedur, men med ändrade proportioner av ingredienser enligt tabell 3.3. Utöver detta adderades röd karamellfärg för att särskilja de olika fantomen.

3.2.3 Utkarvning av muskelfantom

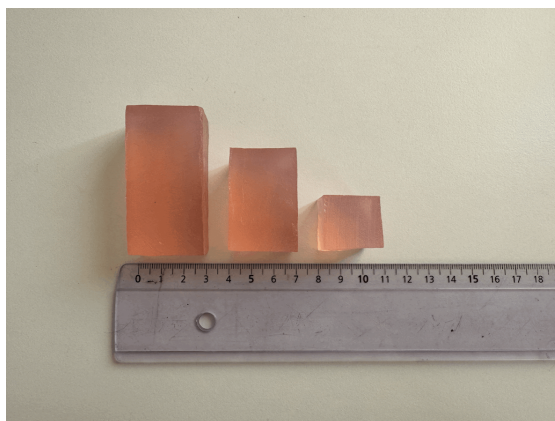
Det karvades ut två hål i fantomen med 21 cm i diameter och ett hål i fantomerna med 16 och 18 cm i diameter. Hålens storlek för varje fantom visas i tabell 3.4. Anledningen till att två hål användes för den stora fantomen var för att öka dess hållfasthet och minska risken för sprickbildning. För de mindre lårfantomerna placerades hålen centralt, medan de för det stora fantomet placerades öppningarna 3 cm ifrån varandra.

Tabell 3.4: Storlekarna på hålen i lårfantomerna.

Fantomstorlek (cm)	Längd (cm)	Bredd (cm)	Djup (cm)
16.0	2.5	6	12
18.0	2.5	7	14
21.5	2.5	5	16

3.2.4 Utskärning av blodfantom

Blodfantomerna skars ut i tre olika storlekar; 2x2x2 cm, 2x3x4 cm och 2x3x6 cm. Storlekarna benämns hädanefter som liten, mellan och stor. Syftet med de olika storlekarna är att representera den olika mängd blod som samlas i hamstringsmuskeln vid olika grader av muskelbristningar. Formen för blodfantomen valdes till rätblock för enkelhetens skull. De urskurna blodfantomerna kan ses i figur 3.3.

**Figur 3.3:** Bilden illustrerar de tre blodfantomerna.

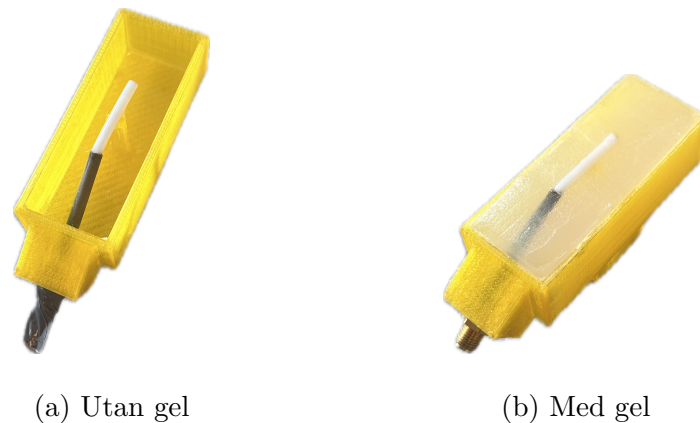
3.2.5 Hydrogeltillverkning till antenner

Antenngelen tillverkades med samma metodik som "Fantomtillverkning", men med andra proportioner enligt tabell 3.5. Därefter portionerades gelen ut i formarna för antennerna enligt figur 3.4.

Tabell 3.5: Receptet för antenngelen.

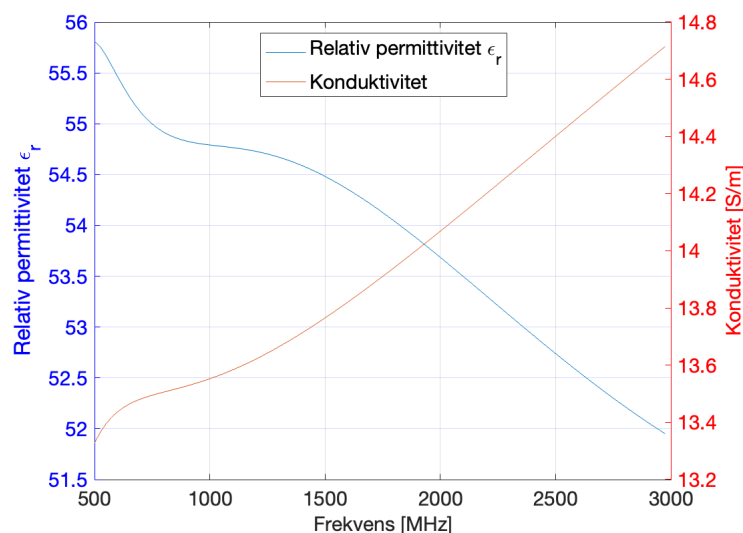
Ingredienser	Mängd
Nacl [g]	100.0
Agar [g]	30.0
Vatten [g]	1000.0

När gelen hade stelnat lindades plastfolie runt antennerna för att förlänga hållbarheten. Antennkopparnas metall-del lindas även in i plast för att undvika rostbildning. Därefter placerades de i kylen. Innan användning av antennerna skars toppen av gelen bort så att de inte var helt täckta av gel. Det har visats goda resultat att bara ha en del av antennen täckt av gel [12]. Då gelen var användbar i en vecka,



Figur 3.4: Gjutningsform

innan den började mögla och krympa, tillverkades gelen vid flera gånger. Vid varje tillfälle gjordes gelen på samma sätt. I figur 3.5 visas den relativa permittiviteten och konduktiviteten beroende på frekvensen för den sista antengelen som gjordes.



Figur 3.5: Konduktiviteten och relativ permittivitet beroende på frekvensen.

3.2.6 Val av parametervärden

Följande parametervärden utvärderades: IF-bandbredd, startfrekvens, stoppfrekvens och samplingspunkter. Beroende på typen av mätning fastställdes olika parametervärden. För mätningarna på mänskliga lår och konstgjorda lårfantom användes därför olika inställningar för att säkerställa optimala resultat. Tabell 3.6 visar de olika parametervärdena för respektive mätning.

Vid mätning på mänskligt lår är det fördelaktigt att använda sig av en låg IF-bandbredd. Anledningen till detta är att minimera brus i mätningen. IF-bandbredden styr brusnivån - ju lägre värde på IF-bandbredd, desto lägre brusnivå, vilket gör det

Tabell 3.6: Parametervärden för de olika mätningarna.

Parametrar	Mänskligt lår	Lårfantom
IF bandbredd [Hz]	10	100
Samplingspunkter [st]	100	300
Startfrekvens [MHz]	300	400
Stoppfrekvens [GHz]	3	2.5

enklare att identifiera viktig mätdata från brus. Det medför däremot en längre mättid. Därför är antalet samplingspunkter lågt jämfört med antalet för fantomen.

När mätningen gjordes på fantomen var antalet samplingspunkter högre än för mänskligt lår. Det innebär högre upplösning vid bildgenerering. Ett högre antal samplingspunkter gör dock att mättiden blir längre. Därför kompenseras detta med en högre IF-bandbredd.

3.3 Delstudie A

I delstudie A genomfördes mätningar på mänskliga lår samt rotation av muskelfantom innehållandes blodfantom. Nedan beskrivs tillvägagångssättet för denna delstudie.

3.3.1 Mätningar på personer

Totalt genomfördes fem olika mätningar på vardera testperson. Det infördes ett antal förkortningar för att organisera mätpositionerna. Dessa förkortningar var också nödvändiga för att underlätta jämförelser mellan mätningarna. En översikt av förkortningarna finns i tabell 3.7.

Tabell 3.7: Tabellen visar förkortningar som förekommer i mätningarna och resultatdelen samt dess tillhörande förklaring.

Förkortning	Förklaring
K	Knä
MM	Mitten på låret, mittersta mätningen
MH	Mitten på låret, lite upp mot höften
MK	Mitten på låret, lite ned mot knät
H	Höger
V	Vänster

Mätmetodiken gick till på följande sätt:

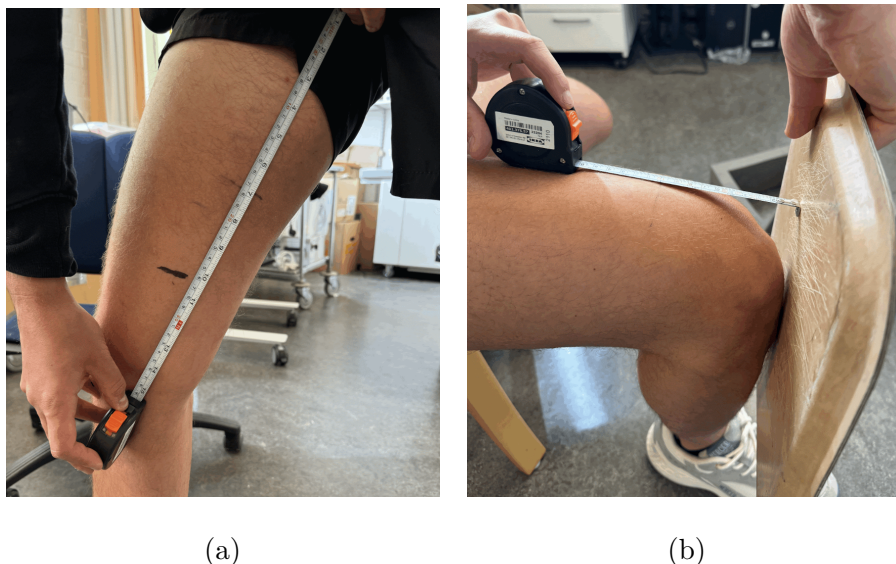
- En mätning på högra och vänstra lårets mittpunkter, MM.
 - Gjordes för att jämföra skillnaden mellan höger och vänster ben. I syfte att ta reda på om det skulle kunna gå att använda sitt friska ben som

referens till det skadade benet. Placeringen valdes på grund av att det finns en större mängd muskelmassa vid den höjden på låret.

- En mätning mer proximalt, MH, och en mätning mer distalt, MK, från högra lårets mittpunkt.
 - För att se hur stor noggrannhet som krävs vid utmätning av en specifik punkt på båda benen och om det då skiljer sig beroende på om mätningen sker på punkten eller strax ovan- eller nedanför den.
- En mätning på högra lårets nedre del, K.
 - Denna mätningen görs för att avgöra om det mänskliga låret är godtyckligt likt på olika höjder. Denna positionering valdes på grund av att lårets beståndsdelar förändras till mer senor och bindväv.

3.3.2 Markera ut på lår

Figur 3.6a visar hur testpersonernas högerben mättes från knävecket till ljumsken. Denna sträcka delades på mitten för att få fram lårets mittpunkt. Där gjordes en markering som sedan överfördes till vänster ben för att få så lik höjd som möjligt mellan de olika benen. Anledningen till att längden på vänster ben inte markerades på samma sätt är för att personer kan ha olika längd på benen och därmed få olika mittpunkter på de olika benen. I undersökningen var det intressant med exakt samma höjd på mittpunkten och därmed överfördes höjden från höger till vänster ben.

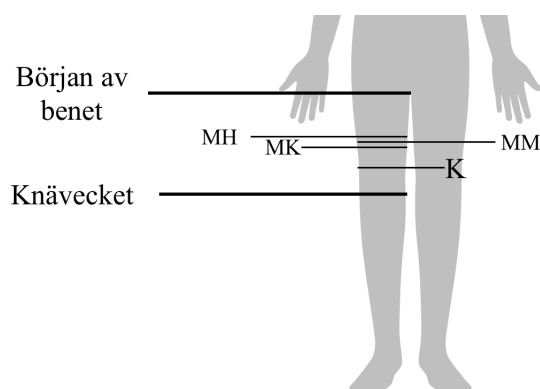


Figur 3.6: Mätningsteknik för kvantifiera lårets storlek. **a** Hur lårets längd mättes. **b** Positionering av mätningarna testpersonens lår.

Därefter mättes en sträcka från knäet för att få fram en mätpunkt på lårets nedre del. Det gjordes genom att böja knäet 90 grader och sedan hölls en hård plan yta parallellt med underbenet. Härifrån mättes 10 cm in mot lårets mittpunkt enligt

figur 3.6b. Anledningen till att en hård plan yta användes var för att längden skulle mätas på samma sätt för alla olika testpersoner.

En visualisering av mätpunkterna ges i figur 3.7. Lårets omkrets mättes även vid positionerna för respektive mätning. I tabell 3.8 nedan visas testerpersonernas mått vid de olika positionerna. Den genomsnittliga diametern vid position MM beräknades till 15.9 cm. Således representerar muskelfantomet med diameter 16 cm ett genomsnitt för testpersonerna och analyseras vidare som referens för mätningarna i denna delstudie.



Figur 3.7: Positionering av mätningarna testpersonens lår.

Tabell 3.8: Mått i centimeter för testpersonerna A och B.

Testperson	Omkrets						Längd
	Väster	Höger					
	MM	MM	K	K-ny	MK	MH	
A	49.5	49.1	39.3	41.1	45.3	51.0	34.0
B	50.8	50.5	40.2	41.1	47.5	53.5	34.0

3.3.3 Mätning på lår

När alla förberedelser för mätningarna var klara placerades mätpersonens ben i mätuppställningen. Först placerades positionen MM på antennernas mittpunkt, data för denna position sparades ned. Sedan flyttades benet en halv antennlängd uppåt respektive nedåt (3.5 cm), det motsvarar mätpositionerna MK respektive MH. Därefter byttes positionen ned till K, som visade sig ha för liten omkrets för kontakt med alla antennerna. I och med detta förflyttades mätpositionen proximalt tills kontakt uppnåddes. Omkretsen vid denna position mättes och benämns K-Ny i tabell 3.8 ovan. Däremot benämns denna mätposition som K i resultatet och diskussionen. Sista mätningen som genomfördes var på vänster ben vid mätposition MM.

3.3.4 Mätningar på endast två testpersoner

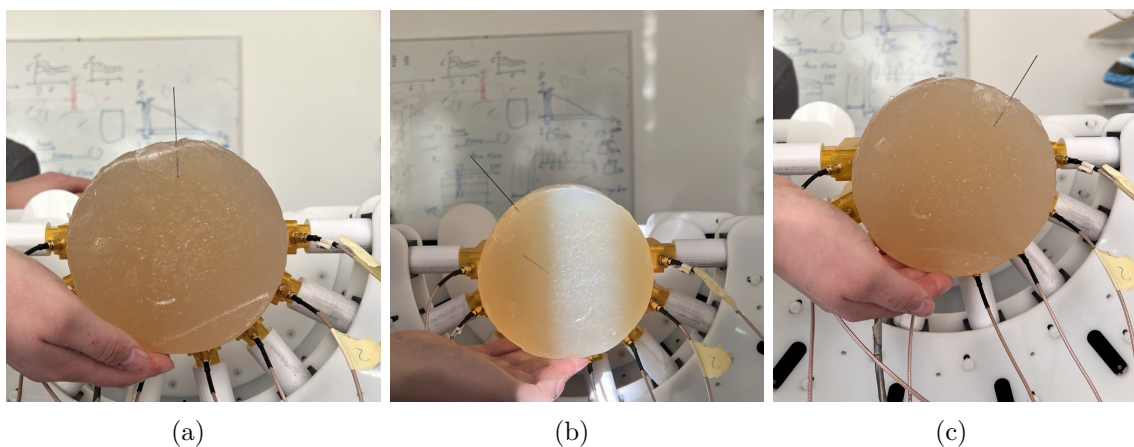
Till en början genomfördes mätningar på totalt sex testpersoner enligt principen som beskrivs i tidigare avsnitt. Mätningarna blev inte som förväntat eftersom magnituden visade sig vara för låg. Därmed gjordes nya mätningar, enligt samma princip som beskrivits tidigare. Den enda skillnaden var att en testmätning på ett fantom gjordes precis innan för att kontrollera magnituden. När datan ansågs se korrekt ut gjordes sedan resterande mätningar på testpersonerna. På grund av tidsbrist utfördes mätningar denna gång endast på två testpersoner, A och B. Därför är det endast deras mätvärden som nämns i tabell 3.8.

3.3.5 Rotationsmätningar med blodfantom

Rotationsmätningarna i denna delstudie gjordes med muskelfantom av storleken 16 cm i diameter. Medelvärdet av diametern hos testpersonerna var närmast denna storlek och blir därmed en likgiltig jämförelse. Först utfördes en referensmätning utan någon blodfantom, där endast vätska fyllde upp de urkarvade hålen. Därefter tillsattes blodet. Blodplaceringen för det mellersta och stora blodet var ursprungligen, utan rotation, (55,80) och (55,90) enligt koordinatsystemet i figur 3.13. Därefter roterades muskelfantommet -45° och $+45^\circ$. I sin helhet gjordes följande mätningar:

- Referensmätning utan blodfantom.
- Mätning med blodfantom, utan rotation (figur 3.8a)
- Mätning med blodfantom, med rotation åt vänster (figur 3.8b).
- Mätning med blodfantom, med rotation åt höger (figur 3.8c).

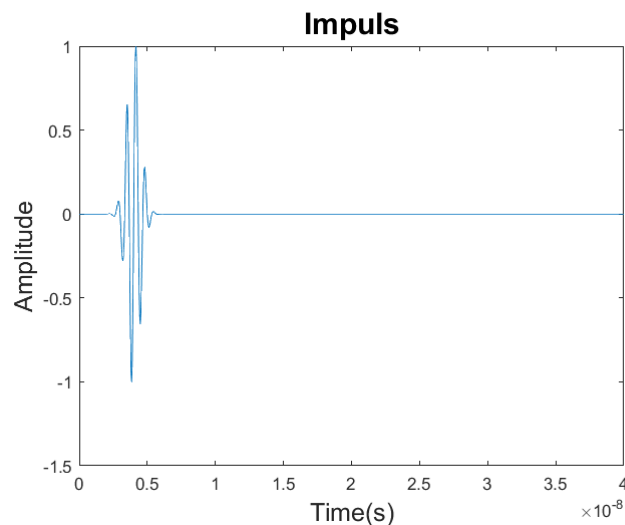
Vid rotation åt vänster och höger roterades muskelfantommen -45° respektive $+45^\circ$ eftersom det var den maximala rotationen som kunde göras utan att vätskan rann ut ur blodfantommet.



Figur 3.8: Figuren visar fantommätningar: (a) utan rotation, (b) med rotation åt vänster (-45°) och (c) med rotation åt höger ($+45^\circ$).

3.3.6 Dataanalys

Datan från mätningarna analyserades i både frekvens- och tidsdomänen. Frekvensdomänen ger information om signalens magnitud och brus i mätningarna. I tidsdomänen kan signalerna jämföras både grafiskt och med bildalgoritmer. Signalerna gjordes om till tidsdomänen genom att multiplicera S-parametrarna med en differentierad gaussisk puls (figure 3.9)(*differentiated gaussian pulse på eng.*) för att sedan ta den inversa fouriertransformen. Magnituden för pulsen i frekvensdomän är ungefär 0 dB för frekvensspektrat 1-2 GHz vilket behåller frekvenser av intresse.



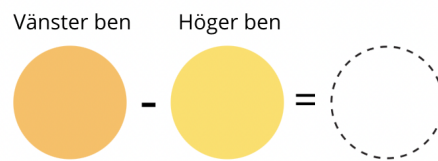
Figur 3.9: Den differentierade gaussiska pulsen i tidsdomän.

Mätningarna som utfördes på låret och rotationsmätningarna på fantomet analyserades sedan för att undersöka om de skulle fungera som referensmätningar. Detta gjordes genom att subtrahera den ena tidssignalen från den andra.

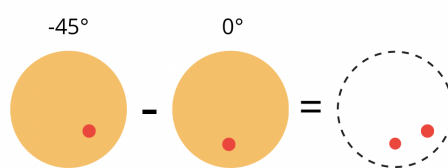
För att se om det gick att använda ett av benen som referens subtraherades signalen från vänster ben med signalen från höger ben, för att få dess signalskillnad, se figur 3.10. För att veta om denna skillnad är godtyckligt liten jämfördes de med skillnaden mellan muskelfantom med blod i och dess referens. Där referensen är det urkarvade fantomet med endast vätska. Analysen av signalskillnad mellan två nivåer på samma ben genomfördes på samma sätt. Där mätningarna på position K och MM jämfördes.

Dessutom undersöktes det hur noggrann position MM behövde vara. Det skedde genom den beskrivna principen, där differensen mellan MM och MH samt MM och MK jämfördes med differensen för fantommätningen.

För att se skillnader i rotationsmätningarna användes fantomet med 0° rotation som referens. Det innebar att signalen från de två roterade mätningarna, det vill säga (b) och (c) i figur 3.8, subtraherades med 0° -rotationen, se figur 3.11. Även detta jämfördes med fantommätningen.



Figur 3.10: Figuren illustrerar signal från vänster ben som subtraheras med signal från höger ben, detta resulterar i en signal med skillnaden på vänster och höger ben.



Figur 3.11: Figuren illustrerar signal från -45° -rotationen som subtraheras med signalen från 0° -rotationen.

3.4 Delstudie B

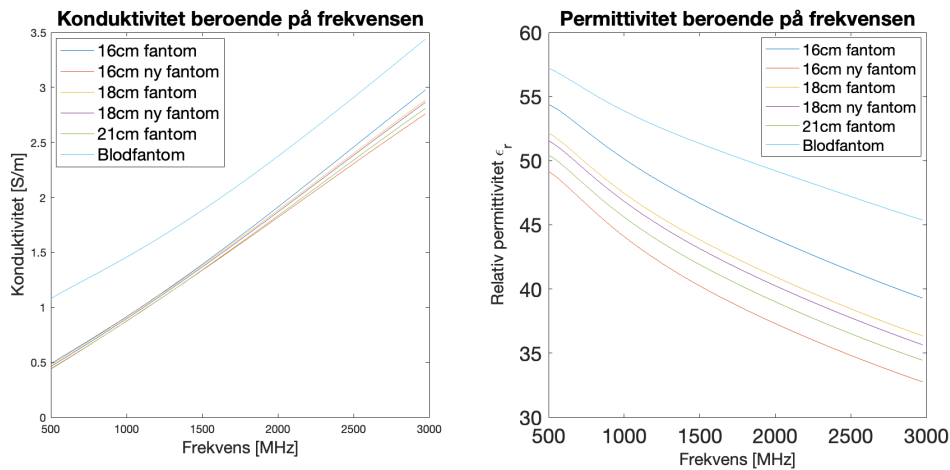
Delstudie B består av mätningar på muskelfantom i tre storlekar med varierande placering av blodfantom. Även mätningar av permittivitet och konduktivitet utfördes för att kunna jämföra de olika fantomen samt för att se att dessa värden stämmer överens med de förväntade värdena.

3.4.1 Mätning av permittivitet och konduktivitet

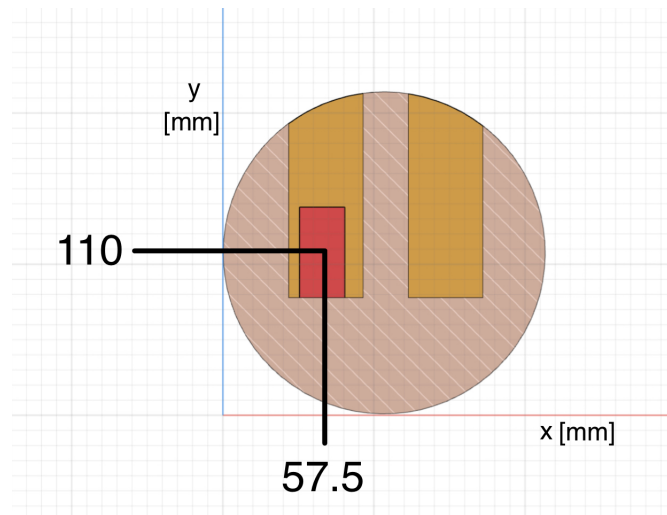
Permittivitet och konduktivitet för de olika fantomen (muskelfantom och blodfantom) mättes med hjälp av en DAK-TL2 probe. Det var nödvändigt för att validera om de verkliga fysikaliska storheterna hos fantomen stämde överens med de påstådda utifrån det använda receptet. Då permittivitet och konduktivitet är frekvensberoende användes samma frekvensintervall som mätningen på fantomen. De olika fantomens konduktivitet och permittivitet visas i figur 3.12. I figuren blir det tydligt att konduktiviteten är ungefär densamma för alla muskelfantom, medan permittiviteten har större varians i värde för de olika muskelfantomerna.

3.4.2 Blodplacering

För att beskriva positionen av blodet i fantomen infördes ett koordinatsystem. Koordinatsystemet med ett lår- och blodfantom går att se i figur 3.13. Systemet utgår från origo och positionen för lårfantomens mittpunkt blir således $(d/2, d/2)$ [mm], där d är muskelfantomets diameter.



Figur 3.12: Konduktiviteten och permittiviteten beroende av frekvensen hos fantomerna.



Figur 3.13: Placering av blod- och lårfantom i koordinatsystemet. Blodet har positionen (110, 57.5) mm.

Positionen för blodet för samtliga mätningar återfinns i tabell 3.9. För visualisering, se bilaga A.

3.4.3 Mätningar på fantom

När ett muskelfantom hade karvats ur sattes den på mätuppställningen med hålen riktade uppåt och i linje med antennerna. Ett grillspett i trä fördes in i blodfantomet, så att spetsen hamnade i dess mittpunkt. Spetsen från ett annat grillspett bröts av och fördes in i sidan av blodfantomet, för att kunna fästa det till ytterkanten av hålet vid mätning. Detta på grund av att blodfantomen annars flöt upp i vätskan och gjorde det svårt att avgöra exakt position.

Hålen fylldes upp med vätskan som sparades vid fantomtillverkningen och blodfantom i den största storleken sattes ned i hålet, så att det hamnade i botten. Djupet

Tabell 3.9: Koordinater för blodfantomen i de olika storlekarna.

Fantomstorlek		Blodstorlek			
		<u>Litet blod</u>	<u>Mellan blod</u>		<u>Stort blod</u>
			Ståendes	Liggandes	
16	Vänster	(60, 70)	(65, 70)	(70, 70)	(65, 70)
	Höger	(100, 70)	(95, 70)	(90, 70)	(95, 70)
18	Vänster	(65, 84)	(70, 84)	(75, 84)	(70, 84)
	Höger	(115, 84)	(110, 84)	(105, 84)	(110, 84)
21	Vänster	(52.5, 110)	(57.5, 110)	(62.5, 110)	(57.5, 110)
	Höger	(162.5, 110)	(157.5, 110)	(152.5, 110)	(157.5, 110)

markerades på spettet för att bestämma y-koordinaten hos mittpunkten för samtliga blodfantom. Mätningar sparades för den vänstra och högra positionen för alla blodfantom. Denna process utfördes sedan på vardera muskelfantom. En referensmätning på varje muskelfantom genomfördes också. Då var hålen endast fyllda med vätskan som tidigare nämnts.

Mätningarna sammanställdes i en matris uppbyggd av Cell Arrays i MATLAB [51]. Tack vare cellernas förmåga att lagra diverse datatyper och klasser, såsom heltal, strängar och S-parametrar är detta en lämplig metod att ordna mätningarna med.

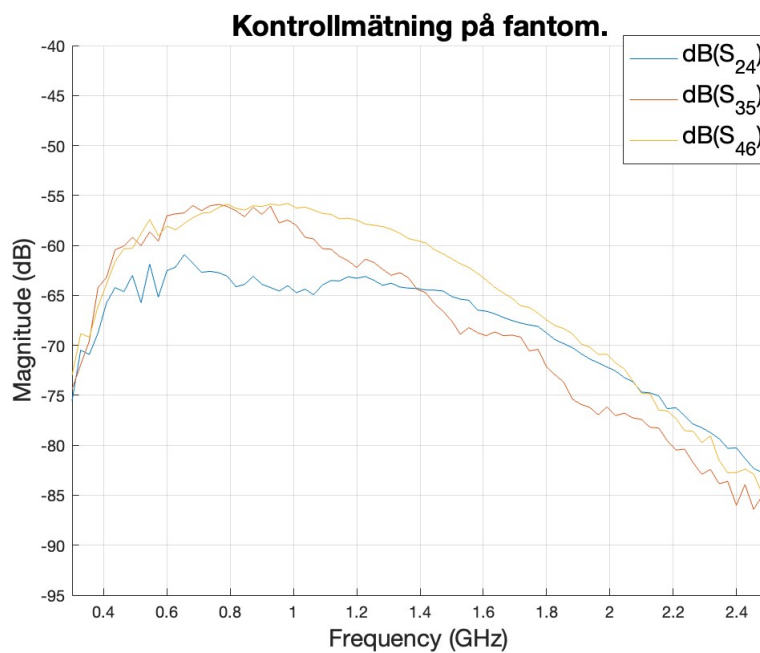
4

Resultat

I följande avsnitt presenteras resultatet från delstudie A och delstudie B. Här redogörs signalskillnaderna för de olika mätningarna samt hur databasen är utformad.

4.1 Delstudie A

Resultatet redogörs genom att plotta upp transmissionerna i både frekvens- och tidsdomänen. I frekvensdomänen framförs de tre transmissionsparametrarnas magnitud som en funktion av frekvens. I tidsdomänen redovisas amplituden som en funktion av tiden. Figuren 4.1 visar en kontrollmätning på fantom med diameter 16 cm för de tre transmissionerna, S_{24} , S_{35} och S_{46} . Den har en magnitud på ungefär -55 dB, signalen har inte mycket brus samt formen på kurvan har sin maximipunkt omkring 1 GHz.

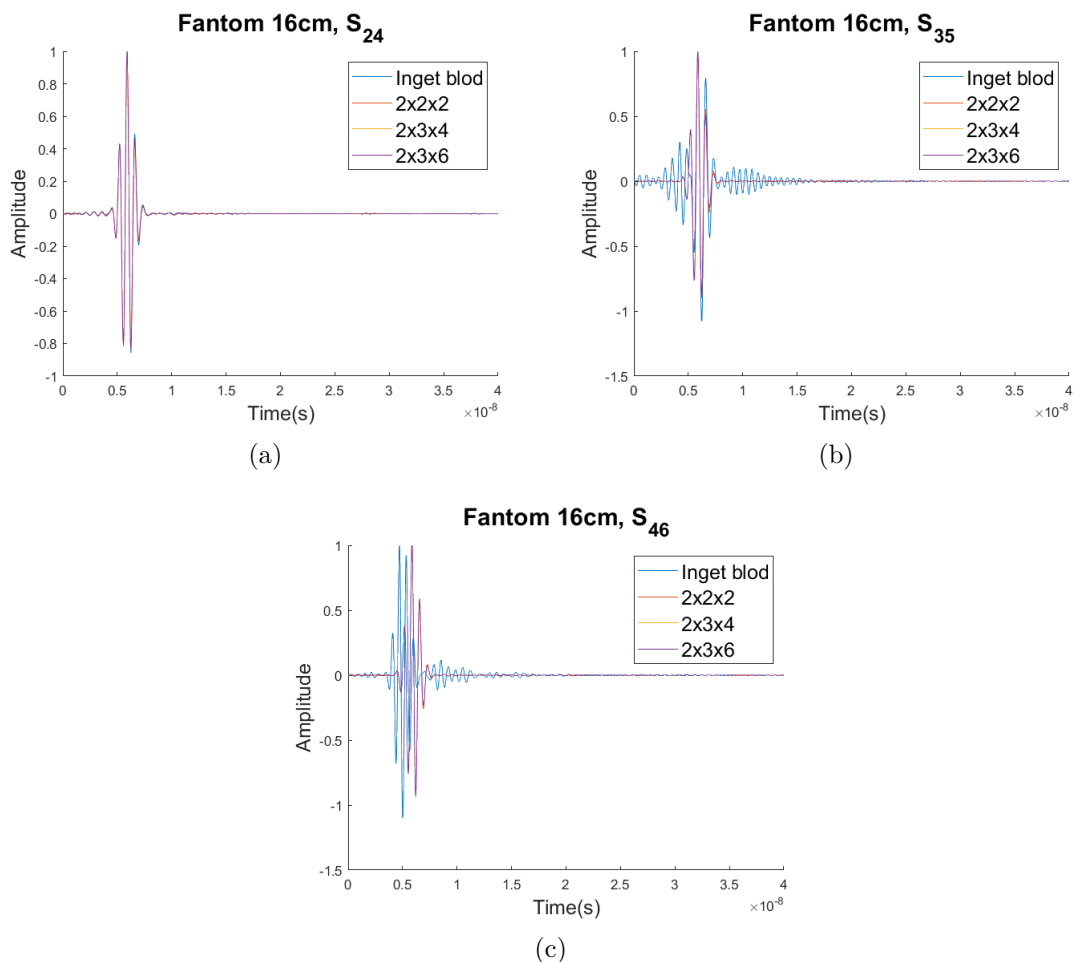


Figur 4.1: Kontrollmätning på fantom.

4.1.1 Differensen mellan muskelfantom med och utan blodfantom

I tidsdomän

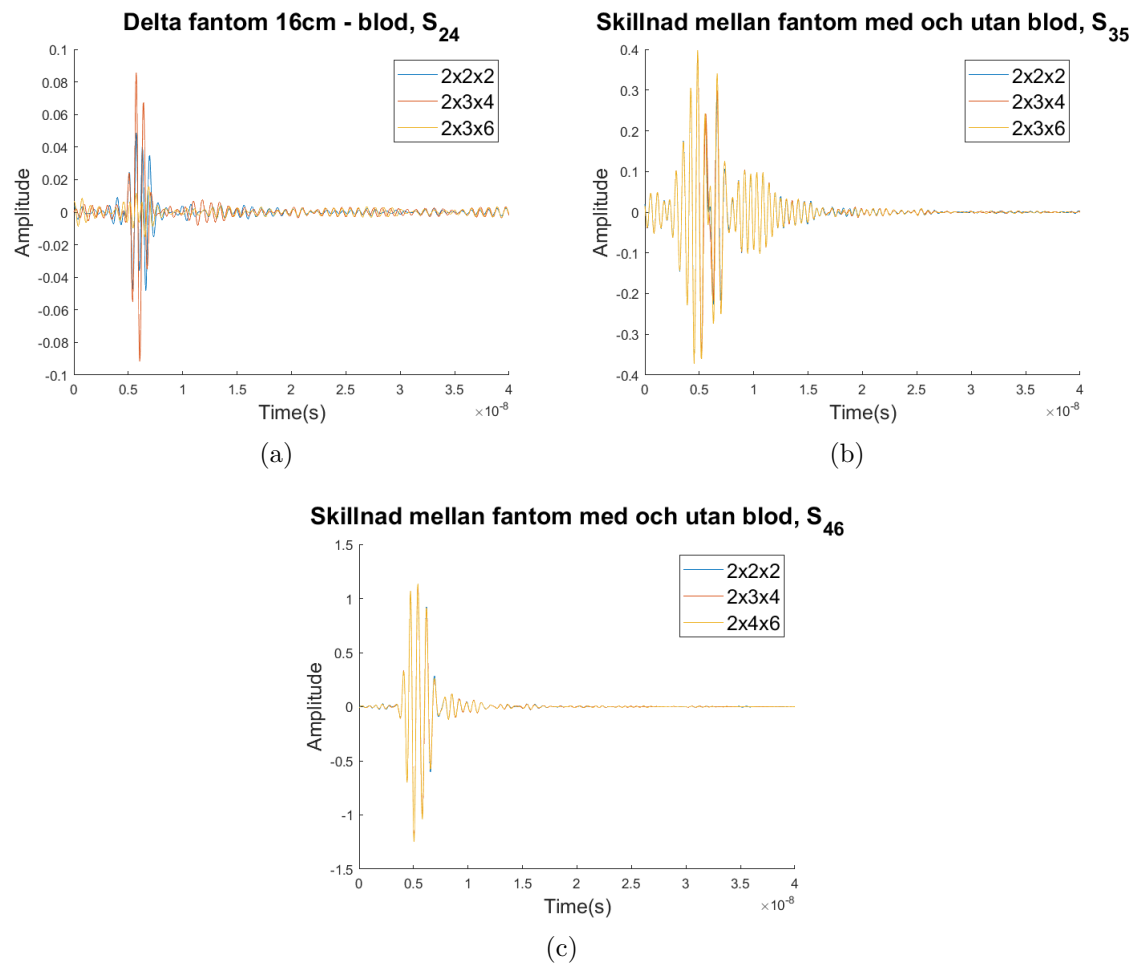
Figur 4.2 belyser resultatet för muskelfantomet med 16 cm i diameter med varierande blodfantomer subtraherat med referensfantomet. För S_{24} kan en liten skillnad mellan signalerna observeras. Signalerna är varken förskjutna i fas eller amplitud. I S_{35} och S_{46} observeras en likhet mellan $2 \times 2 \times 2$, $2 \times 3 \times 4$ och $2 \times 3 \times 6$ för respektive parameter. För båda parametrar varierar istället signalen utan blod.



Figur 4.2: Mätningar på fantom 16 utan blod och med de tre olika storlekarna på blodfantom i tidsdomän för (a) S_{24} , (b) S_{35} , (c) S_{46} .

Signalskillnaderna i tidsdomänen relativt till referensmätningen återfinns i figur 4.3. Enligt figur 4.3(a) varierar signalen som mest med en magnitud på 0.09 för det mellersta blodfantomet. Vidare minskar magnituden av spikarna för det lilla och stora blodfantomet till ca 0.05 respektive 0.01. Figur 4.3(b) framför en varierande signal jämfört med pulsen (figur 3.9). Den största skillnaden redovisas som 0.4 då respektive signal går i fas och alla blodfantomen har liknande signalstyrka. Sist, i figur 4.3(c) antar de 3 signalerna liknande utformning och når en maxskillnad på

runt 1.1.



Figur 4.3: Differenserna (delta) mellan referenssignalen på fantom 16 och signalen från fantom 16 med respektive blod i tidsdomän för (a) S_{24} , (b) S_{35} , (c) S_{46} .

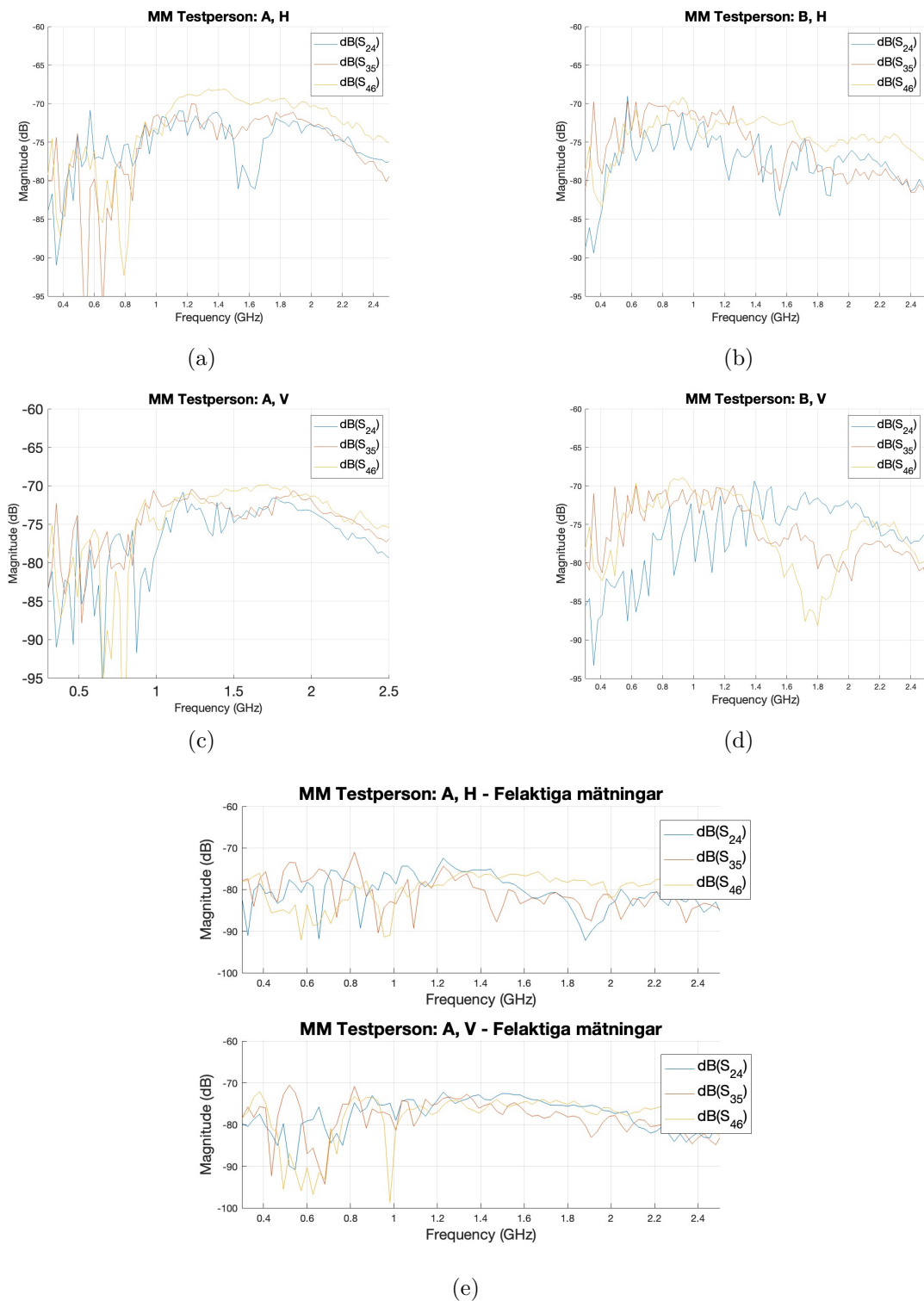
4.1.2 Skillnader mellan höger och vänster ben

I följande sektion redogörs fynden från undersökningen av skillnader mellan höger ben och vänster ben. Fynden är från två testpersoner, A och B. Här inkluderas även en felaktig mätning från testperson A.

I frekvensdomän

I figur 4.4(a-b) återfinns resultatet för höger ben och i figur 4.4(c-d) ses resultatet för vänster ben. Figur 4.4(e) visar felaktigt resultat för höger och vänster ben från testperson A.

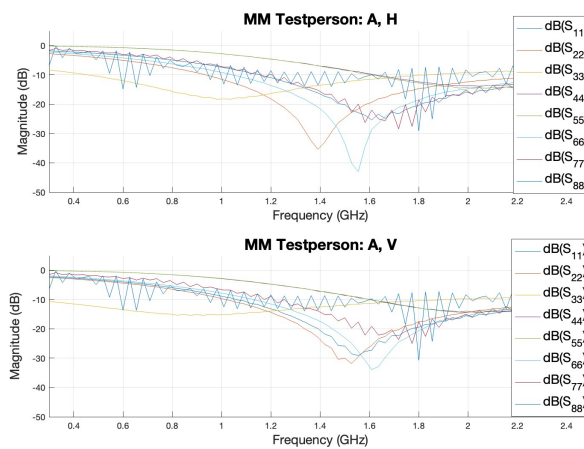
4. Resultat



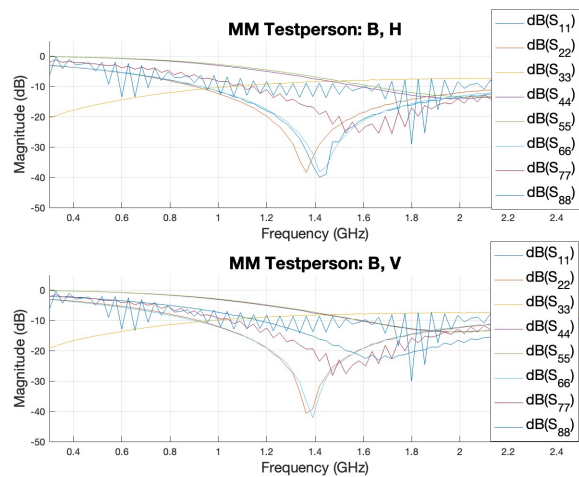
Figur 4.4: Mätningar på MM. (a) visar höger ben för testperson A. (b) visar höger ben för testperson B. (c) visar vänster ben för testperson A. (d) visar vänster ben för testperson B. (e) visar felaktig mätning för testperson A, MM, på höger och vänster ben.

För figur 4.4(a-d) är signalernas högsta magnitud runt -70 dB. Testperson A, har sitt maximumvärde inom frekvensintervallet 1-2 GHz men testperson B har maxvärde vid frekvenser mellan 0.3-1 GHz. Jämfört med kontrollmätningen, figur 4.1, är magnituden lägre men kurvorna liknar varandra, med ett maximum i samma frekvensintervall som går att identifiera - de är förskjutna nedåt i y-led. I den felaktiga mätningen (e) går det inte att urskilja i vilket frekvensband ett maximum ligger. Notera dessutom att alla mätningar innehåller många snabba variationer.

Reflektioner plottas upp för höger och vänster ben. I figuren 4.5 visas reflektionerna S_{11} , S_{22} , S_{33} , S_{33} , S_{44} , S_{55} , S_{66} , S_{77} och S_{88} för testperson A respektive testperson B. Det observeras att reflektionsplottarna har sitt minimumvärde mellan 1-2 GHz.



(a)

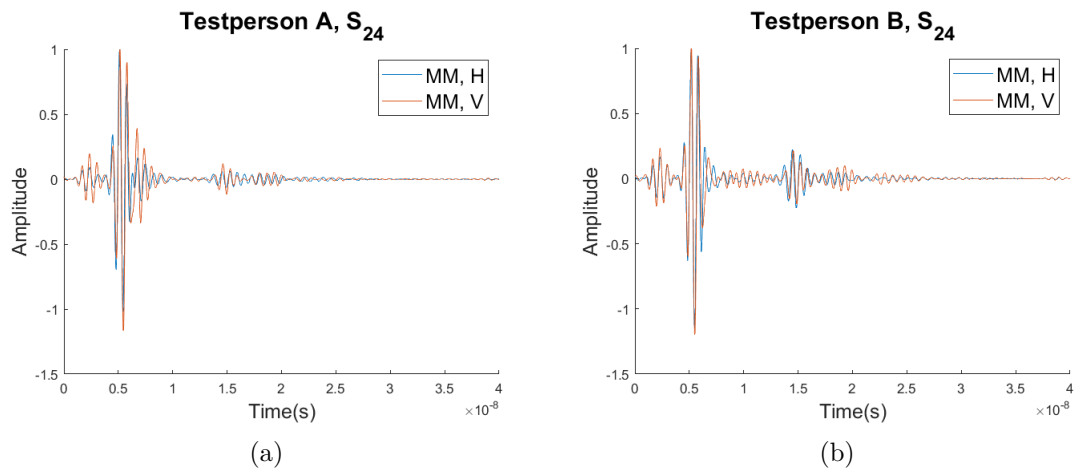


(b)

Figur 4.5: (a) Figuren visar reflektioner för testperson A, för höger och vänster ben. (b) visar reflektioner för testperson B, för höger och vänster ben.

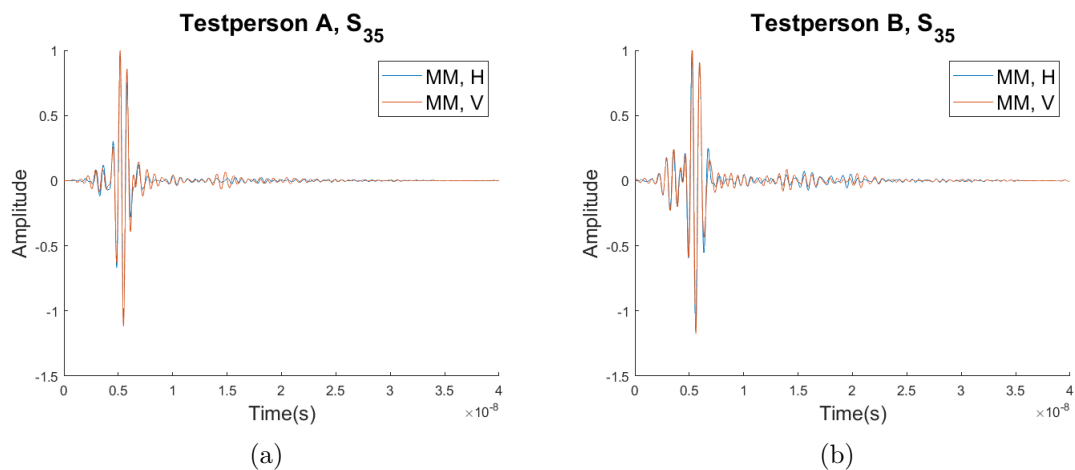
I tidsdomän

Resultatet för höger och vänster ben för testpersoner A och B påträffas i figur 4.6. Enligt figur 4.6(a) rör sig signalerna MM, H och MM, V inom det normerande amplitudintervallet, -1 till 1 , som visar på minimala amplitudförändringar av systemet. Observera att figur 4.6(b) efterliknar figur 4.6(a) i utformning.



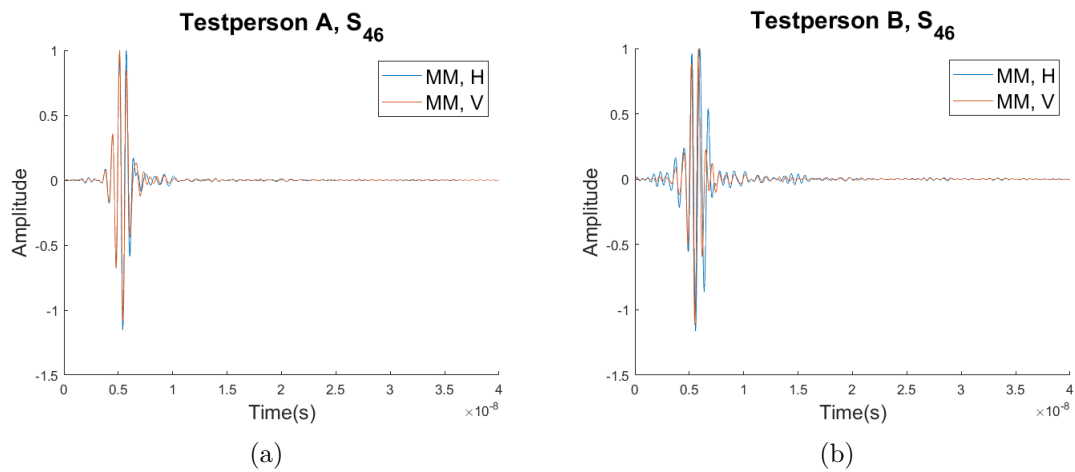
Figur 4.6: Mätningar för MM, H och MM, V, i tidsdomän för (a) testpersoner A och (b) testperson B för S_{24} .

Utfallet för testperson A och B för S_{35} i figur 4.8, visar signalerna inom det normerade amplitudintervallet. För figur 4.7(a-b) är utbredningsmönstret för höger och vänster ben tämligen likt.

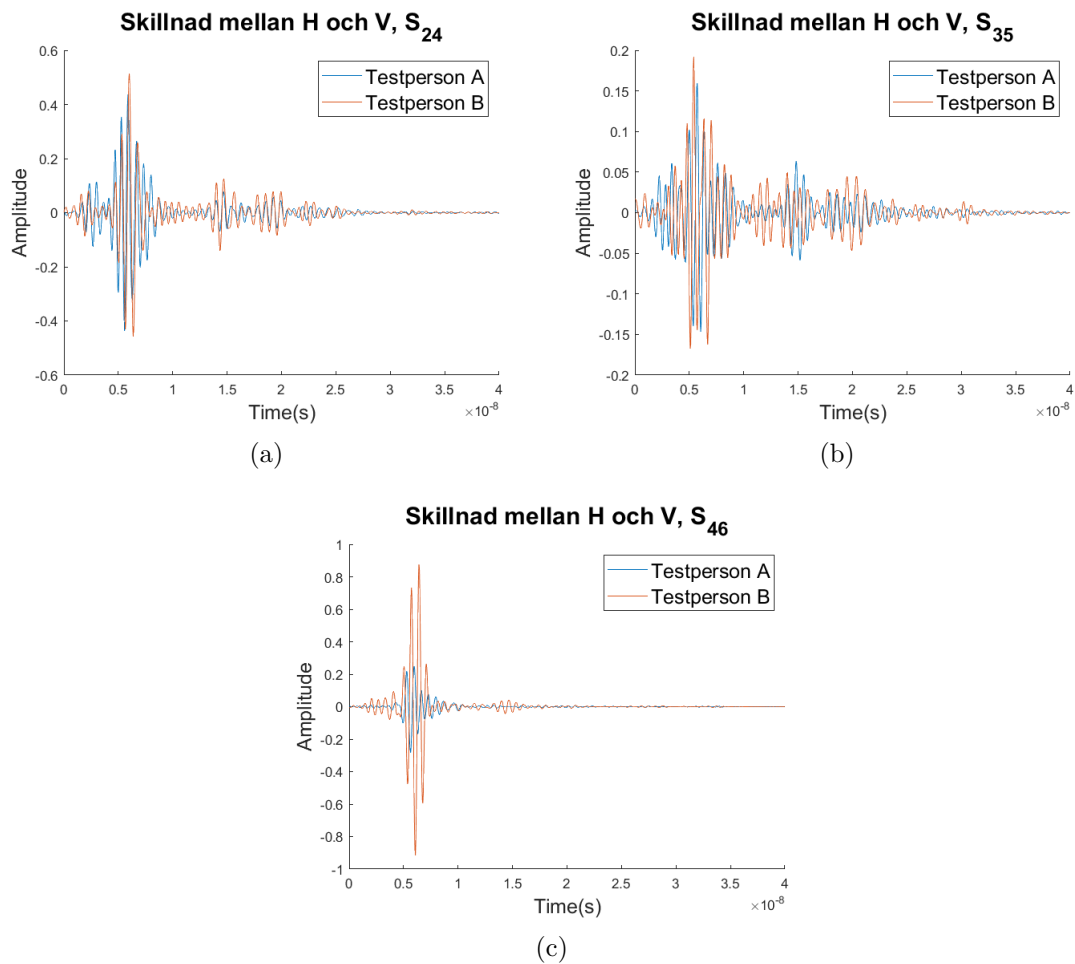


Figur 4.7: Mätningar för MM, H och MM, V, i tidsdomän för testpersoner (a) A och (b) B för S_{35} .

Transmissionen S_{46} för respektive ben hos testperson A och B redogörs i figur 4.8. Även dessa signaler befinner sig inom det normerade amplitudintervallet, men MM, H i figur 4.8(b) visar en större amplitudvariation än MM, V.



Figur 4.8: Mätningar för MM, H och MM, V, i tidsdomän för testpersoner A och B för S_{46} .



Figur 4.9: Skillnaden för signalerna S_{24} (a), S_{35} (b), S_{46} (c) för testperson A och B mellan höger och vänster ben.

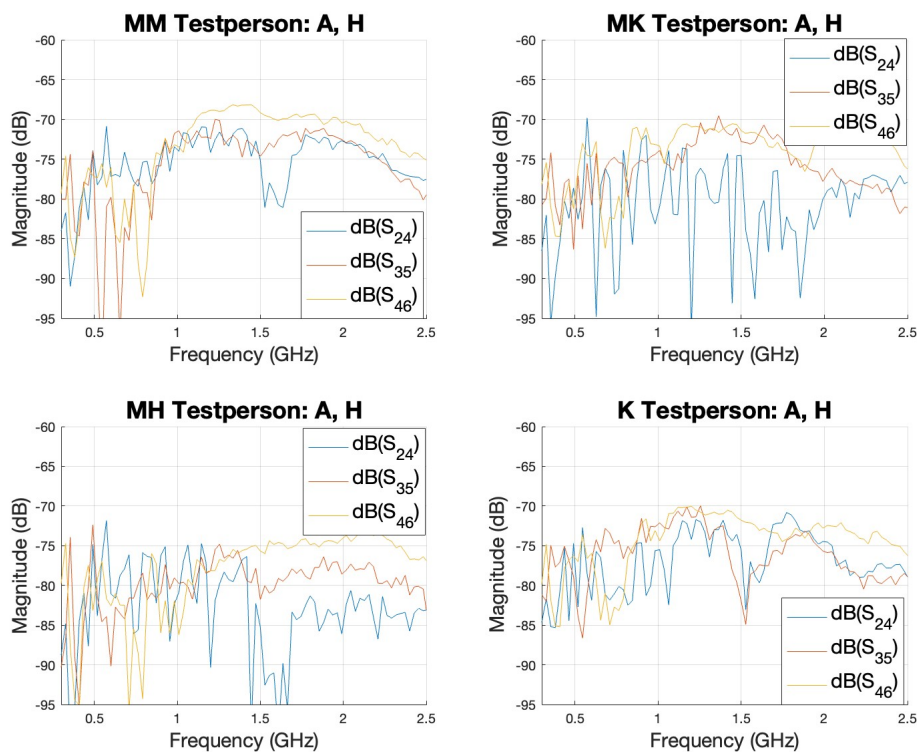
Skillnaderna i signalerna mellan vardera ben för testpersonerna visas i figur 4.9. Figur 4.9(a) påvisar en maximal skillnad på ca. 0.5 för testperson B. Värderna för A följer B med en liten fasförskjutning och ett maximi på ca. 0.4. Parameter S_{35} för differensen visar liknade signal utbredning för A och B med respektive max på 0.2 kontra 0.15. Figur 4.9(c) visar differens på ca 0.2 för A och ca 0.9 för B.

4.1.3 Skillnader mellan två punkter på samma ben

I detta avsnitt redovisas skillnader mellan två punkter på samma ben i frekvensdomänen respektive tidsdomänen.

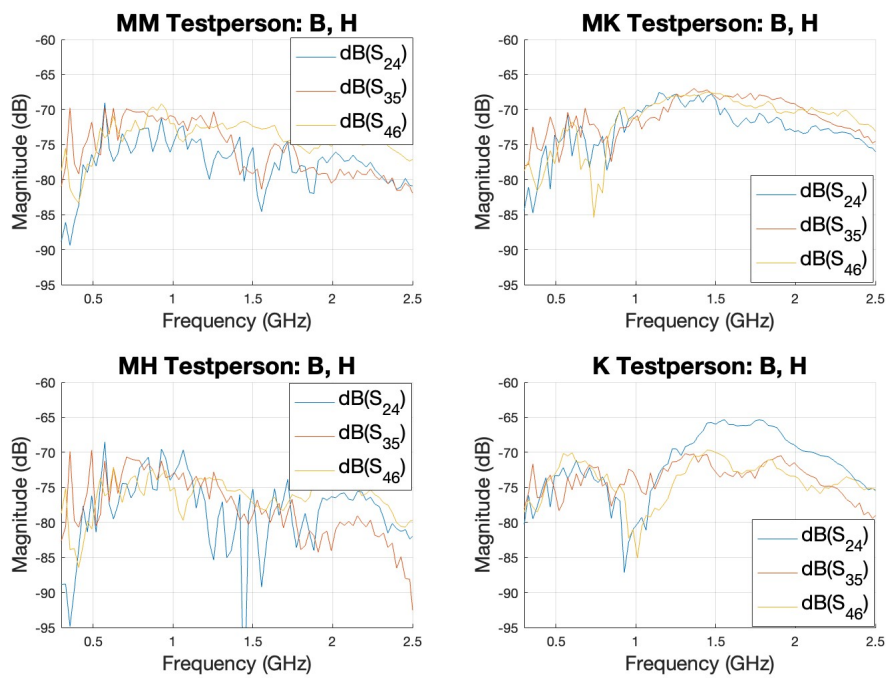
I frekvensdomän

Figur 4.10, 4.11 och 4.12 visar resultatet för olika positioner på höger ben. De positioner som visas är MM, MK, MH och K. Figur 4.10 är resultat från testperson A, figur 4.11 är resultat från testperson B samt figur 4.12 är felaktiga resultat från testperson A.

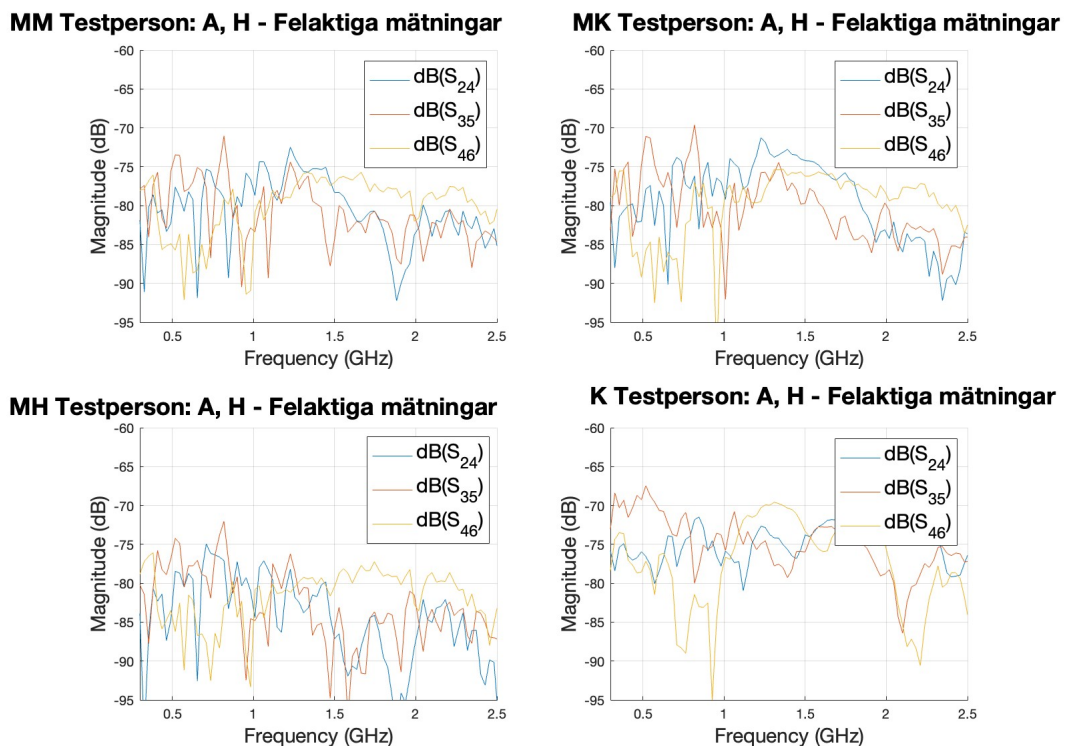


Figur 4.10: Testperson A, mätningar MM, MK, MH samt K på höger ben.

Figur 4.10, som visar testperson A har generellt sätt mer variation i signalen än figur 4.11, som visar testperson B, på samtliga mätningar. Figur 4.12 visar felaktiga mätningar på testperson A, där signalens högsta magnitud är omkring -70 dB.



Figur 4.11: Testperson B, mätningar MM, MK, MH samt K på höger ben.

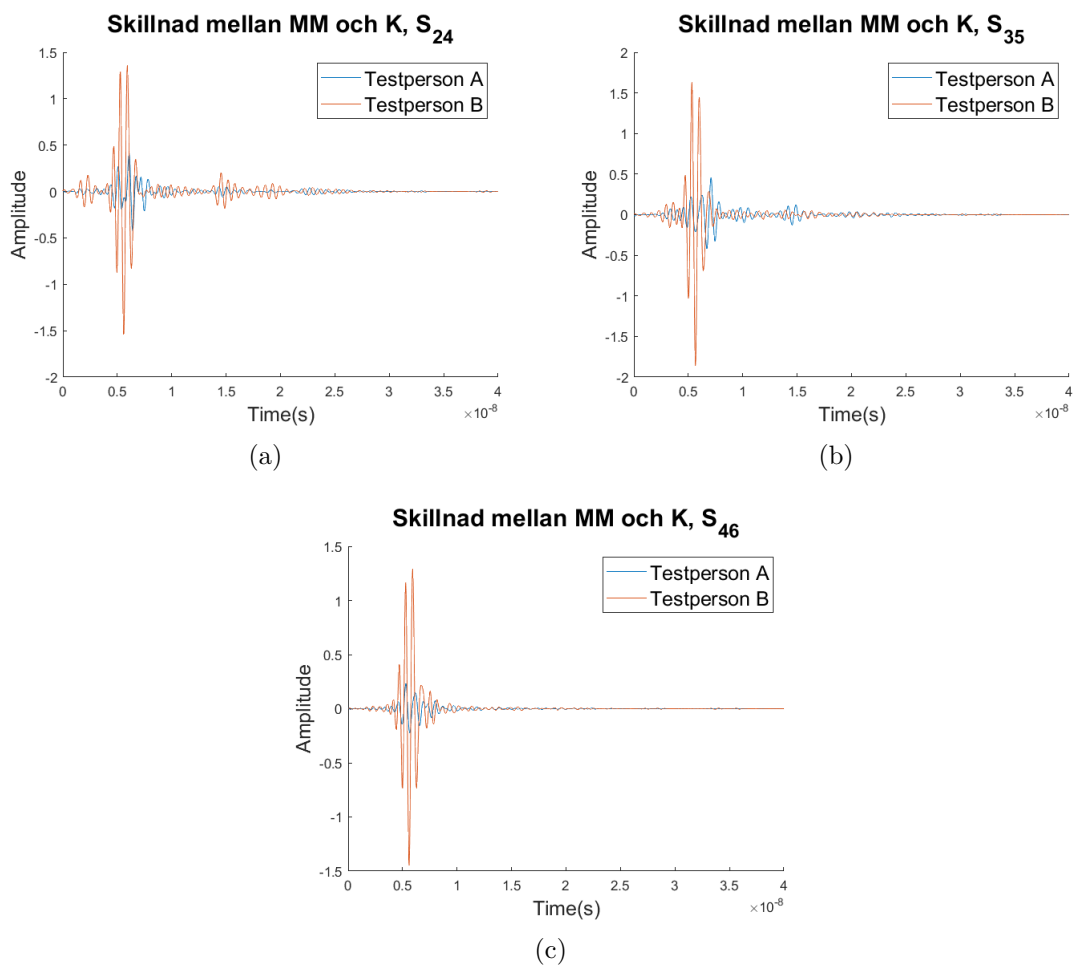


Figur 4.12: Testperson A, felaktiga mätningar MM, MK, MH samt K på höger ben.

I tidsdomän

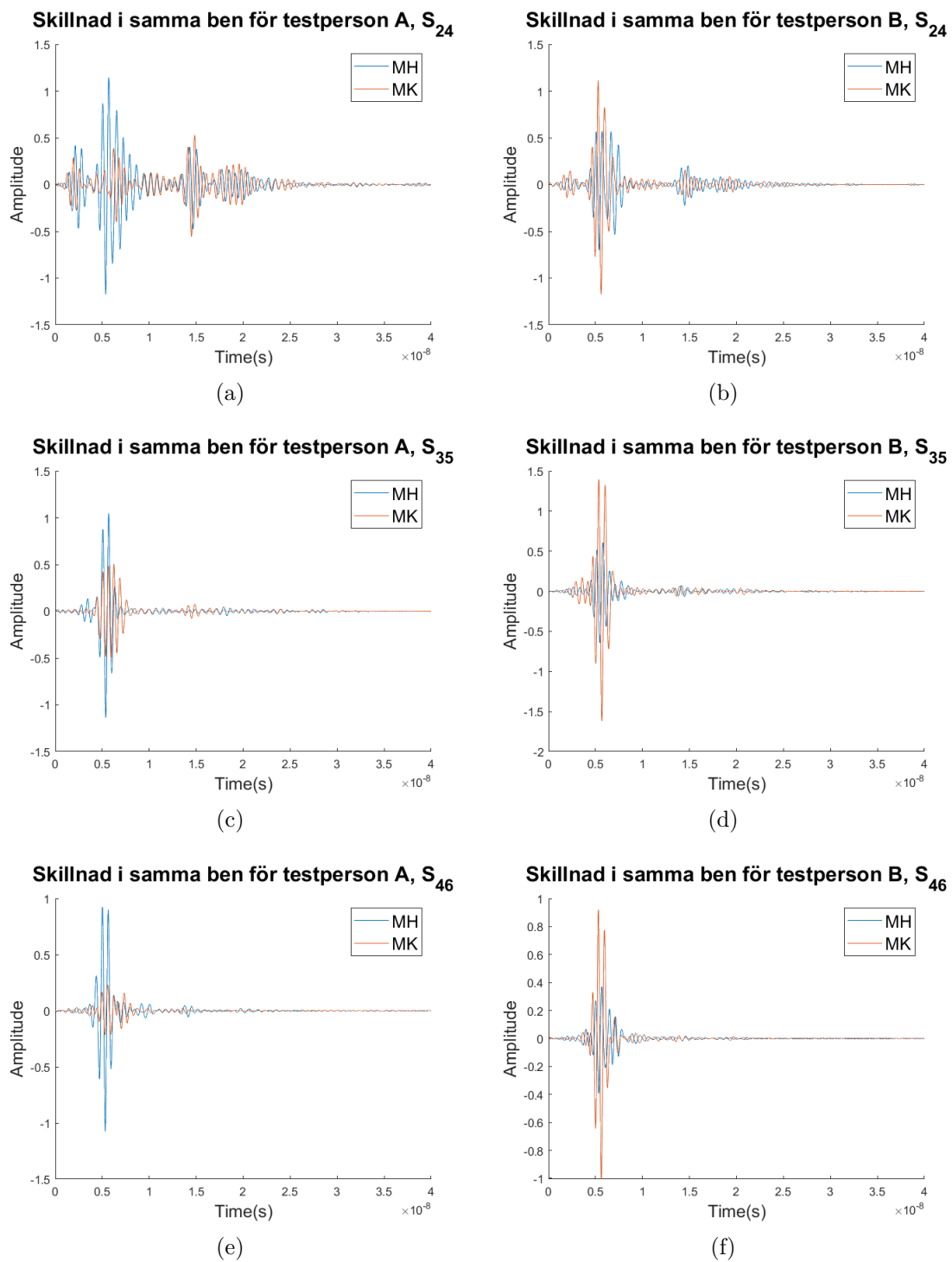
Resultatet från tidsdomänen av mätningarna MM, MH, MK och K för testperson A och B presenteras i bilaga B.

Det syns i figur 4.13(a) att differensen för testperson A följer Gaussimpulsen med en maximal amplitud på 0.4. I kontrast har skillnaden mellan MM och K för testperson B ett max på 1.5 men med liknande vågutbredning. Vidare presenterar figur 4.13(b) en liknande utbredning med liknande toppar för testperson A med max på 0.5. För testperson B är utbredningen jämförbar men maxamplituden är högre, då den är 1.8. Sist visar underfiguren (c) signalen för S_{46} där testperson B visar en högre maxamplitud på 1.2 till skillnad från testperson A som har ett max på 0.25.



Figur 4.13: Skillnaden för signalerna S_{24} , S_{35} , S_{46} för testperson A och B mellan höger och vänster ben.

Figureerna 4.14 visar skillnaden mellan de olika positionerna för testperson A och B. Testperson A har högst amplitud för MH medan testperson B har högst amplitud för MK. S_{24} innehåller mer variationer i signalen jämfört med S_{35} och S_{46} .



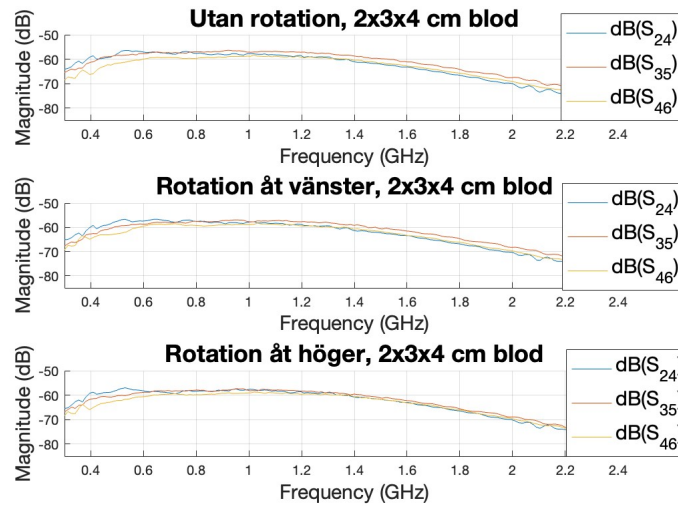
Figur 4.14: Differensen mellan MM och MH samt MM och MK för testperson A och B för S_{24} , S_{35} , S_{46} .

4.1.4 Rotation av blödning

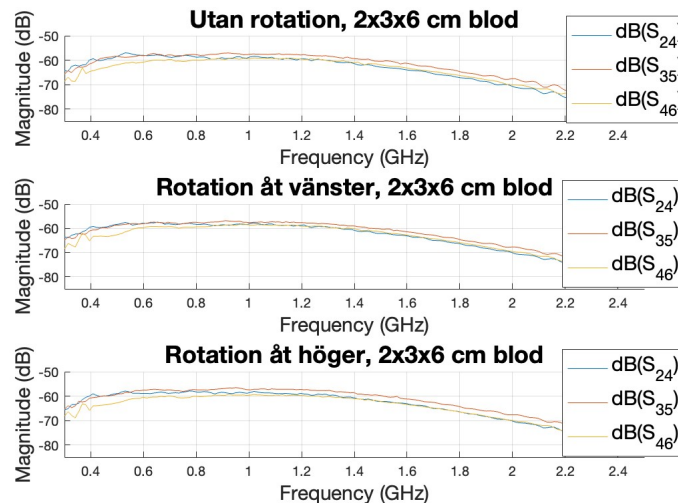
Följande del innehåller rotationsmätningar av blödning, där resultatet först presenteras i tidsdomän och därefter i tidsdomän.

I frekvensdomän

Resultatet från rotation av blödning visas i figur 4.15 samt figur 4.16. Figur 4.15 visar transmissionerna för blodfantom av storlek $2 \times 3 \times 4$ cm och figur 4.16 visar $2 \times 3 \times 6$ cm. Signalens magnitud från figur 4.15 samt figur 4.16 ligger inom intervallet -70 dB till -55 dB. Mätningarna med det mindre blodfantomet, $2 \times 3 \times 4$ cm och det större blodfantomet, $2 \times 3 \times 6$ cm följer liknande mönster.



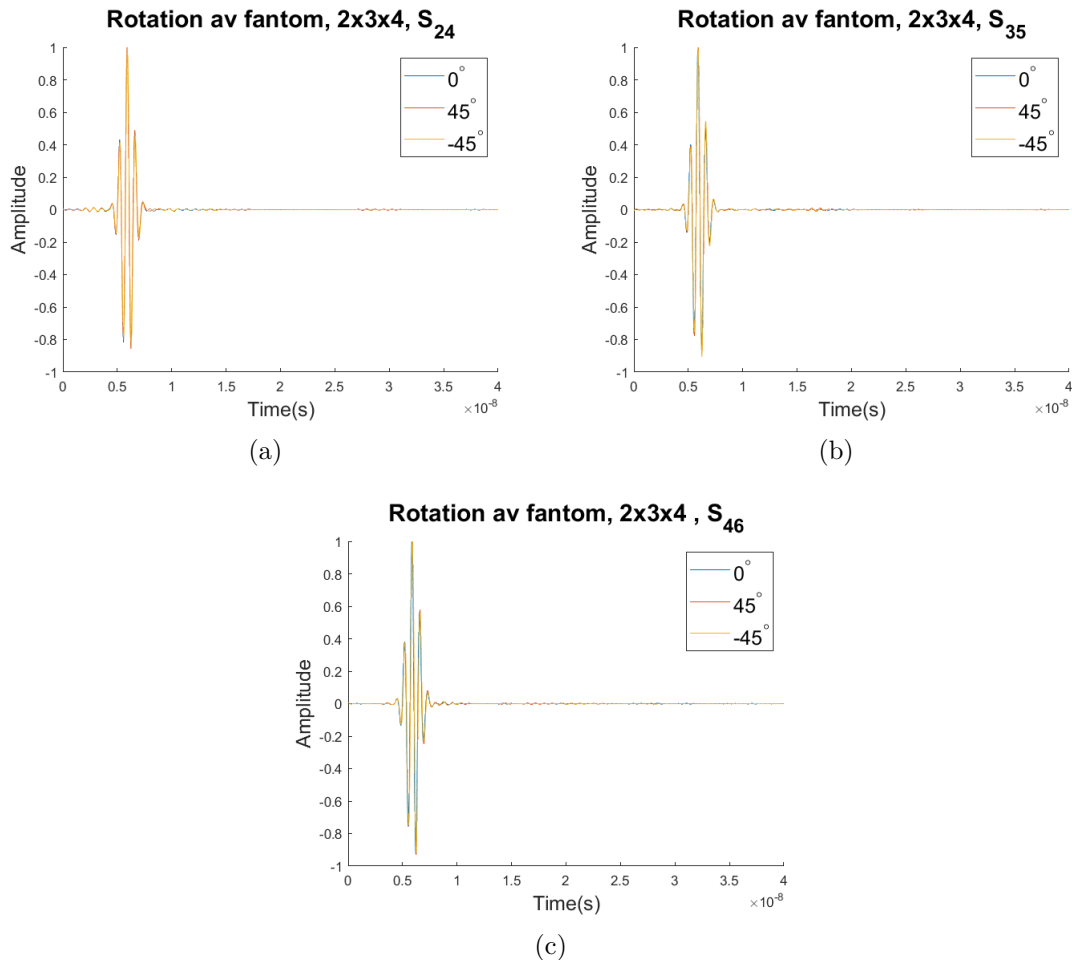
Figur 4.15: Figuren visar mätningar med blodfantom $2 \times 3 \times 4$ cm, där översta plotten visar mätning utan rotation, mittenplotten visar rotation åt vänster och den understa plotten visar rotation åt höger.



Figur 4.16: Figuren visar mätningar med blodfantom $2 \times 3 \times 6$ cm, där översta plotten visar mätning utan rotation, mittenplotten visar rotation åt vänster och den understa plotten visar rotation åt höger.

I tidsdomän

I figur 4.17 redovisas resultaten för rotationen för tre positioner per parameter för den mellersta blodfantomstorleken. Figur 4.17(a) visar tre liknande signaler med liknande fas och vågutbredning. Vidare ser man en liknande utformning av signalerna i både figur 4.17(b) och 4.17(c).



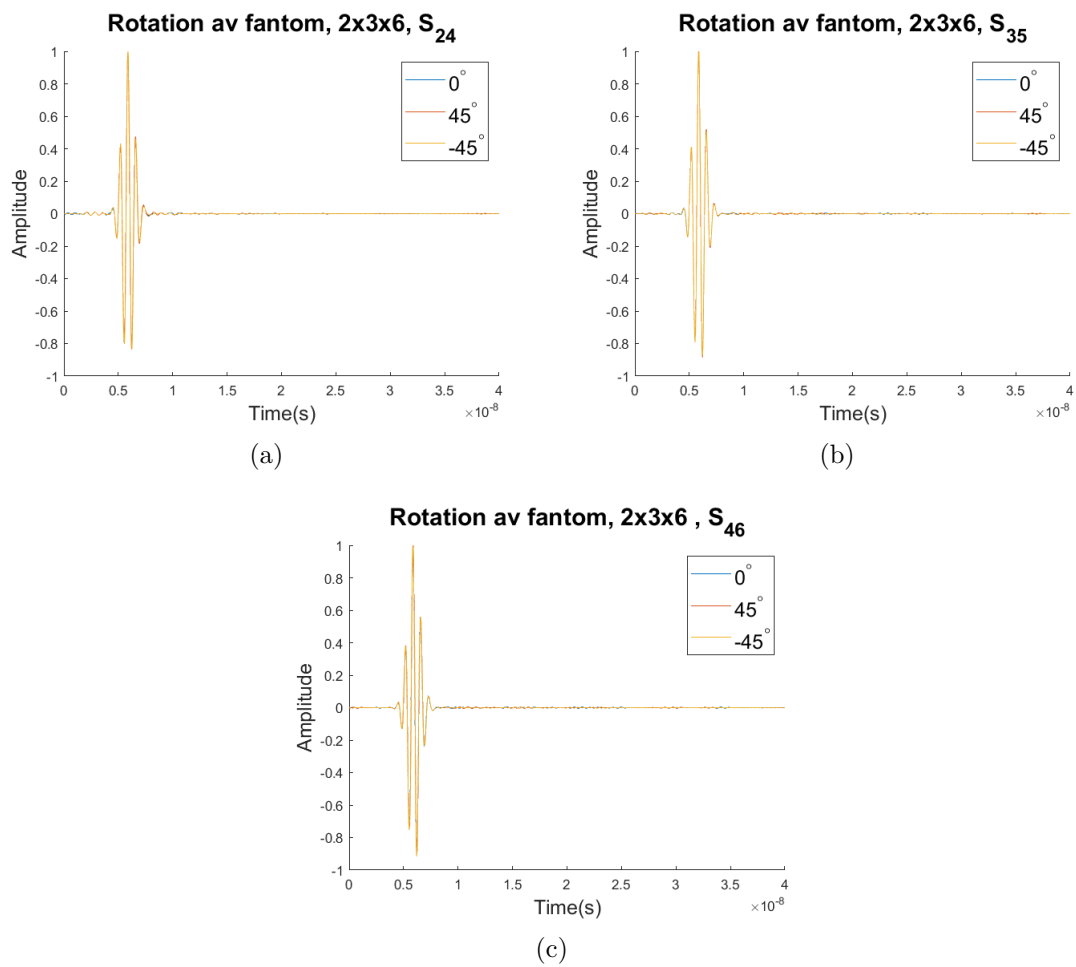
Figur 4.17: Mätningar av rotation i tidsdomän för (a) S_{24} , (b) S_{35} och (c) S_{46} för fantom 16 med det mellersta blodfantomet.

Figur 4.18 presenterar, precis som figur 4.17, resultaten för rotationen för tre positioner per parameter, fast för det största blodfantomet. Som figur 4.17(a-c), visar figur 4.18 signaler med jämförbar fas- och vågutbredning.

Enligt figur 4.19 som redovisar skillnaden i rotation, syns i (a) en differens mellan 0° och 45° som maximalt skiljer 0.03. För rotationen på -45°, är differensen till 0°-rotationen större, och ligger på 0.23. S_{35} i figur 4.19(b) visar i kontrast en ökande differens för 45° till 0.22. Rotationen på -45° antar max värdet 0.13. S_{46} antar maxvärdena 0.3 respektive 0.27 enligt figur 4.19(c).

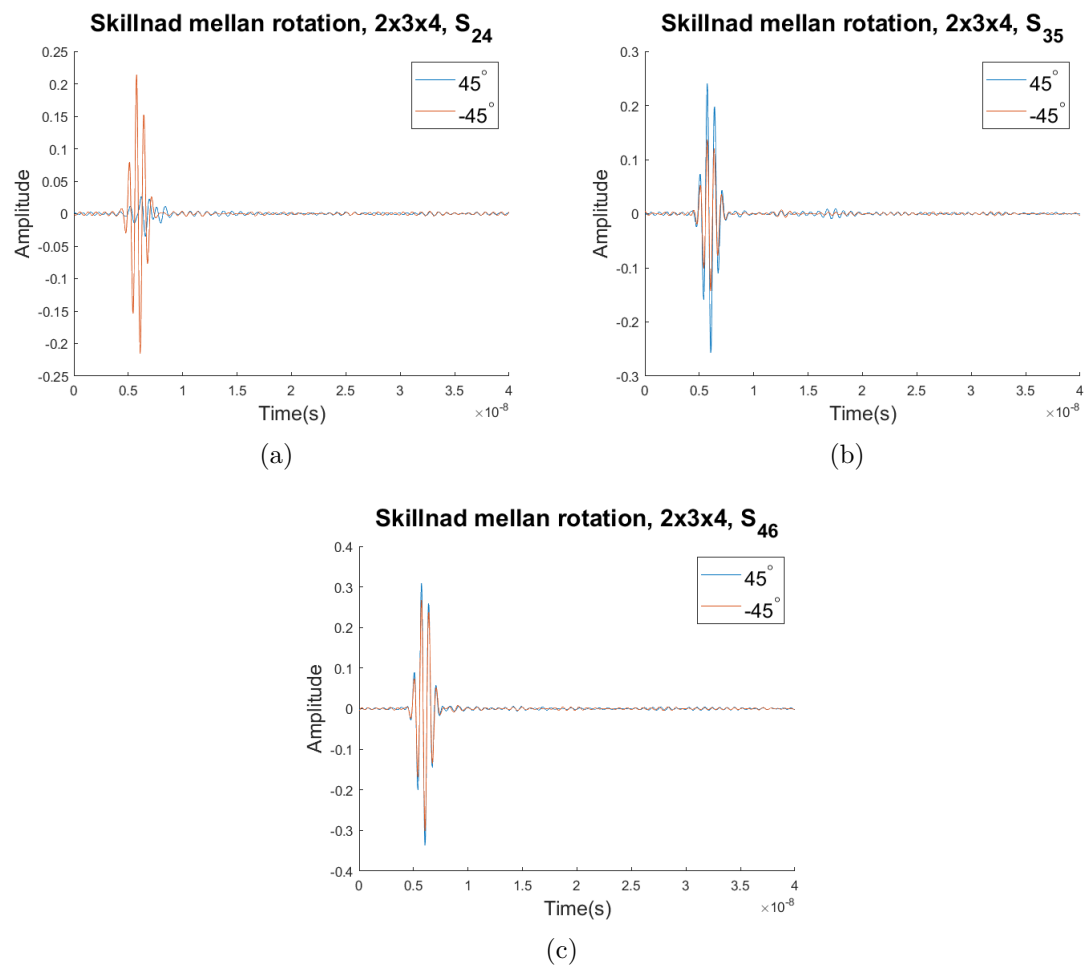
Figur 4.20 visar skillnaderna i rotation för det största blodfantomet. För S_{24} antar värdet för 45°-rotationen som max 0.13 och 0.02 för -45°. Vidare i S_{35} minskar max

4. Resultat

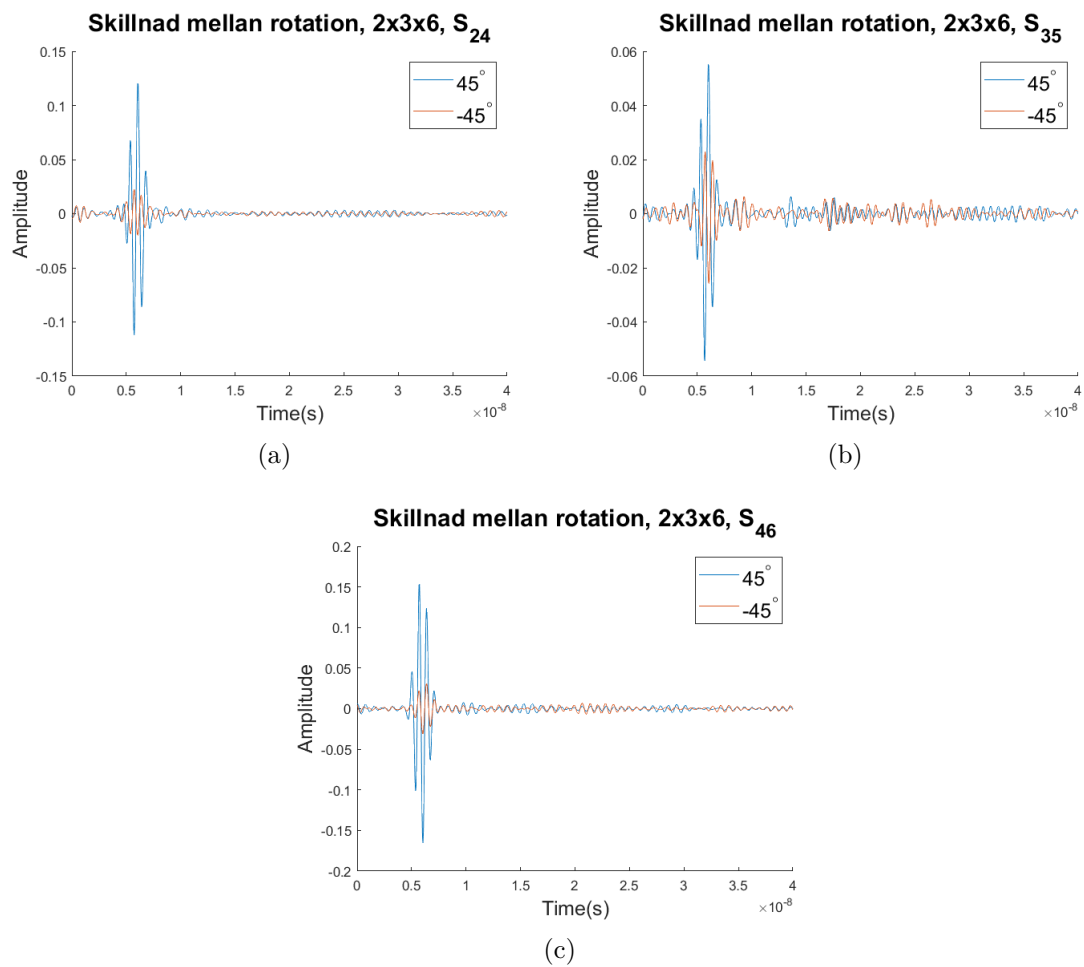


Figur 4.18: Mätningar av rotation i tidsdomän för (a) S_{24} , (b) S_{35} och (c) S_{46} för fantom 16 med det största blodfantomet.

för 45° till 0.06 och -45° antar värdet 0.02. Avslutningsvis är skillnaden mindre då rotationen på 45° antar värdet 0.15 och -45° blir 0.04 som maxvärde, enligt figur 4.20(c).



Figur 4.19: Skillnaden i signalerna S_{24} (a), S_{35} (b), S_{46} (c) relativt 0° rotation.



Figur 4.20: Skillnaden i signalerna S_{24} (a), S_{35} (b), S_{46} (c) relativt 0° rotation.

4.2 Delstudie B

Nedan presenteras följderna av delstudie B, som innefattar mätningar på fantom i syfte att skapa en grund till databasen som tidigare nämnts.

4.2.1 Databas

Matrisen är 57×6 , där de sex kolumnerna består av mätningsnummer, fantomstorlek, om blodfantom är närvarande, blodetfantomens storlek och position samt s-parametrar, i denna ordning. Således representerar en rad i matrisen en mätning, alltså gjordes totalt 57 mätningar på olika muskelfantom med varierande storlek och position för blodfantom.

För att komma åt specifika mätningar används kommandot `Matrix{rad, kolumn}`, där rad representerar mätningen och kolumn representerar en av kategorierna som beskrivs ovan. Se tabell 4.1 för vilka mätningsnummer som hör till respektive muskelfantomstorlek, samt vilken rad som representerar referensmätningen.

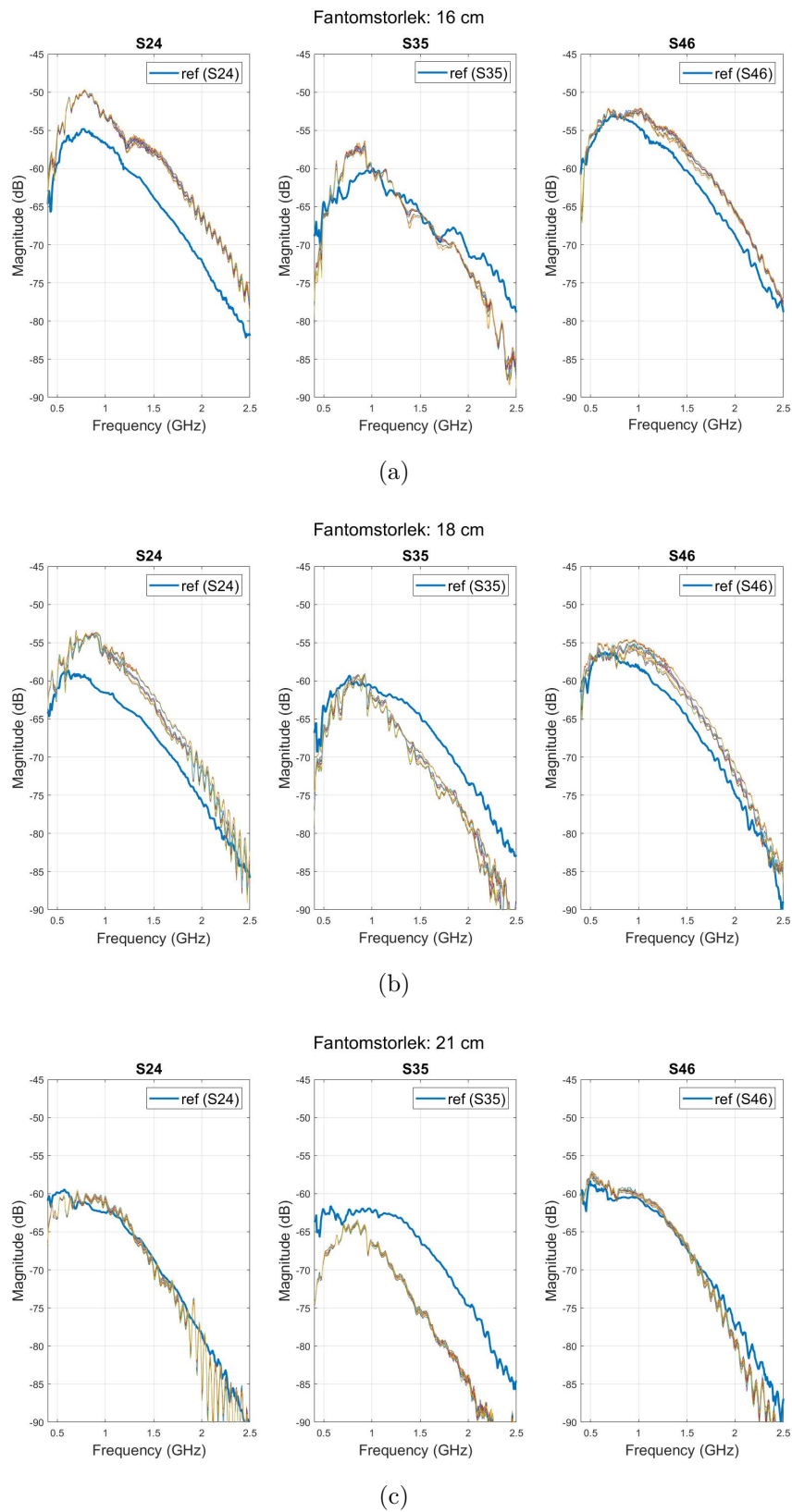
Tabell 4.1: Tabell över hur muskelfantomens storlek är fördelat över mätningarna.

Mät-nr.	Fantomstorlek	Referensmätningens nr.
7 – 23	16 cm	Mätning 7
24 – 40	18 cm	Mätning 24
41 – 57	21 cm	Mätning 41
1 – 6	18 cm	Saknar referensmätning

Notera att för mätning nummer 1 – 6 saknas en referensmätning. Det beror på att muskelfantomet gick sönder innan en referensmätning samt resterande mätningar hann utföras. Därmed skapades en ny muskelfantom i samma storlek för att möjliggöra analys för den storleken, dessa representeras av mätning 24 – 40 i matrisen.

4.2.2 Mätresultat

Mätningarna gjorda med blodfantom följer varandra för alla tre muskelfantom, se figur 4.21. För en del av s-parametrarna följer referensen resterande mätningar med en snarlik form och amplitud på kurvan, transmissionen S_{46} för samtliga fantom visar detta. Däremot är det andra s-parametrar som sticker ut, exempelvis S_{24} i figur 4.21a) samt S_{35} i figur 4.21c). I dessa är magnitudskillnaden mycket stor i jämförelse med resterande mätningar, samtidigt följer kurvorna varandra när det kommer till formen. Dessa fynd kommenteras ytterligare i diskussionen nedan. Samtliga mätningar har en maximal magnitud som ligger inom intervallet -50 dB till -60 dB.



Figur 4.21: Jämförelse mellan referensmätning (tjock blå linje) och mätningar med blodfantom (övriga) för a) 16 cm, b) 18 cm, c) 21 cm

5

Diskussion

Det här kapitlet innefattar diskussioner kring resultatet från Delstudie A och Delstudie B. Det involverar främst eventuella resonemang till varför resultatet ser ut som det gör och eventuella faktorer som kan ha påverkat.

5.1 Delstudie A

Här analyseras resultatet från delstudie A i frekvens- och tidsdomän.

5.1.1 Kontrollmätning

Figur 4.1 visar resultatet av kontrollmätningen. Med hjälp av kontrollmätningen kunde resultatet verifieras. Kurvans maximala magnitud på ungefär -55 dB finnes vid frekvensen 1 GHz, vilket är enligt förväntat. Utifrån figur 4.21 från delstudie B, avläses den maximala magnituden för samtliga 57 mätningar att ligga inom intervallet -50 dB till -60 dB. Därför anses -55 dB vara ett rimligt värde på magnituden. Med detta som bakgrund kan det konstateras att de nya mätningarna på testperson A och B såg ut som förväntat.

5.1.2 Differensen mellan muskelfantom med och utan blodfantom

Figur 4.3 visar signalskillnaden med och utan blodfantom. Den faktor som bidrar till urfasning av signalen är permittiviteten och dess fördelning i objekt. Beroende på vart permittiviteten varierar skapas olika spridningar som skapar ett system var impulsvar får olika urfasningar. Men på grund av den lilla skillnaden i permittivitet mellan blod- och muskelfantom väntas de se identiska ut, som syns i 4.2(a), vilket innebär att den väntade amplituden för skillnaden är runt 0.1. Detta innebär i sin tur att störningarna som syns i figur 4.2(b) och (c) påverkar värdena stort i figur 4.3(b) och (c). Störningarna beror troligtvis på interferans i kablarna då en periodisk signal uppstår med tiden. Förskjutningen av "inget blod" i (c) kan beror på ett kalibreringsartefakt för parameter S_{46} eller dålig antenn kontakt.

5.1.3 Skillnader mellan höger och vänster ben

Av resultatet i figur 4.4 framgår det ett antal mönster som är värt att notera. I frekvensdomänen syns det tydligt att maximipunkten ligger mellan 1-2 GHz. Anledningen till detta är att resonansfrekvensen ligger inom intervallet. Samtliga mätningar innehåller brus men vid lägre magnituder går signalen närmare brusgolvet och det blir svårare att urskilja vad som är brus och vad som är signal. Genom att jämföra kontrollmätningen på fantomen, figur 4.1, med resultatet från höger och vänster ben syns det tydligt att mätningen på fantomet innehåller mindre brus. Det går däremot att identifiera en tydlig kurva i samtliga mätningar som har liknande utseende. Mätningen för fantomen har högre magnitud och ett maximumvärde på -55 dB.

Vid jämförelse i tidsdomänen framgår det för samtliga parametrar, förutom S_{24} , att den maximala amplituden för testpersonerna faller under maximivärdet för figur 4.3. Innebörden av detta är att S_{35} och S_{46} bidrar mindre till signalen än blodfantomen. Det tyder på att höger och vänster ben är såpass lika att de går att använda som referens till varandra. Däremot visar S_{24} att benen har en större skillnad jämfört med fantommätningen. Det säger i sin tur att det inte går att använda höger och vänster ben som referens.

Under mätningen observerades dålig kontakt mellan benet och antenn 1, 2, 7 och 8. Det motsvarar de två översta antennerna på vardera sida av mätuppställningen. Dåligt kontakt ger ett skifte i permittivitet, vilket resultera i en urfasning av signalen, som i sin tur gör att differensen ändras. Något som underbygger det här är att gravitationen gör att antennerna på undersidan oftast har bäst kontakt. Det kan därför vara en rimlig förklaring till varför just transmissionen S_{24} avviker från resterande.

Å andra sidan om iakttagelsen från 5.1.3 tas i beaktning väger S_{24} för figur 4.3 som är störningsfri mest. På grund av detta går det därmed att säga att S_{24} och S_{46} för figur 4.9 visar på att det inte går att nyttja som referens, dess amplituder är för höga. S_{35} i kontrast har ett amplitud intervall som är jämförbart med S_{24} för figur 4.3. Om nämns ovan har antenner 3 och 5 ofta godkontakt, vilket skulle kunna tyda på att S_{35} för 4.9 är representativ av en mätning utan störning. Med detta till bakgrund och mätproblematiken för antenn 2 skulle det då finnas belägg för att resterande parametrar kan anta likande värde under optimala förhållanden, som i sin tur visar på att benet kan användas som referens. Dock går det inte att underbygga detta antagande med datan som redovisats vilket innebär att den mest relevant slutsatsen är att vänster ben är olämpligt som en referens.

Vid placeringen av positionen på referensbenet påvisar resultatet att det kräver stor noggrannhet. Detta eftersom figuren 4.14 visar stor skillnad mellan position MM och MK respektive MH.

5.1.4 Skillnader mellan två punkter på samma ben

Utifrån resultatet i frekvensdomänen är det mätning MM som mest efterliknar resultatet från kontrollmätningen av fantomet, figur 4.1. Formen på kurvan efterliknas mest och brusnivån är lägre. Från mätning K går det inte att identifiera samma kurva som för kontrollmätningen. Detta kan bero på dålig kontakt mellan antenn och lår. Närmast knät, där omkretsen är mindre är det svårt att få bra antennkontakt på grund av att mätupställningen inte är utformad för mindre omkretser. Resultatet skulle även kunna bero på att sammansättningen av blod, muskler osv. är olika vid olika punkter på låret. Utifrån de mätningar som blev felaktiga, se figur 4.12 är det mycket brus eftersom signalen är närmare brusgolvet vilket gör att det blir svårt att urskilja brus från signalen och därmed går det inte att få ut något av resultatet. Att dra en slutsats är därmed svårt eftersom resultatet kan bero på olika parametrar och antalet testpersoner är för få.

I tidsdomän fattas slutsatsen att knät inte går att använda som referens. Enligt figur B.1, B.2 och B.3 finns en likhet mellan MM samt K vilket resulterar i den låga differensen för testperson A i figur 4.13. Utformningen av figur 4.13 för testperson A är jämn i amplitud som skulle kunna tyda på god kontakt och minimala störningar. Med detta till grund går det att bedöma att knät inte går att använda som referens då S_{24} och S_{35} är större än signalerna i figur 4.3, eftersom det bidrar med hypotetiskt mer signal än blödningsen.

För S_{46} är maximala amplituden mindre än i figur 4.3 men på grund av att S_{46} utformning är representativ av en kontaktartefakt är det svårt att säga hur mycket detta betyder för resultatet. Figur B.4, B.5 och B.6 för testperson B samtidigt som det visar en fasförskjutning mellan MM och K, vilket gör att differensen ökar.

I sin tur resulterar det i en maximal amplitud över 1 i figur 4.13. I jämförelse med figur 4.3 konstateras det att ingen av parametrarnas maximum är under någon av signalernas maximala värde i figur 4.3. Detta innebär att knät medför mer signal än blodfantomen. Det finns en skillnad i fas för testperson B för alla parametrar, som kan tyda på en artefakt eller anatomiska skillnader.

5.1.5 Felkällor till mätning på testperson

Testpersonernas kroppställning vid mätningarna är betydande för resultatet. Mätinstrumentet är otympligt vilket gör det svårt för testpersonerna att få benet i en bra position. Det finns brister i maskinens design då den inte är anpassad efter lårets form. När låret placeras i maskinen formas låret som en ellipsoid. Då antennerna sitter cirkulärt, fick den undre delen av låret bra kontakt med antennerna, medan sidorna fick sämre kontakt även fast antennerna var i sitt yttersta läge. Om testpersonerna hade haft större omkrets på låren hade kontakten mellan antennerna och låret varit bättre. När testperson A och B genomförde mätningarna vid det andra tillfället, hade testpersonerna bättre kroppsplacering i maskinen vilket ledde till bättre kontakt mellan antennerna och låret. Vid den andra mätningen fick signalerna mindre brus, vilket kan bero på mindre rörelseartefakter eftersom kroppställningen var bättre.

Det hade varit mer optimalt att ha fler än två testpersoner i projektet eftersom det går att göra bättre jämförelser och se tydligare mönster med fler resultat på samma mätning. Därmed går det inte att med hög säkerhet kommentera resultatet.

Projektets ambition var att ha åtminstone tio testpersoner att mäta på, med en start på de sex gruppmedlemmarna i projektet. Mätningarna gjordes först på sex testpersoner men alla dessa mätningar blev felaktiga, se figur 4.4(e) och figur 4.12. Anledningen till att mätningarna blev felaktiga beror troligtvis på dålig kontakt mellan antennerna och låret, felaktig kalibrering, glapp i kontakterna eller på rörelseartefakter.

Vänster och höger ben har ingen identisk sammansättning av muskler, fett, brosk osv. vilket kan påverka mätresultatet mellan höger och vänster ben. Olika individer har olika mycket muskelmassa, vilket kan bero på faktorer som kön, ålder, fysik, underliggande sjukdomar osv. I framtiden hade det även varit intressant att undersöka om bland annat ålder, vikt, kön och fysisk aktivitet har betydelse för resultatet. Det hade också varit intressant att undersöka om det går att kvantifiera en referens utifrån en statistik analys.

5.1.6 Rotation av blödning

Resultaten i frekvensdomänen, figur 4.15 och figur 4.16, visar ingen större skillnad mellan den mellersta och det största blodfantomen. Anledningen till detta är att magnituden på signalerna är inom samma intervall och kurvorna ser likvärdiga ut. Utifrån kurvorna syns ingen större skillnad när mätningarna utförs med och utan rotation.

Resultatet för tidsdomänen som presenteras för den mellersta blodfantomen, i figur 4.17, visar att båda sidorna har samma rotation fast åt olika håll, vilket gör att signalen förväntats efterlikna varandra. Detta syns tydligt för S_{24} , S_{35} och S_{46} i figur 4.17 och 4.18, vilket är väntat positionsförändring av blodet bör skapa en ytterst lite urfasning. I figur 4.19 och 4.20 kvantifieras skillnaderna i fas bättre. Eftersom rotationen är samma men motsatta håll, bör de anta liknande signaler i det optimala fallet. Därav om vi utgår från den minsta amplituden av 45° och -45° för varje parameter går det att observera att dess amplitud intervall är jämförbar med de som presenteras i figur 4.3(a). Liknade analys av figu 4.20 leder till en liknande slutsats. Med det här ovan som bakgrund går det att med relativ säkerhet gå det använda rotation för att kvantifiera en referens. I framtiden kan det även vara värt att studera hur väl metoden är applicerbar på en människoben.

5.2 Delstudie B

Vid användning av databasen från delstudie B kan det vara viktigt att ha möjliga felkällor i åtanke. I detta avsnitt diskuteras resultatet och de möjliga faktorer som kan ha påverkat dess utfall och därmed få fram eventuella anledningar till varför mätdata ser ut som den gör.

I resultatet förväntades referensmätningen (muskelfantom utan blodfantom) vara väldigt lik blodmätningen (muskelfantom med blodfantom i) [12, 10]. I denna studie är referensmätningarna inte så lik som förväntat som kan ses i figur 4.21. Här transmissionen S_{46} mest som förväntat. Där är kurvans utseende snarlik mellan referensmätningen och blodmätningarna, det är också en låg amplitudskillnad mellan dessa mätningar. Så är inte fallet för resterande transmissioner som analyserats, vissa följer den önskade kurvan någorlunda medan andra inte gör det.

S_{24} är den transmission som avviker mest från det förväntade resultatet. Det kan bero på dålig kontakt mellan muskelfantommet och antenn 2 i mätuppställningen. Detta eftersom gravitationen inte verkar mot denna. För fantomstorlek 21 är referensen närmre blodmätningarna på S_{24} . Det kan bero på att dess storlek var tillräcklig för att få bättre kontakt med samtliga antenner.

5.2.1 Mättillfällena och fantomtillverkning

De olika typerna av mätningar på fantomen utfördes vid olika tillfällen. Mer specifikt gjordes blodmätningarna separat från referensmätningarna. Fantomen kan nämligen förändras över en längre tid och påverka de dielektriska egenskaperna, detta diskuteras vidare längre ned i avsnittet. Det är denna förändring av muskelfantom som skulle kunna vara en förklaring till de avvikelser som noterats mellan referensmätningarna och de övriga mätningarna som kan ses i figur 4.21.

Det är även önskvärt att alla fantom tillverkas från samma sats för att minska eventuella skillnader i konduktivitet och permittivitet. Detta blev inte fallet, då två muskelfantom gick sönder efter urkarvning och nya behövde skapas för att ersätta dessa. Konduktiviteten för samtliga muskelfantom ser ut att vara ungefär samma, trots att de tillverkats i två omgångar. Till skillnad från det har permittiviteten en större variation mellan varje enskilt muskelfantom. Där går det inte att se något tydligt samband mellan de två satserna vid jämförelse av permittiviteten hos muskelfantom i figur 3.12. Det påvisar att det troligtvis inte finns någon signifikant betydelse att fantomen tillverkades vid två separata tillfällen. Mer mätningar och data skulle behövas för att bekräfta denna reflektion.

Själva testerna av fantomens dielektriska egenskaper utfördes först efter alla mätningar var färdiga. Tiden mellan dessa händelser kan vara en möjlig felkälla att beakta, med anledning av fantomens fysikaliska förändring över tid. Den största faktorn är att vattnet i de avdunstar, vilket kan leda till ändringar i både konduktivitet och permittivitet. Framförallt är permittivitet starkt kopplat till vattenmängden i vävnaden, se avsnitt 2.4. Detta resonemang kan förklara varför permittiviteten är något lägre än förväntat, vid 1 GHz, för samtliga muskelfantom.

5.2.2 Antenngelens påverkan

En konsekvens av att mätningarna skett vid flera olika tillfällen är att antenngelens behovs göras om ett flertal gånger och kan därför skilja sig åt från gång till gång, oavsett hur noggrann framställningen var. Antenngelens är, som tidigare nämnt, an-

vändbar i ca. en vecka från tillverkning innan den börjar mögla och krympa. Därmed användes geler som tillverkats vid olika tillfällen, dessutom var gelerna olika gamla beroende på hur tätt inpå tillverkningen som mätningarna utfördes. Mätning 1-6 i tabell 4.1 är gjorda med en gel, referensmätningarna (7, 24, 41) med en annan och resterande mätningar med en tredje gel. Detta skulle därför kunna ha en inverkan på resultatet i någon mån. Det krävs dock mer information om det för att säga att gelen har någon direkt påverkan på mätningarna. Detta skulle kunna göras genom att kontrollera dess dielektriska egenskaper vid olika tillfällen under en vecka och se hur eller om de förändras.

5.2.3 Förbättringar

Syftet med att skapa en databas, med mätningar från olika fantom, är att kunna använda detta som en grund för en maskininlärningsalgoritm. Det innebär att ett stort urval med hög variation är önskvärt. Det hade därför varit fördelaktigt om det gick att placera blodfantomen på fler positioner. För att detta skulle vara möjligt hade hålen behövt vara större samt gått djupare. Detta så att blodet kan placeras närmre ytskiktet av lårfantomen, där muskelmassan finns och muskelbristningar normalt sker. Nu angränsar många av positionerna i fantomen till skelettets egentliga position i benet. Dessutom hade bättre verktyg för att gröpa ur varit fördelaktigt. Med bättre precision hade hålen kunnat komma närmre ytskiktet, utan att riskera att sticka igenom det.

Vid urkarvning av fantom blir de mer ömtåliga och går lätt sönder, speciellt om de används vid mer än ett tillfälle. Fantomen hade en större risk att spricka efter de legat i kylskåp i några dagar. En fördel hade varit att få gjort alla mätningar på ett fantom under samma dag som de blivit urgröpta, vilket kan minska risken att de går sönder. De två fantom som gick sönder sprack i botten efter att de användes ungefär en vecka efter att de karvats ur. Det ledde till att i de nya fantom som tillverkades gick hålen inte så djupt som önskat, vilket hänger ihop med ovanstående stycke om databasens mångfald. Materialet av fantomen som används i studien var svåra att arbeta med just på grund av dess benägenhet att gå sönder. Det finns andra sätt att ta fram fantom i annat material, som möjligen kan vara lättare att hantera.

Osäkerheter kring resultatet uppstod på grund av att mätningarna var utförda på olika dagar. För att ge mer klarhet kring dessa mätningar hade permittivitet och konduktivitet hos fantomen kunnat kontrolleras innan varje mätning. En annan aspekt att kontrollera skulle kunna vara fantomens vikt vid samma tillfälle, för att se hur mycket vatten som faktiskt avdunstat. På detta sätt kan de teorier som tagits upp tidigare i diskussionen antingen stärkas eller avskrivs.

6

Slutsats

I detta avsnitt presenteras studiens slutsatser.

6.1 Delstudie A

Sammanfattningvis går det att dra slutsatsen att motsatt ben inte kan användas som en referens. Ett av resultaten var dock avvikande. Det indikerar att det ändå finns en sannolikhet att motsatt ben skulle kunna användas som referens utifrån resultatet i figur 4.9(b), men det krävs mer data för att underbygga detta. Dessutom visar studien att noggrannheten vid placering av mätposition på referensbenet är av betydelse. Vidare dras slutsatsen att det inte går att använda en annan nivå på samma ben som referens. Däremot bör rotation på 45° fungera som referensmetod. Överlag hade det varit optimalt att genomföra fler mätningar på ett större antal testpersoner för att kunna dra slutsatser med större säkerhet.

6.2 Delstudie B

Lårfantom skapades i tre storlekar för att representera ett spektrum av mänskliga benstorlekar. Dock begränsades användningen av mindre storlekar på grund av prototypens dimensioner. Även blodfantom tillverkades i tre olika storlekar. Detta för att simulera alla tre grader av muskelbristningar.

Mätdata samlades in för de olika lårfantomerna, där blodfantomen placerades på olika positioner; för att representera flera scenarier av muskelbristningar på olika personer. Det resulterade i två positioner för varje blodstorlek, ett till vänster och ett till höger. Mittenstorleken av blodfantomen användes dessutom både stående och liggande på dessa positioner. Ett förbättringsområde hade varit om dessa positioner hade kunnat variera mer i sidled, då de nu är relativt nära varandra.

Av detta konstruerades en databas som har en viss bredd och mångfald men med rum för förbättring. Ur databasen är det lätt att plocka ut de mätningar som är av intresse. För att få information om felkällor för specifika mätningar behöver dessa studeras i denna rapport.

Litteraturförteckning

- [1] W. E. Garrett Jr, "Muscle strain injuries," *The American journal of sports medicine*, vol. 24, no. 6_suppl, pp. S2–S8, 1996.
- [2] L. Ernlund and L. d. A. Vieira, "Hamstring injuries: update article," *Revista brasileira de ortopedia*, vol. 52, pp. 373–382, 2017.
- [3] J. P. C. SantAnna, A. Pedrinelli, A. J. Hernandez, and T. L. Fernandes, "Muscle injury: pathophysiology, diagnosis, and treatment," *Revista brasileira de ortopedia*, vol. 57, pp. 1–13, 2022.
- [4] H. H. Publishing, "Muscle strain." https://www.health.harvard.edu/a_to_z/muscle-strain-a-to-z, 2023. Tillgänglig: 08-02-2024.
- [5] S. Nilsson and J. Karlsson, "Muskelbristning," www.internetmedicin.se, Jul. 14, 2023. Tillgänglig: <https://www.internetmedicin.se/ortopedi/muskelbristning>, Hämtad: 2024-04-25.
- [6] L. S. Steinbach, J. L. Fleckenstein, and J. H. Mink, "Mr imaging of muscle injuries," in *Seminars in musculoskeletal Radiology*, vol. 1, pp. 127–141, © 1997 by Thieme Medical Publishers, Inc., 1997.
- [7] A. E. Stancombe and K. S. Bialkowski, "Portable biomedical microwave imaging using software- defined radio," pp. 572–574, 2018.
- [8] G. Koulouris and D. Connell, "Hamstring Muscle Complex: An Imaging Review," *RadioGraphics*, vol. 25, no. 3, pp. 571–586, May 2005, doi: <https://doi.org/10.1148/rg.253045711>.
- [9] "Ultraljudsundersökning", 1177. [Online]. Tillgänglig: <https://www.1177.se/Vastra-Gotaland/undersokning-behandling/undersokningar-och-provtagning/bildundersokningar-och-rontgen/ultraljudsundersokning/>, Hämtad: 2024-02-23.
- [10] L. Guerrero Orozco, "Experimental Evolution of a Microwave Imaging System for Muscle Rupture Detection," Department of Electrical Engineering, Göteborg, Sverige, 2023.
- [11] P. Meaney, S. Geimer, A. Golnabi, and K. Paulsen, "Impact of skin on micro-

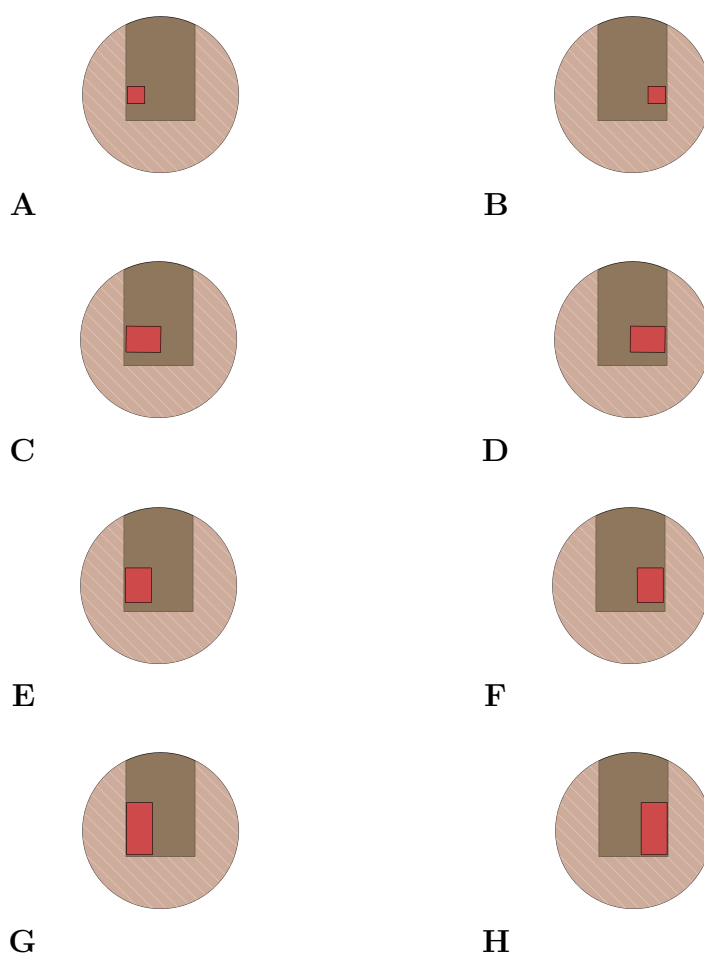
- wave tomography in the lossy coupling medium,” *Sensors*, vol. 22, no. 19, 2022.
- [12] S. M. Andersson, E. E. Richard Nunstedt, M. Hansen, D. Fernblad, and A. Carlsson, “Diagnostisering av muskelbristningar med hjälp av mikrovågor,” 2023.
- [13] K. R. Foster, A. Lozano-Nieto, P. J. Riu, and T. S. Ely, “Heating of tissues by microwaves: A model analysis,” *Bioelectromagnetics: Journal of the Bioelectromagnetics Society, The Society for Physical Regulation in Biology and Medicine, The European Bioelectromagnetics Association*, vol. 19, no. 7, pp. 420–428, 1998.
- [14] J. Strandman, “Strålsäkerhetsmyndighetens allmänna råd om begränsning av allmänhetens exponering för elektromagnetiska fält,” *Strålsäkerhetsmyndighetens författningssamling*, vol. 7, 2009.
- [15] A. Törnell, A. Bornecrantz, D. Fridolfsson, D. Gustavsson, S. Pohjanen, and T. Ekman, “Diagnostisering av muskelbristningar med hjälp av mikrovågor,” 2018.
- [16] K. Bhargavi, K. Balachandrudu, and P. Nageswar, “Mobile phone radiation effects on human health,” *International Journal of Computational Engineering Research*, vol. 3, no. 4, pp. 196–203, 2013.
- [17] H. Aldskogius and B. Rydqvist, *Den friska människan: anatomi och fysiologi*. Liber, 2018.
- [18] H. D. Dave, M. Shook, and M. Varacallo, “Anatomy, skeletal muscle,” 2019.
- [19] T. A. Järvinen, T. L. Järvinen, M. Kääriäinen, H. Kalimo, and M. Järvinen, “Muscle injuries: biology and treatment,” *The American journal of sports medicine*, vol. 33, no. 5, pp. 745–764, 2005.
- [20] G. Freckleton and T. Pizzari, “Risk factors for hamstring muscle strain injury in sport: a systematic review and meta-analysis,” *British journal of sports medicine*, vol. 47, no. 6, pp. 351–358, 2013.
- [21] R. H. Shmerling, “Muscle strain,” *Harvard medical school*, 2023.
- [22] D. Hugh and F. Young, *University Physics with modern physics*. Pearson, 2021.
- [23] D. W. Ball, “The electromagnetic spectrum: a history,” *Spectroscopy*, vol. 22, no. 3, p. 14, 2007.
- [24] R. Nagahata and K. Takeuchi, “Encouragements for the use of microwaves in industrial chemistry,” *The Chemical Record*, vol. 19, no. 1, pp. 51–64, 2019.
- [25] “Mikrovågstorkning - Strålsäkerhetsmyndigheten — stralsakerhetsmyndigheten.se.” <https://www.stralsakerhetsmyndigheten.se/omraden/magnetfalt-och-tradlos-teknik/uppvarmning-med-mikrovagor/mikrovagstorkning/>. [Hämtad: 08-05-2024].

-
- [26] A. El Oualkadi and J. Zbitou, *Handbook of research on advanced trends in microwave and communication engineering*. IGI Global, 2016.
- [27] P. J. Zimri, *Radio frequency spectrum, the out of sight, out of mind national strategic resource*. PhD thesis, University of the Witwatersrand, Faculty of Commerce, Law and Management . . . , 2013.
- [28] I. Jönsson, E. Pettersen, E. Söderberg, and A. Winald, “Diagnostisering av muskelbristningar med hjälp av mikrovågor,” 2018.
- [29] W. Shao and B. Zhou, “Effect of coupling medium on penetration depth in microwave medical imaging,” *Diagnostics*, vol. 12, no. 12, p. 2906, 2022.
- [30] D. M. Pozar, *Microwave engineering*. Hoboken, Nj: Wiley, 2012.
- [31] F. Caspers Cern, Geneva, and Switzerland, “RF engineering basic concepts: S-parameters.” Tillgänglig: <https://cds.cern.ch/record/1415639/files/p67.pdf>, hämtad: 2024-04-30.
- [32] N. K. Nikolova, Introduction to microwave imaging. (EuMA high frequency technologies series). Cambridge University Press, 2017, isbn: 110708556X.
- [33] C. Balanis, “Antenna theory: a review,” *Proceedings of the IEEE*, vol. 80, no. 1, pp. 7–23, Jan. 1992.
- [34] R. K. Kriti Kulshrestha and M. Roy, “Design of monopole antenna and half-wave dipole antenna for wi-fi applications by enhancing gain,” *2020 IEEE International Symposium on Smart Electronic Systems (iSES) (Formerly iNiS)*, 2020.
- [35] S. B. Fischer-Kennedy, “Antennas with adaptively varying impedance matching,” 2023.
- [36] T. J. Roupael, *Wireless Receiver Architectures and Design*. Elsevier Inc, 2015.
- [37] C. G. S. Gabriel and E. Corthout, “The dielectric properties of biological tissues: I. literature survey,” *Physics in Medicine and Biology*, vol. 41, no. 11, pp. 2231–2249, 1996.
- [38] H. Y. Mesri, M. K. Najafabadi, and T. McKelvey, “A multidimensional signal processing approach for classification of microwave measurements with application to stroke type diagnosis,” in *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 6465–6469, 2011. Hämtad: Feb. 08, 2024.
- [39] T. Durance and P. Yaghmaee, “4.51 - microwave dehydration of food and food ingredients,” in *Comprehensive Biotechnology (Second Edition)* (M. Moo-Young, ed.), pp. 617–628, Burlington: Academic Press, second edition ed., 2011. Hämtad: Feb. 08, 2024.
- [40] N. J. Cassidy, “Chapter 2 - electrical and magnetic properties of rocks, soils

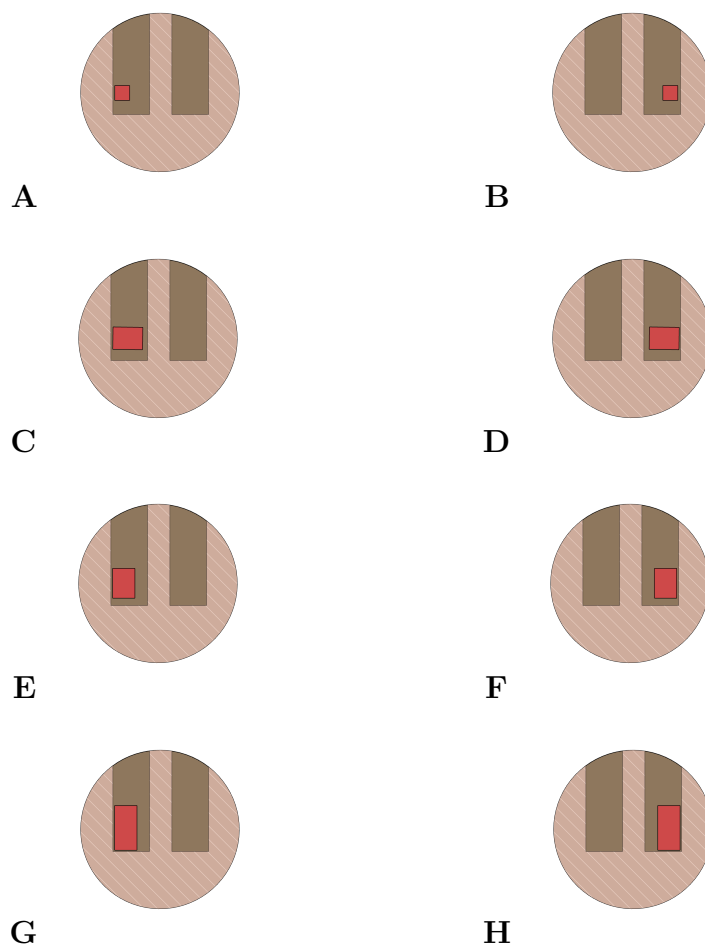
- and fluids,” in *Ground Penetrating Radar Theory and Applications* (H. M. Jol, ed.), pp. 41–72, Amsterdam: Elsevier, 2009. Hämtad: Feb. 08, 2024.
- [41] P. Tekes, P. Batti, and M. Nises, “Undersökning av materialegenskapers inverkan på mikrovågsuppvärmningen av grafit,” 2021.
- [42] L. Guerrero Orozco, L. Peterson, and A. Fhager, “Microwave antenna system for muscle rupture imaging with a lossy gel to reduce multipath interference,” *Sensors*, vol. 22, no. 11, p. 4121, 2022.
- [43] Nationalencyklopedin, “dipol,” Hämtad: Feb. 08, 2024.
- [44] Nationalencyklopedin, “konduktivitet,” Hämtad: Feb. 08, 2024.
- [45] F. Carlsson, E. Dahlin, R. Elander, I. Moberg, F. Nordlund, and D. Olofsson, “Diagnostisering av muskelbristningar med hjälp av mikrovågor,” 2019.
- [46] H. B. Lim, N. T. T. Nhung, E.-P. Li, and N. D. Thang, “Confocal microwave imaging for breast cancer detection: Delay-multiply-and-sum image reconstruction algorithm,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 55, no. 6, pp. 1697–1704, 2008.
- [47] G. Matrone, A. S. Savoia, G. Caliano, and G. Magenes, “The delay multiply and sum beamforming algorithm in ultrasound b-mode medical imaging,” *IEEE transactions on medical imaging*, vol. 34, no. 4, pp. 940–949, 2014.
- [48] Niklas Wilandh, “Storlek på kroppsdelar” Tillgänglig: <https://www.nyttofakta.se/storlek-pa-kroppstorlekar>, Hämtad: 2024-05-02.
- [49] “Istituto di Fisica Applicata ‘Nello Carrara,’” [Ifac.cnr.it](https://www.ifac.cnr.it/), 2024. <https://www.ifac.cnr.it/> (Hämtad: Apr. 16, 2024).
- [50] “Dielectric phantom recipes for MRI,” Nih.gov, 2014. <https://amri.ninds.nih.gov/cgi-bin/phantomrecipe?fbclid=IwAR3y3buOwfBxJfzXN1fXZ1YqQiTJZJRuRRK9R4mNvRhm2VWZMeLA> (Hämtad: Apr. 16, 2024).
- [51] “Cell Arrays - MATLAB Simulink - MathWorks Nordic,” se.mathworks.com. Available: https://se.mathworks.com/help/matlab/cell-arrays.html?s_tid=CRUX_topnav. [Hämtad : Apr.27, 2024].

A

Bilaga 1 - Placering av blodfantom



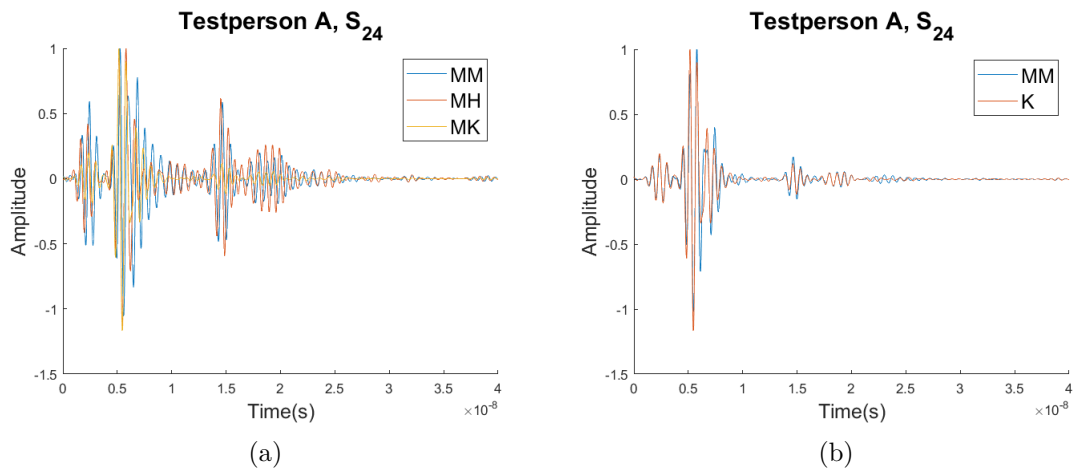
Figur A.1: Blodposition för fantomen som är 18 cm i diameter. **A – B** är det minsta blodet. **C – D** och **E – F** är det mellersta blodet som är liggandes resp. ståendes. **G – H** är det största blodet.



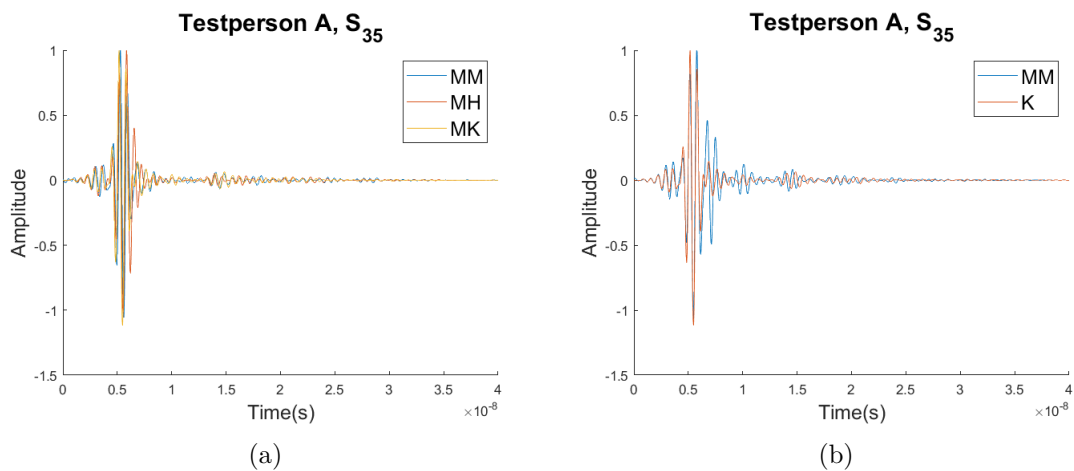
Figur A.2: Blodposition för fantomen som är 21.5 cm i diameter. **A – B** är det minsta blodet. **C – D** och **E – F** är det mellersta blodet som är liggandes resp. ståendes. **G – H** är det största blodet.

B

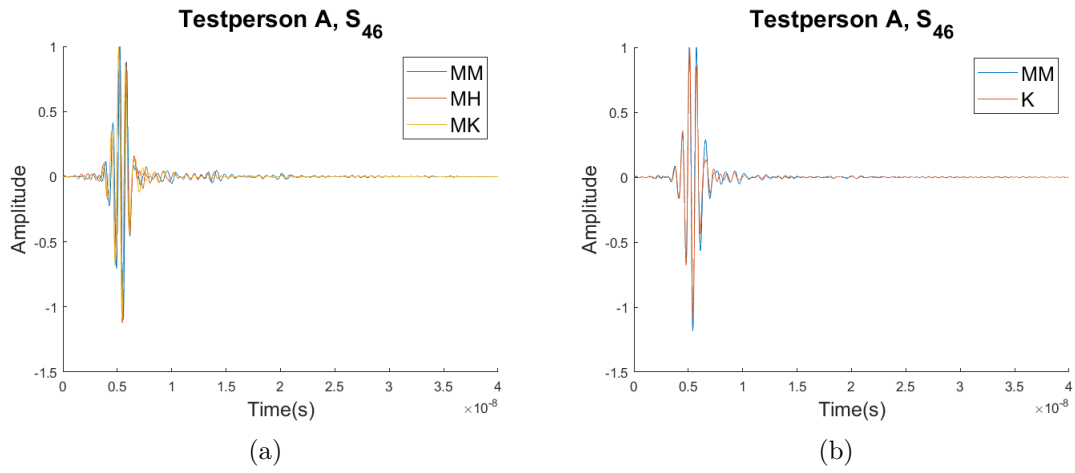
Bilaga 2 - Mätningar i tidsdomän för position MM, MH MK



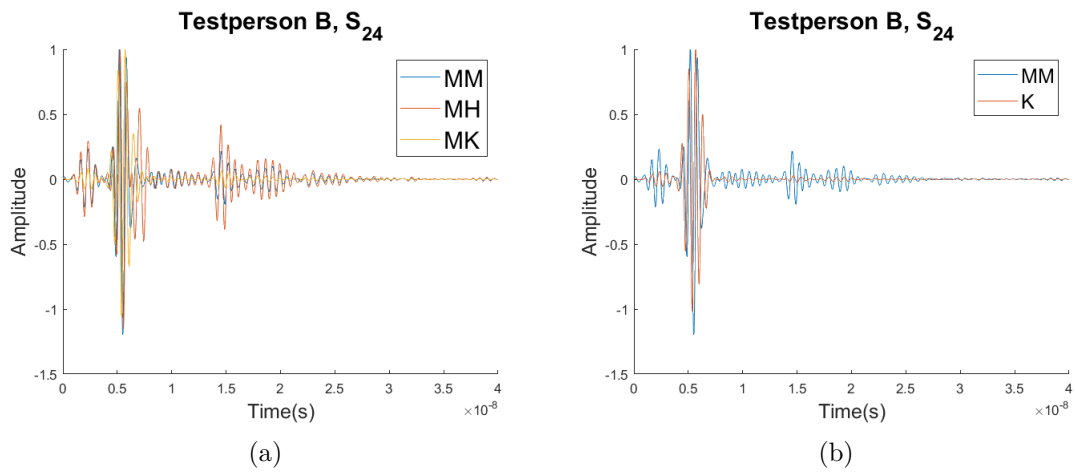
Figur B.1: Mätningar för MM, MH, MK och K, i tidsdomän för testpersoner A för S₂₄.



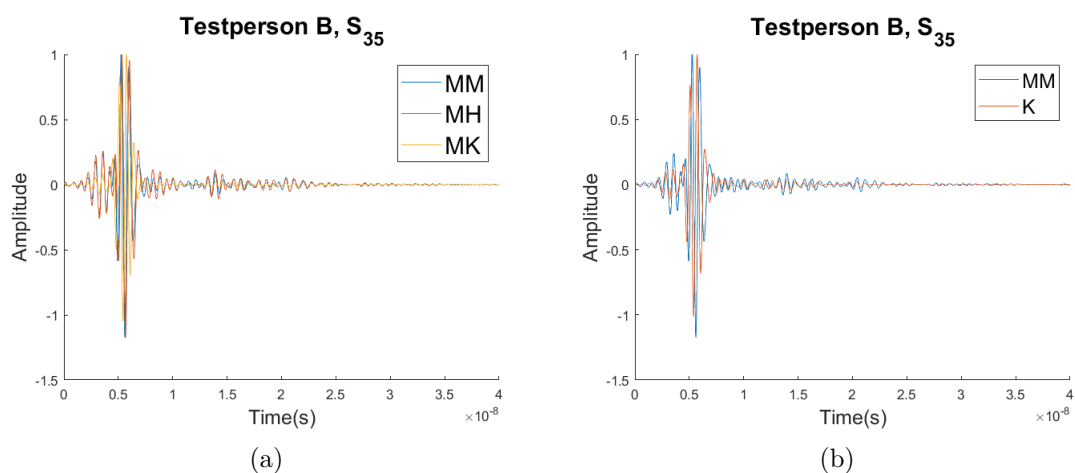
Figur B.2: Mätningar för MM, MH, MK och K, i tidsdomän för testpersoner A för S₃₅.



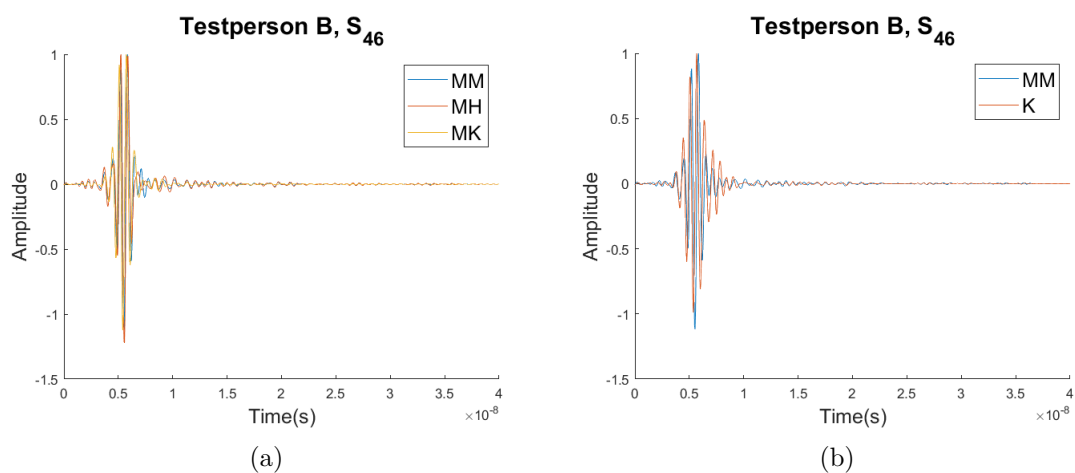
Figur B.3: Mätningar för MM, MH, MK och K, i tidsdomän för testpersoner A för S_{46} .



Figur B.4: Mätningar för MM, MH, MK och K, i tidsdomän för testpersoner B för S_{24} .



Figur B.5: Mätningar för MM, MH, MK och K, i tidsdomän för testpersoner B för S₃₅.



Figur B.6: Mätningar för MM, MH, MK och K, i tidsdomän för testpersoner B för S₄₆.

INSTITUTIONEN FÖR ELEKTROTEKNIK
CHALMERS TEKNISKA HÖGSKOLA

Göteborg, Sverige
www.chalmers.se



CHALMERS