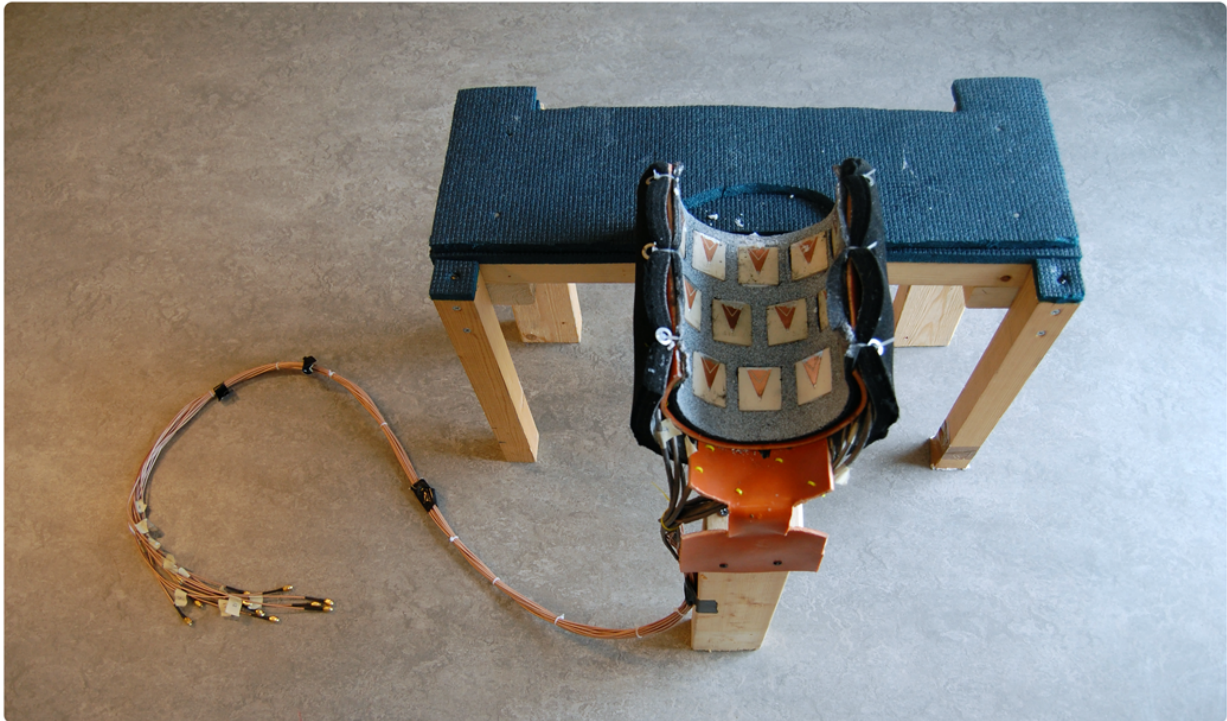




CHALMERS



Diagnostisering av muskelbristning med mikrovågor

En utvärdering av mikrovågsteknikens potential för detektering och klassificering av muskulära blödningar

Kandidatarbete

BERG, ALEXANDER

GUNNARSON, SOFIE

LORD, ANTON

LÖFVALL, MAX

NILSSON, SIMON

TRUONG, JOHNNY

KANDIDATARBETE 2015:05

Diagnosticering av muskelbristning med mikrovågor

En utvärdering av mikrovågsteknikens potential för detektering och
klassificering av muskulära blödningar

ALEXANDER BERG
SOFIE GUNNARSON
ANTON LORD
MAX LÖFVALL
SIMON NILSSON
JOHNNY TRUONG



CHALMERS

Institutionen för Signaler och System
CHALMERS TEKNISKA HÖGSKOLA
Göteborg, Sverige 2015

Diagnosticering av muskelbristning med mikrovågor
En utvärdering av mikrovågsteknikens potential för detektering och klassificering av muskulära blödningar

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

Kandidatarbete 2015:05
Institutionen för Signaler och System
Chalmers tekniska högskola

Omslag: Antennuppställning för sändning av mikrovågor genom lår.

Skriven med L^AT_EX
Göteborg, Sverige 2015

Sammandrag

Muskelskador i samband med idrott är ett vanligt förekommande problem som drabbar många utövare. Bland de vanligaste muskelskadorna räknas muskelbristningar in, vilka idag diagnostiseras med magnetröntgen eller ultraljud på sjukhus. På grund av den höga kostnaden och tiden som är associerade med dessa tekniker eftersöks en ny metod för att ställa diagnos vid misstänkt muskelbristning. På Chalmers har tidigare ett mikrovågsbaserat system utvecklats för att detektera blödningar i hjärnan. En föregående kandidatgrupp har undersökt närmare om samma princip kan tillämpas för fallet med muskelbristning. Med deras arbete som utgångspunkt och stöd fortsätter undersökningen där de slutade.

I det här arbetet undersöktes blödningar i hamstringsmuskulaturen. Mätdata från mikrovågssignaler samlades in och analyserades för att kunna bedöma teknikens potential. Detta genomfördes med hjälp av en uppställning bestående av 14 antenner, i vilken en testpersons lår kunde placeras. Mätdata genererades genom att mikrovågssignaler skickades mellan antennerna. Denna mätdata analyserades sedan för att identifiera mönster i relation till mätningarna. Mätningar utfördes på testpersoner vid olika mätsituationer. Konstgjorda lår, så kallade lårfantomer, användes också för att kunna simulera blödningar och lättare utesluta felkällor som kunde uppstå med levande testpersoner. Med ett MATLAB-program kunde klassificering av mätningar utföras för att bedöma om en blödning i lårfantomen hade uppstått eller inte, samt få en uppskattning av blödningens storlek.

De erhållna resultaten från testpersoner indikerade att ett antal olika fenomen kunde observeras, bland annat ett tydligt samband mellan puls och mätdata. Vid mätning av lårfantom simulerades blödningar med olika storlekar för två fall: när lårfantomen var stationär och när den flyttades mellan mätningar. Av de mätningar som klassificerades för stationär lårfantom klassificerades 76% av mätningarna rätt. När lårfantomens position varierades något mellan mätningar klassificerades 38% rätt. Många av de som klassificerades fel hamnade dock nära de korrekta värdena, vilket antyder att det ändå finns tydliga trender i klassificeringens selektivitet.

Sammanfattningsvis visar denna rapport att mikrovågstekniken har en god potential för diagnostik vid muskelbristning. Flera svårigheter måste dock övervinnas för att ta det här arbetet till nästa nivå.

Nyckelord: mikrovågor, klassificering, muskelbristning, fantom, spridningsparametrer, diagnosticering, hamstringsmuskulatur

Abstract

Muscle injuries associated with sports are a common problem faced by many practitioners. Among the most common muscle injuries are muscle ruptures, which are mainly diagnosed by magnetic resonance imaging (MRI) or ultrasound imaging at the hospital. Due to the high cost and time associated with these technologies a new method to diagnose muscle ruptures is needed. At Chalmers, a system based on microwave technology has earlier been developed to detect brain hemorrhage. A group of bachelor students has made further investigation if the same principle can be applied to the case of muscle rupture. With their work as a basis and support, this project proceeds where they left off.

In this project hemorrhage in the the hamstring muscles was investigated. Measurement data from microwave signals was collected and analyzed in order to evaluate the potential of this technology. This was performed using an array consisting of 14 antennas in which the thigh of a test subject was placed. Measurement data was generated sending microwave signals between the antennas. This measurement data was then analyzed to identify patterns in relation to the measurements. Measurements were performed on subjects at different occasions with different scenarios. Artificial thighs, called phantoms, were also used in order to simulate hemorrhage and to easier exclude sources of error that could occur with live subjects. With a MATLAB-program classification of measurements could be performed to assess if bleeding in the phantom had occurred or not, and receive an estimation of bleeding size.

The results obtained from the test subjects indicated that a number of different phenomena could be observed, including a clear connection between pulse and measurement data. When measuring on the phantom, different sizes of hemorrhages were simulated for two cases: when the phantom was stationary and when the phantom was repositioned between measurements. When the phantom was stationary 76% of the measurements were classified correctly. When the phantom was repositioned between measurements 38% of the measurements were classified correctly. However, many of those incorrectly classified measurements ended up close to the correct values, suggesting that there are clear trends in the selectivity of classification.

In summary, this report implies that microwave technology has a potential for diagnosing muscle ruptures, but difficulties need to be overcome in order to take this work to the next level.

Keywords: microwaves, classification, muscle injury, phantom, scattering parameters, diagnosis, hamstring muscles

Förord

Det är svårt att genomföra ett sådant stort projekt utan råd från erfarna personer. Vi vill främst tacka Andreas Fhager för hans stöd och vägledning genom hela projektet. Lars Peterson och Johan Tenghamn samt föregående kandidatgrupp gav oss bra förkunskaper för att kunna genomföra projektet på bästa sätt. Tack även till Stefan Candefjord för hans klassificeringsalgoritm som kom att bli till stor nytta.

Alexander, Sofie, Anton, Max, Simon, Johnny, Göteborg, Maj 2015

Innehåll

1	Inledning	1
1.1	Syfte	2
1.2	Avgränsningar	2
2	Teori	3
2.1	Lårets fysiologi och muskelskador	3
2.2	Mikrovågor och elektromagnetisk fältteori	5
2.2.1	Maxwells ekvationer	5
2.2.2	Materials elektromagnetiska egenskaper	6
2.2.3	Randvillkor för elektromagnetiska fält	6
2.2.4	Betydelse för mikrovågsdiagnostik	8
2.3	Strålsäkerhet	9
2.4	Klassificering	10
2.5	Korsvalidering	10
2.6	Konfusionsmatriser	11
3	Metod	12
3.1	Beskrivning av mätutrustning	12
3.2	Mätmetodik	15
3.3	Insamling av mätdata	16
3.4	Utvärdering av mätutrustnings stabilitet	17
3.5	Experimentell verifikation genom mätningar på testperson	18
3.5.1	Trender hos S-parametrar under vila	18
3.5.2	Utvärdering av repeterbarhet	19
3.5.3	Korrelation mellan S-parametrar och puls	19
3.5.4	Korrelation mellan S-parametrar och belastad muskulatur	19
3.5.5	Potentialen hos spegling av lår som referens	20
3.6	Experimentell verifikation genom mätningar på lårfantom	20
3.6.1	Tillverkning av fantomer	21
3.6.2	Stationär lårfantom med blodfantom	21
3.6.3	Lårfantom flyttad mellan mätningar	23
3.6.4	Lårfantom med blodlösning	23
3.7	Programvara för behandling av data	23
3.7.1	Inläsning och uppbyggnad av mätningar	24
3.7.2	Visualisering av mätdata	24
3.7.3	Korsvalidering och klassificering av mätningar	24

4	Resultat	26
4.1	Utvärdering av mätutrustnings stabilitet	26
4.2	Resultat från mätningar på testperson	28
4.2.1	Utvärdering av repeterbarhet	28
4.2.2	Korrelation mellan S-parametrar och puls	28
4.2.3	Korrelation mellan S-parametrar och belastad lårmuskulatur	34
4.2.4	Trender hos S-parametrar under vila	34
4.2.5	Potentialen hos spegling av lår som referens	36
4.3	Mätresultat från mätningar på fantomer	40
4.3.1	Stationär lårfantom med blodfantomer	40
4.3.2	Klassificering av stationär lårfantom	43
4.3.3	Mätresultat från lårfantom som flyttats mellan mätningarna	44
4.3.4	Klassificering av lårfantom som flyttats mellan mätningarna	48
4.3.5	Mätresultat från lårfantom med blodlösning	48
5	Diskussion	50
5.1	Utvärdering av mätresultat	50
5.1.1	Utvärdering av repeterbarhet	50
5.1.2	Trender hos S-parametrar under vila	51
5.1.3	Korrelation mellan mätdata och fysisk aktivitet	51
5.1.4	Potentialen hos spegling av lår som referens	52
5.1.5	Tolkning av resultat från fantommätningar	52
5.1.6	Klassificering av lårfantom	54
5.2	Ackumulering av träningsdata	55
5.3	Tillverkning av lårfantom	55
5.4	Faktorer som påverkat mätresultatet	56
5.4.1	Problem med kalibrering	56
5.5	Projektets framtid	57
5.5.1	Teknisk problematik i dagens läge	57
5.5.2	Vägen mot kliniska tester	58
5.5.3	Potential för vidareutveckling	59
6	Slutsats	60
7	Litteratur	62
A	Databehandling och analys	I
A.1	Programstruktur	I
A.2	Inläsning av mätdata	II
A.3	Konstruktion av mätningar	II
A.4	Exkludering av repetitioner	II
A.5	Klassificering	III
A.6	Vektorisering av mätdata	III
A.7	Visualisering av data	III

B	Kompletterande grafiska representationer av mätresultat	V
C	Bidragsrapport	XIV
D	Källkod	XV
D.1	MClass	XV
D.2	SuperMeas	XVI
D.3	Measurement	XVIII
D.4	RefMeas	XIX
D.5	SubMeas	XX
D.6	MRep	XXII
D.7	MProcessed	XXIII
D.8	SParam	XXV
D.9	UiHugePlot	XXVII
D.10	UiErrorPlot	XXXIV
	D.10.1 shadedErrorBar - license.txt	XXXIX
	D.10.2 shadedErrorBar	XXXIX
D.11	GLRTTester	XLIII

1

Inledning

Inom idrott är muskelskador en av de vanligaste skadorna som utövarna kan drabbas av [1]. Det finns studier som pekar på att 10-30% av alla skador som sker inom idrotten är muskelskador [1]. En vanlig typ av muskelskada är muskelbristningar som kan orsakas av hög ansträngning eller våld mot muskeln. Detta leder ofta till en bristning av muskelfibrerna som kan ge efterföljande blödningar.

Idag är muskelbristningar en av de mest missförstådda och felaktigt behandlade idrottsskadorna [1]. Då många idrottare har förmåga att fortsätta sina aktiviteter direkt efter att skadan har skett är det ofta svårt att avgöra hur omfattande skadan verkligen är. Detta kan leda till att skadans omfattning underskattas och ge upphov till en bristfällig behandling. Istället för den isbehandling och vila som vore lämplig kan feldiagnosticerade muskelskador förvärras om muskelträning inleds för tidigt.

Då en skada sker i muskeln börjar kroppens mekanismer mot blödningen och dess koagulationsmekanismer omedelbart att agera och verkar i flera timmar. Dessa mekanismer är påverkbara i upp till 2-3 dygn [1]. Om rätt vård och diagnos inte påbörjas inom denna tidsram kan nya ansträngningar leda till fler och större skador som kan resultera i längre rehabiliteringstid och eventuellt ekonomiska förluster för elitidrottare.

Det finns stora variationer i läkningstid för muskelbristningar, beroende på hur omfattande de är och hur snabbt man sätter in behandling. En bristning har ofta en läkningstid på 3-16 veckor [1]. För en elitidrottare däremot kan det krävas upp mot flera månader av kontinuerlig rehabilitering för att de ska få tillbaka sin fulla förmåga i muskeln efter en skada, eftersom deras idrott ofta kräver att muskeln klarar av hög belastning [2].

Idag används magnetröntgen och ultraljud inom sjukvården för att ställa diagnos vid muskelbristning, metoder som dock är kostsamma. De långa väntetiderna i sjukvården [3] innebär också en stor risk för att skadan förvärras och inte behandlas i tid. För att fler ska ha möjlighet att få en diagnos och rätt hjälp innan skadan blir för omfattande har behovet av en billigare och effektivare lösning därför blivit allt större.

Mikrovågsteknik har på senare tid kunnat ses som en potentiellt billigare metod vid diagnostik av olika områden. Vågorna som sänds har låg effekt och är till skillnad från röntgenstrålning icke-joniserande, vilket gör risken för hälsofara obefintlig. Ett system baserat på tekniken har sedan tidigare utvecklats på Chalmers för att di-

agnosticera stroke genom att detektera blödningar i hjärnan [4]. Systemet bygger på en hjälm med antenner som sänder mikrovågor till varandra. En antenn skickar mikrovågor som propagerar genom hjärnan och sedan tas emot av de andra antennerna. Informationen från de mottagna signalerna används sedan för att ställa diagnos om stroke orsakats av blödning eller blodpropp. Om ett system med samma princip kan tillämpas vid diagnosticering av muskelbristningar kan det bli ett billigare och mer praktiskt alternativ än teknikerna som finns tillgängliga idag.

År 2014 undersökte en kandidatgrupp från Chalmers möjligheten att diagnosticera muskelbristningar med hjälp av mikrovågsteknik [5]. Studenterna utförde datorsimuleringar med blödningar av olika struktur i en modell av ett ben. Med hjälp av dessa och antenner runt benet jämfördes de olika signalerna som skickades mellan antennerna. Genom att utföra olika experimentella mätningar försökte de utvärdera teknikens potential. Med hjälp av analyser av mätdata kunde kandidatgruppen slutligen komma fram till att det fanns potential för att kunna tillämpa mikrovågsteknik för att detektera muskelbristningar. Dock kvarstod en del problem som därmed måste lösas för att metoden ska kunna användas i verkligheten. Ett av de största problemen var störningar som uppstod mellan mätutrustningen och det uppmätta objektet på grund av olika faktorer, vilket resulterar till färre stabila och repeterbara mätningar. Det här projektet fortsätter arbetet där kandidatgruppen avslutade och vidareutvecklar systemet som tagits fram.

1.1 Syfte

Syftet med rapporten är att studera och utvärdera potentialen för användning av mikrovågsteknik för diagnosticering av muskelbristningar. Undersökningen sker via mätningar på hamstringmuskulaturen hos verkliga testpersoner samt mätningar på konstgjorda modeller av lår. Vidare syftar rapporten till att bygga vidare på fjolårets kandidatarbete [5] för att åstadkomma mer stabila och repeterbara mätningar från den mätutrustning som då togs fram.

1.2 Avgränsningar

Svårigheter som inte bedöms kunna orsaka problem i ett slutgiltigt mätsystem har ej fokuserats. Detta eftersom rapporten syftar till att utvärdera mikrovågsteknikens potential för diagnosticering och inte den aktuella mätutrustningen i sig. Problem specifika till den experimentella mätutrustningen har alltså förbisetts eller på annat vis arbetats runt.

2

Teori

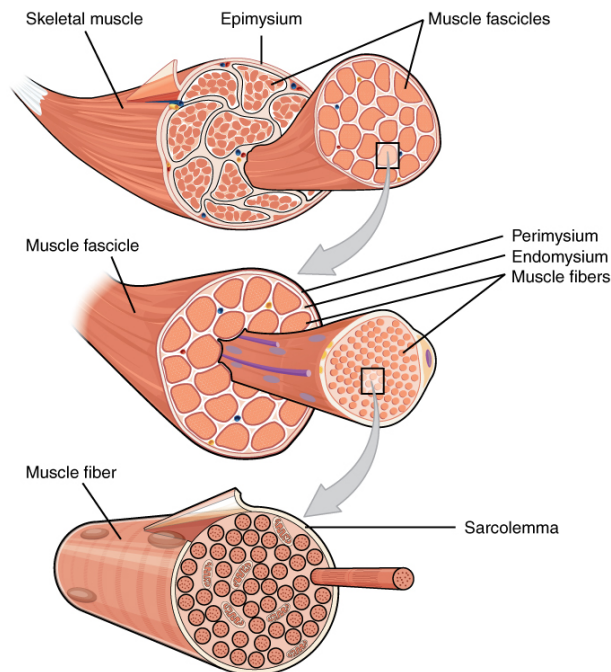
För utförandet av projektet krävs grundläggande teoretisk kunskap i några viktiga områden, vilka presenteras i det här avsnittet. Inledningsvis beskrivs lårets fysiologi och mekanismerna bakom muskelskador, för att få en uppfattning om hur muskelskador påverkar låret och dess struktur. Vidare förklaras med hjälp av elektromagnetisk fältteori vad mikrovågor är och varför de eventuellt kan användas för att diagnosticera muskelbristningar. Slutligen redogörs de matematiska metoder och tanken bakom klassificering av olika mätsituationer.

2.1 Lårets fysiologi och muskelskador

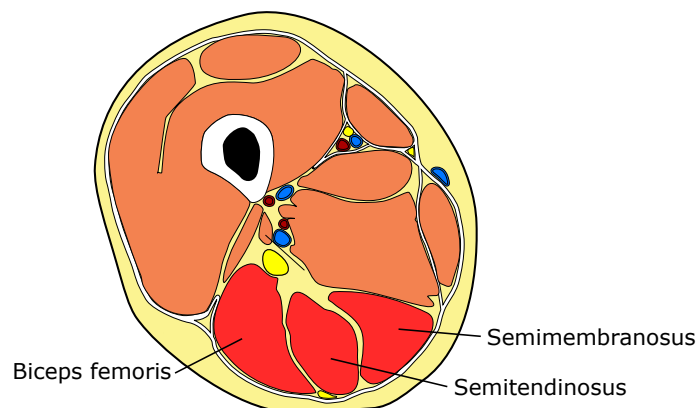
Det finns fler än 300 muskler i en människas kropp. Skelettmuskler består av tre delar: ett övre ursprung, en muskelbuk och ett nedre fäste. Det är i muskelbuken som sammandragningarna sker och det är därmed muskelns aktiva del. En muskel består av muskelfibrer där myofibrillerna finns, vilka är sammandragande element. Muskelfibrerna omsluts av en hinna och buntas ihop till större muskelknippen som kallas för fascikler. Fasciklerna bildar tillsammans muskelbuken. Skelettmuskler sitter ihop med senor som i sin tur fästs i skelettet [1]. Figur 2.1 illustrerar muskelns uppbyggnad.

Lårbenet är kroppens största ben och är ledat mot knät och bäckenet. Runt om lårbenet finns skelettmuskulatur som delas in i tre större grupper: quadriceps femoris, adduktorer och hamstrings. Den sistnämnda sitter på lårets baksida och har som uppgift att böja knät och sträcka höften. Hamstringsmuskulaturen består av musklerna *biceps femoris*, *semimembranosus* och *semitendinosus* [6], vilka visas i Figur 2.2.

Skador som kan drabba muskler kan delas in i två olika typer: bristning (ruptur) och blödning (hematom). En blödning kan antingen vara en intramuskulär eller en intermuskulär blödning. Vid en intramuskulär blödning sker blödningen innanför muskelhinnan, den så kallade fascian, som omger hela muskeln. Blödningen orsakar ett ökat tryck inne i muskeln vilket gör att blodkärlen sammanpressas och blödningen motverkas. Vid en intermuskulär blödning sker blödningen mellan musklerna då en närliggande muskelhinnas blodkärl skadats. Trycket ökar även vid en sådan skada men gör i detta fall att blödningen istället snabbt sprider sig mellan musklerna, oftast i nedåtgående riktning på grund av gravitationen [1].



Figur 2.1: Uppbyggnaden av en skelettmuskel. Myofibriller bygger upp muskelfibrer som buntas samman till muskelknippen och bygger upp muskelbuken. Av OpenStax College [http://en.wikipedia.org/wiki/Muscle#/media/File:1007_Muscle_Fibes_\(large\).jpg](http://en.wikipedia.org/wiki/Muscle#/media/File:1007_Muscle_Fibes_(large).jpg) [CC BY 3.0 (<http://creativecommons.org/licenses/by/3.0>)], via Wikimedia Commons



Figur 2.2: Uppbyggnaden av ett lår i tvärsnitt med namnet på de tre hamstringsmuskulerna. Redigerad bild, original av Marshall Strother http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Thigh_cross_section.svg#/media/File:Thigh_cross_section.svg [CC BY 3.0 (<http://creativecommons.org/licenses/by/3.0>)], via Wikimedia Commons

Muskelbristningar kan inom idrotten uppstå av många olika anledningar, bland annat genom en så kallad distensionsruptur som orsakas av en sträckning eller överbelastning av muskeln. Dessa typer av bristningar uppstår oftast på grund av den kraft som skapas i muskeln då en växling mellan bromsande och accelererande arbete utförs. En distensionsruptur är vanligt förekommande för sprinters och fotbollsspelare då de utför maximal muskelpåfrestning på väldigt kort tid. En sådan skada är oftast belägen i ytliga muskler som verkar över två leder, t.ex. hamstringsmuskulaturen [1]. En annan typ av muskelbristning, kompressionsruptur, uppstår av direkt våld mot muskeln. I detta fall pressas muskeln mot underliggande ben och muskeln skadas. Vid en kompressionsruptur uppstår ofta en bristning och blödning i den djupare muskulaturen. Det kan till exempel ske när man får en hård spark mot låret [1].

Tiden det tar för kroppen att läka efter en muskelbristning beror på var bristningen är belägen och hur stor den är och brukar vanligtvis variera mellan 3 och 16 veckor. Vid kraftigare bristningar kan operation vara nödvändig och då blir rehabiliteringstiden längre medan den vid mindre komplicerade skador kan vara relativt kort. Beroende på vilken typ av skada muskeln fått bör muskelträning inledas efter 2-5 dagars vila. När man klarar av att belasta muskeln maximalt utan smärta och inte längre känner någon ömhet kan muskelskadan betraktas som läkt [1].

2.2 Mikrovågor och elektromagnetisk fältteori

Elektromagnetiska vågor är energibärande oscillationer i elektriska och magnetiska fält. Vågorna behöver inget medium för att kunna spridas och propagerar med ljusets hastighet i det så kallade elektromagnetiska fältet, en kombination av det elektriska och det magnetiska fältet. Hur fälten påverkar och påverkas av omvärlden kan beskrivas med hjälp av Maxwells ekvationer. Oscillerande vågor som sprids i elektromagnetiska fält brukar kallas elektromagnetisk strålning och exempel på olika typer av sådan strålning är synligt ljus, röntgenstrålning och radiovågor. De olika benämningarna på strålningen beror på vilken frekvens oscillationerna i det elektromagnetiska fältet har. Oscillationer med frekvenser mellan 0,3 GHz och 300 GHz kallas mikrovågor [7, s.54] och nyttjas i många olika områden som Wi-Fi, telekommunikation och mikrovågsugnar.

2.2.1 Maxwells ekvationer

Maxwells ekvationer uttrycks med hjälp av ett antal vektorfält. Den elektriska fältstyrkan \mathbf{E} och den elektriska flödestätheten \mathbf{D} är fält som påverkas av laddade partiklar. Den magnetiska fältstyrkan \mathbf{H} och den magnetiska flödestätheten \mathbf{B} är fält som mer specifikt påverkas av laddade partiklar i rörelse. Hur fälten påverkas beskrivs av Maxwells ekvationer, vilka för tidsberoende elektromagnetiska fält kan skrivas på differentialformen [8]

$$\begin{aligned}\nabla \cdot \mathbf{D} &= \rho_f \\ \nabla \cdot \mathbf{B} &= 0 \\ \nabla \times \mathbf{E} &= -\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t} \\ \nabla \times \mathbf{H} &= \frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t} + \mathbf{J}_f\end{aligned}\tag{2.1}$$

där ρ_f är den fria elektriska laddningstätheten och \mathbf{J}_f den fria elektriska strömtätheten. För elektromagnetiska vågor gäller att \mathbf{E} och \mathbf{H} oscillerar ortogonalt mot varandra och mot propagationsriktningen.

2.2.2 Materials elektromagnetiska egenskaper

För att beskriva det elektromagnetiska fältet på makroskopisk skala kan samband mellan \mathbf{E} och \mathbf{D} respektive \mathbf{B} och \mathbf{H} ställas upp med hjälp av karaktäriserande parametrar för de elektromagnetiska egenskaperna hos materialet som fälten utbreder sig i. Dessa parametrar brukar kallas permittiviteten ε respektive permeabiliteten μ och definieras i sambanden [8, s.228]

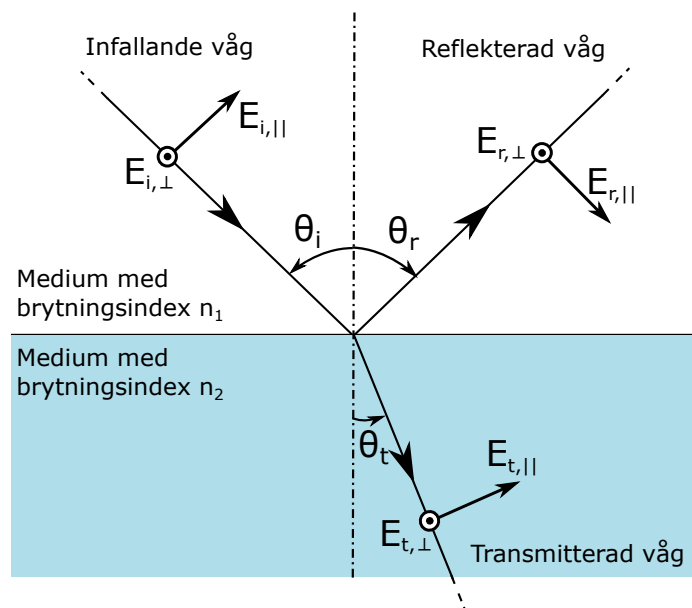
$$\begin{aligned}\mathbf{D} &= \varepsilon \mathbf{E} \\ \mathbf{B} &= \mu \mathbf{H}\end{aligned}\tag{2.2}$$

Dessa bestäms vanligen experimentellt för verkliga material och gör det möjligt att räkna på elektrodynamiska problem utan kunskap om vad som händer på atomär nivå. Om parametrarna är konstanta i rummet betyder det att materialet är homogent. Om parametrarna är tensorer istället för skalärer innebär det att det finns ett beroende av riktningen på det elektromagnetiska fältet, vilket kännetecknar ett så kallat anisotrop material. Om ε eller μ har ett frekvensberoende kallas materialet dispersivt [8].

För att ta hänsyn till material som orsakar energiförluster hos elektromagnetiska vågor som propagerar i dem brukar permeabiliteten och permittiviteten beskrivas med komplexa tal. De kan delas upp i real- och imaginärdel enligt $\varepsilon = \varepsilon' + i\varepsilon''$ där i är den imaginära enheten. Den så kallade *relativa permittiviteten* ε_r kan fås från den reella termen enligt $\varepsilon' = \varepsilon_r \varepsilon_0$, där ε_0 är permittiviteten för vakuum. Den relativa permeabiliteten μ_r kan beräknas analogt med detta. Från förlusttermen ε'' kan konduktiviteten $\sigma = \omega \varepsilon''$ beräknas, där ω är vinkelfrekvensen för den propagerande vågen. Konduktiviteten σ är liksom ε och μ en parameter som ofta används för att beskriva ett materials elektromagnetiska egenskaper.

2.2.3 Randvillkor för elektromagnetiska fält

Maxwells ekvationer kan direkt appliceras i regioner där de elektromagnetiska egenskaperna varierar kontinuerligt i rummet. För att studera fält som sprider sig över



Figur 2.3: Det elektriska fältets beteende på en gränsyta mellan två olika medium. Transmissionsvinkeln θ_t bestäms av Snells lag (2.4) och amplituderna på de reflekterade och de transmitterade fälten ges av Fresnels ekvationer (2.5)

diskontinuiteter som uppstår i ytan mellan två olika medium kan randvillkor för \mathbf{E} , \mathbf{D} , \mathbf{H} och \mathbf{B} härledas ur Maxwells ekvationer. Randvillkoren brukar uttryckas i fältens tangential- och normalkomponenter i förhållande till gränsytan. Om ytan saknar ytladdningstäthet kan randvillkoren uttryckas som att normalkomponenterna för \mathbf{D} och \mathbf{B} samt tangentialkomponenterna för \mathbf{E} och \mathbf{H} är kontinuerliga över gränsytan [7, s.215]:

$$\begin{aligned}
 E_{1T} - E_{2T} &= 0 \\
 D_{1N} - D_{2N} &= 0 \\
 H_{1T} - H_{2T} &= 0 \\
 B_{1N} - B_{2N} &= 0
 \end{aligned}
 \tag{2.3}$$

Antagandet att ytan saknar ytladdningstäthet är rimligt om båda materialen är så kallade dielektrika, vilka är isolerande och saknar ledningselektroner som kan ansamlas på gränsytan. Det som skiljer dielektrika från isolatorer är att dielektriska material lätt kan polariseras av elektriska fält [8, s.97].

Vad som händer med en elektromagnetisk våg som passerar en gränsyta mellan två dielektriska medium beror på mediumens respektive μ och ε enligt randvillkoren (2.3) och sambanden (2.2). Oftast resulterar en inkommande våg i en våg som reflekteras på ytan och en våg som transmitteras genom ytan. Den reflekterade vågen kommer att reflekteras med samma vinkel mot ytnormalen som den infallande vågen, betraktat i infallsplanet. Infallsplanet är planet som spänns av vågens propagationsriktning och ytnormalen och kan ses i figur 2.3. Den transmitterade vågens vinkel mot ytnormalen kan beräknas med Snells lag [7, s.275] som lyder

$$n_1 \sin \theta_i = n_2 \sin \theta_t \quad (2.4)$$

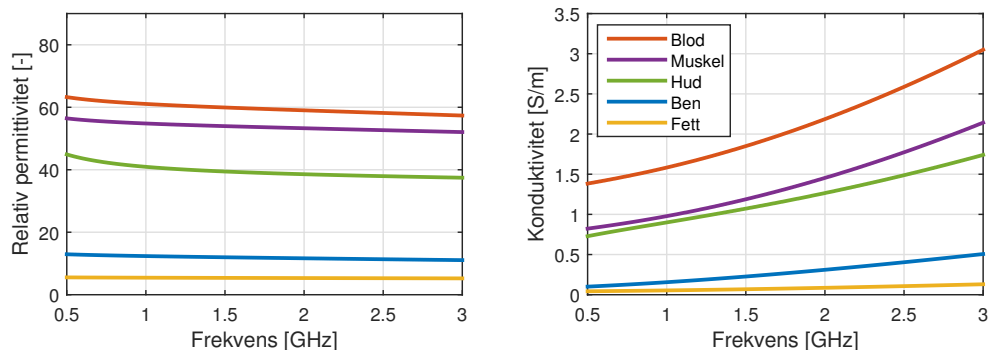
där n är mediumens så kallade brytningsindex, vilka beräknas enligt $n = \sqrt{\varepsilon_r \mu_r}$. Vidare kan amplituderna för det elektriska fältet hos den reflekterade och den transmitterade vågen härledas från randvillkoren (2.3) och Snells lag (2.4). Detta brukar göras genom att man betraktar \mathbf{E} -fältet uppdelat i en komponent parallell med och en komponent ortogonal mot infallsplanet: $\mathbf{E} = \mathbf{E}_{\parallel} + \mathbf{E}_{\perp}$. Koefficienter kan sedan beräknas för hur stor del av komponenterna som reflekteras respektive transmitteras. Uttrycken som beskriver dessa kallas ofta Fresnels ekvationer och lyder

$$\begin{aligned} \Gamma_{\parallel} &= \frac{n_1 \cos \theta_2 - n_2 \cos \theta_1}{n_1 \cos \theta_2 + n_2 \cos \theta_1} & \Gamma_{\perp} &= \frac{n_1 \cos \theta_1 - n_2 \cos \theta_2}{n_1 \cos \theta_1 + n_2 \cos \theta_2} \\ \tau_{\parallel} &= \frac{2n_1 \cos \theta_1}{n_1 \cos \theta_2 + n_2 \cos \theta_1} & \tau_{\perp} &= \frac{2n_1 \cos \theta_1}{n_1 \cos \theta_1 + n_2 \cos \theta_2} \end{aligned} \quad (2.5)$$

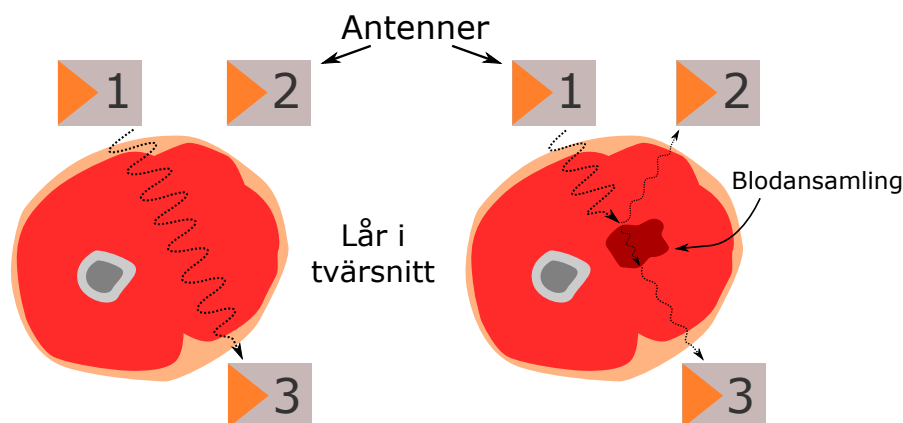
där Γ är reflektionskoefficienten och τ är transmissionskoefficienten för de parallella respektive ortogonala komponenterna av \mathbf{E} -fältet.

2.2.4 Betydelse för mikrovågsdiagnostik

Eftersom elektromagnetiska vågor påverkas av materialen de propagerar igenom är det möjligt att utvinna information om materialen, givet att man kan mäta vad som händer med vågorna i regionen. Ett sätt att göra detta är att använda sändande antenner som påverkar det elektromagnetiska fältet, samt mottagande antenner som själva påverkas av det elektromagnetiska fältet. Genom att sända ut signaler på ena sidan av en region av okänt medium och motta signalerna på andra sidan fås information om hur de elektromagnetiska vågorna sprider sig. När vågorna till exempel passerar gränsskiktet mellan två olika medium kan vågorna ändra riktning och reflekteras enligt ekvation (2.5), beroende på mediumens elektriska egenskaper.



Figur 2.4: Relativ permittivitet ε_r och konduktivitet σ för vävnader i låret. Datan är hämtad från An Internet resource for the calculation of the dielectric properties of body tissues in the frequency range 10 Hz - 100 GHz [9]

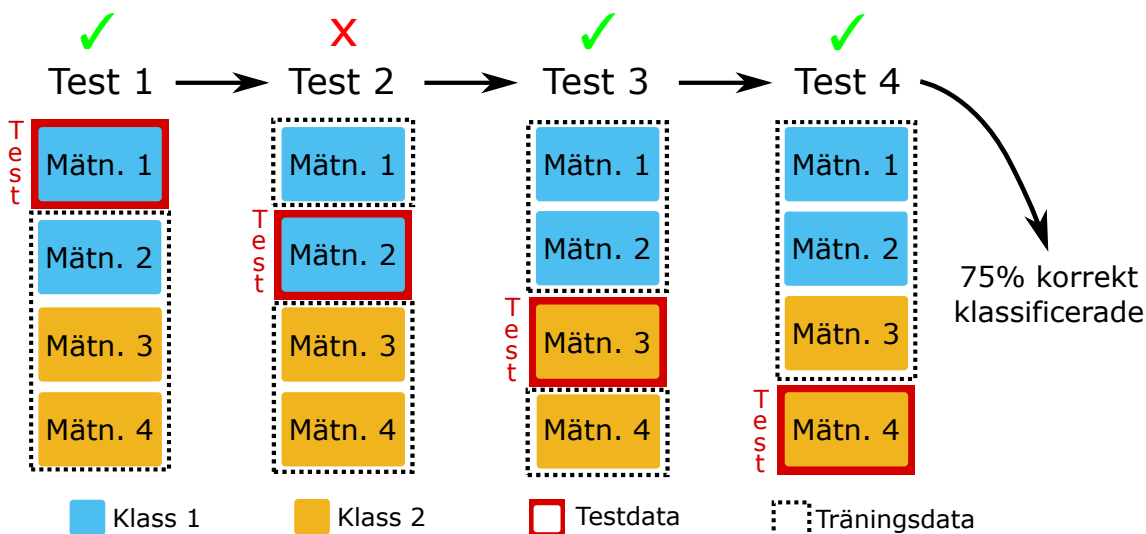


Figur 2.5: Exempel på hur spridningen av elektromagnetiska vågor kan påverkas av strukturen i regionerna de propagerar igenom. Till vänster syns ett lår utan och till höger syns ett lår med blödning, samt påverkan på spridningen av de elektromagnetiska vågorna

Ett lår innehåller olika vävnader som muskel, fett och ben och således många gränsskikt mellan olika medium. Vävnaderna i låret har olika värden på permittiviteten och konduktiviteten, vilka kan ses i Figur 2.4 för skinn, ben, fett, muskel och blod i frekvensintervallet 0,5 GHz till 3 GHz. Exempelvis har blod ungefär 50% högre konduktivitet än muskelvävnad vid frekvensen 2 GHz. Elektromagnetiska vågor som sänds in i och propagerar genom låret kommer därför att spridas på olika sätt, beroende på lårets struktur. Denna spridning kan mätas genom att studera hur vågorna som sedan lämnar låret ser ut. Om en blödning placeras i till exempel muskelvävnad, som till höger i figur 2.5, kommer ännu ett gränsskikt att dyka upp mellan muskel- och blodregionen. Om dessa medium har olika elektriska egenskaper kommer vågorna spridas på ett annorlunda sätt jämfört med om blödningen inte hade varit där. Genom att studera vad som sker med vågor som propagerar genom ett lår bör man därför kunna dra slutsatser om lårets struktur och exempelvis förekomsten av blödningar.

2.3 Strålsäkerhet

Riktlinjer för elektromagnetisk strålning har satts av The International Commission on Non-ionizing Radiation Protection (ICNIRP) för olika frekvensintervall. I det frekvensintervall som används vid mätningarna är riktlinjen satt till 20 W/kg för ben och armar. Detta kallas SAR-värde (Specific Absorption Rate) och berättar hur mycket energi som absorberas av kroppen [10]. Antennerna skickar signaler med en effekt på högst 1 mW och skickar signaler en åt gången. Detta gör att SAR-värdet för antennerna hamnar långt under de rekommenderade riktlinjerna som satts av ICNIRP. Jämförelsevis är gränsvärdet för telefoner som säljs inom EU satt till 2 W/kg [11]. Detta visar tydligt att den utrustning som används vid experimenten inte har några tydliga hälsorisker, de är dessutom mycket lägre än vad hälsoriskerna med en mobiltelefon är.



Figur 2.6: Exempel på LOO-validering för två klasser med två mätningar vardera. För varje test används tre av mätningarna som inlärningsdata och den utelämnade klassificeras med hjälp av den inlärningsdatan. För varje klassificering utvärderas om den utelämnade mätningen klassificerades rätt eller fel. I exemplet lyckades tre av fyra test, vilket gav klassificeringsalgoritmen 75% lyckade klassificeringar

2.4 Klassificering

En klassificering innebär att en enskild mätning jämförs med sedan tidigare insamlad träningsdata av kända klasser för att få en uppskattning av vilken klass denna mätning tillhör. Dessa klasser kan exempelvis vara olika storleksordningar av blödningsar, men metoden är generell och kan användas för att undersöka alla typer av fenomen som ger påverkan på mätdata. Klassificeringen genomförs med hjälp av olika klassificeringsalgoritmer som automatiskt gör denna jämförelse.

Exempel på en sådan algoritm är ”Generalized Likelihood Ratio Test” (GLRT). Algoritmen bygger på att mätdata kan struktureras upp i form av vektorer av komplexa tal. Dessa vektorer undersöks sedan och det antas att varje klass spänner upp ett underrum i det vektorrum som spänns av de vektorer som bildats av mätdata. Genom att analysera träningsdatan konstrueras baser för dessa underrum. Testdata projiceras i tur och ordning ned på varje underrum och det kvarvarande avståndet till origo bildar ett mått på vilken klass testdata tillhör [12].

2.5 Korsvalidering

Då mängden mätdata är begränsad används lämpligen en algoritm för att på ett systematiskt sätt variera vilken data som används som träningsdata och vilken som är testdata. På så vis ökas antalet möjliga tester som kan utföras. Under arbetet användes korsvalideringsalgoritmen LOO-validering. LOO står för *leave one out* och innebär att varje mätning i tur och ordning används som testdata och reste-

rande mätningar blir träningsdata, vilket illustreras i Figur 2.6. För varje sådant test noteras om testdatan klassificerades korrekt eller inte, vilket sedan används för att räkna ut medelvärdet över andel lyckade klassificeringar som ger ett mått på noggrannheten hos klassificeringen.

2.6 Konfusionsmatriser

Resultatet från korsvalideringen kan presenteras i form av så kallade konfusionsmatriser, där varje rad motsvarar en faktisk mätklass och kolumnerna vad mätningarna klassificerades som av klassificeringsalgoritmen. Ett perfekt klassificeringsresultat där alla mätningar klassificerades korrekt skulle innebära att samtliga element ligger på matrisens diagonal.

3

Metod

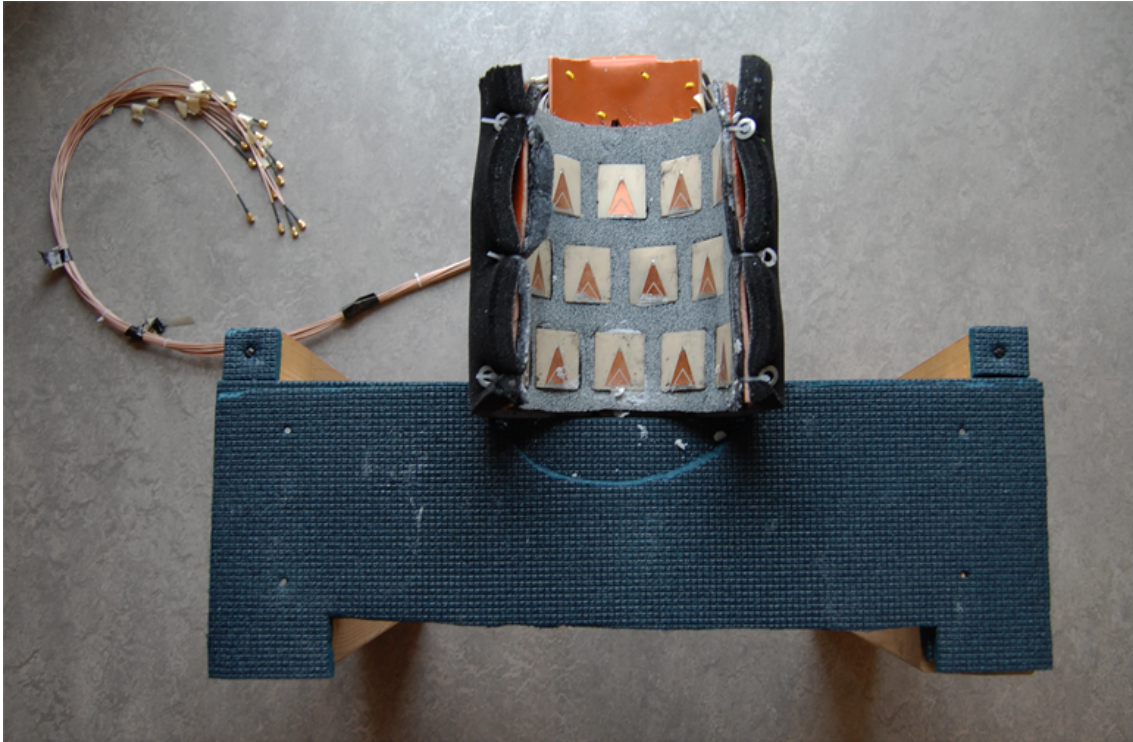
Under projektets gång studerades mikrovågssignaler som sändes genom riktiga och konstgjorda lår. Signalerna sändes och mottogs med hjälp av antenner, vilka var en del av den mätutrustning som användes och som kommer beskrivas i det här kapitlet. Vidare beskrivs metodiken för hur mätningar genomfördes och hur olika mätsituationer studerades. Slutligen beskrivs hur mätdata samlades in och bearbetades, från att den mättes upp med mätutrustningen till att den användes för analys och klassificering.

3.1 Beskrivning av mätutrustning

Mätutrustningen består inledningsvis av en antennuppställning som kan ses i Figur 3.1, i vilken ett lår kan placeras. Uppställningen, i rapporten refererad till som benskenan, är gjord av ett halvt plaströr med 14 hål utskurna där antennerna sitter monterade. På in- och utsidan av plaströret har absorberande material fästs eftersom det enligt ett tidigare arbete minskar mängden brus och gör mätsystemet stabilare [13]. I varje antenn fästes sedan en 2 m lång kabel och delen av kabeln närmast antennerna täcktes med avskärmande ferrittejp. Detta gjordes för att förhindra att kablarna störde varandra och antennerna. Benskenan monterades på en egenbyggd pall för att en testperson lätt skulle kunna sätta sig bekvämt med låret i den utan att riskera att flytta på utrustningen.

De antenner som användes i det förra kandidatarbetet användes även i detta arbete. Typen är triangulär patch-antenn, vilken fungerar vid frekvenser mellan 100 MHz och 3 GHz och kan ses i Figur 3.2. Antennerna är relativt små och kunde med enkelhet monteras så att de sitter nära mätobjektet. I benskenan användes 14 antenner vilka numrerades enligt Figur 3.3 för att kunna benämna S-parametrarna för varje antennpar.

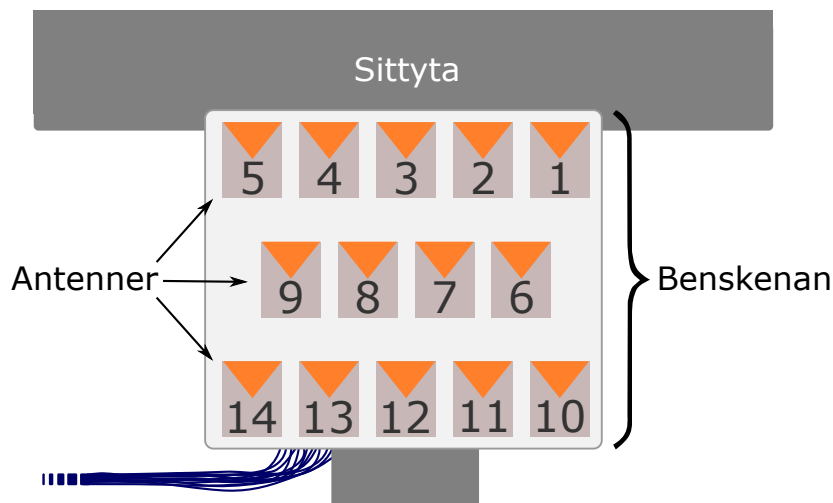
För att skicka signaler med en antenn och motta signalerna med en annan antenn användes en nätverksanalysator. En nätverksanalysator är ett instrument som kan studera hur signaler färdas genom elektriska nätverk. Typiska saker som kan mätas är hur amplitud och fas för en signal påverkas för olika frekvenser. I vårt fall består nätverken som ska analyseras av två kablar samt en sändande och en mottagande antenn. Nätverksanalysatorn som användes var Agilent Technologies E8362B.



Figur 3.1: Antennuppställningen, kallad benskenan, ses monterad på en träpall. Pallen gjorde det lätt att sätta sig och sitta still med något av låren i benskenan



Figur 3.2: En av de triangulära patch-antennerna med fastkopplad antennkabel



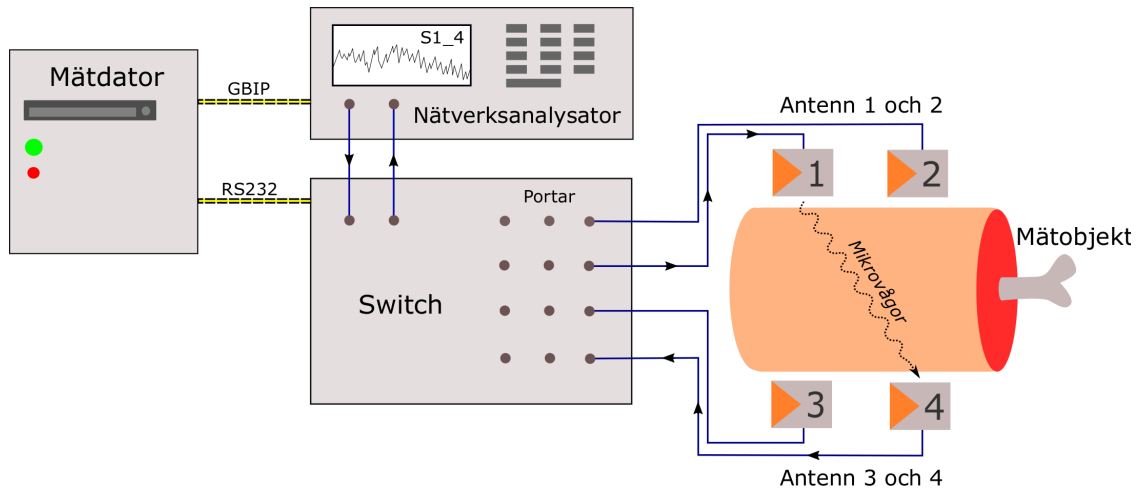
Figur 3.3: *Benskenans layout och antennernas individuella nummer som användes för att strukturera upp S-parametrarna. Vänster eller höger lår kunde placeras i benskenan med knät orienterat nedåt och höften uppåt i figuren*

En nätverksanalysatorn skickar ut signaler i ett frekvensspann från en port till en annan och mäter hur mycket av amplituden för varje frekvens som reflekteras respektive transmitteras av nätverket. Utöver det mäts också färförskjutningen mellan in- och utsignal i nätverket för varje frekvens. Den skickade signalen hade i våra mätningar ett frekvensintervall på 0,5 GHz till 3 GHz. Informationen som fås kallas för spridningsparametrar och förkortas oftast till S-parametrar, där $S_{xy}(f)$ beskriver förstärkningen av signalen från port x till y för frekvensen f . S_{11} och S_{22} beskriver förstärkningen av signalen då den sänds och mottas i samma port, kallat reflektionen för porten. S_{12} beskriver förstärkningen av signalen då den sänds från port 1 och mottas i port 2, kallat transmissionen för antennenparet. S-parametrarna är komplexa tal och definieras enligt

$$\begin{bmatrix} V_1^- \\ V_2^- \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} S_{11} & S_{12} \\ S_{21} & S_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} V_1^+ \\ V_2^+ \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

där V_k^- är inkommande vågor och V_k^+ och är reflekterade vågor för port 1 respektive 2 [14]. I rapporten kommer hädanefter S-parametrar för tydlighetens skull benämnas med $\mathbf{SX_Y}$, där X och Y är motsvarande antennennummer.

Nätverksanalysatorn har enbart två portar att koppla till nätverk som ska analyseras. Benskenan har dock 14 antenner, där varje antennenpar har egna S-parametrar som studerades. Detta löstes genom att koppla samtliga antennkablar till en 32-portars switch, vilken i sin tur kopplades till nätverksanalysatorns ingång och utgång. En schematisk bild över uppställningen kan ses i Figur 3.4 med 4 antenner som exempel. Switchen innehåller reläer som gör det möjligt att skicka nätverksanalysatorns utsignal till någon av switchens portar, samt motta insignal till analysatorn från någon annan av switchens portar. Switchen kunde styras med kommandon från mät datorn så att det önskade antennenparet automatiskt kunde kopplas till nätverksanalysatorn.



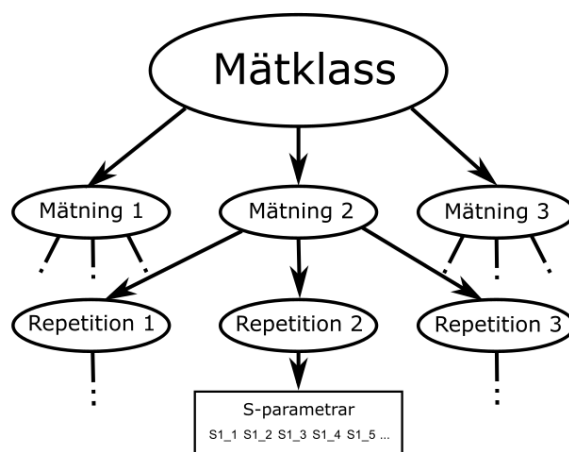
Figur 3.4: Schematisk bild över mätutrustningen som visar 4 av 14 antenner då parametern S_{1_4} mäts. Mät datorn skickar via RS232 kommando till switchen för att omdirigera nätverksanalysatorns utsignal till antenn 1 och dess insignal till antenn 4. Ett kommando skickas sedan till analysatorn via GPIB för att generera en signal som sänds ut av antenn 1, propagerar genom mätobjektet och mottas av antenn 4. Den mottagna signalen leds tillbaka till analysatorn där den mäts och S-parametern skickas vidare till mät datorn för lagring

Ett styrprogram i MATLAB användes för att styra mätsekvensen. Mät datorn kopplades till nätverksanalysatorn och switchen via RS232-standard respektive General Purpose Interface Bus (GPIB). Styrprogrammet innehöll kod för att cykla igenom och mäta S-parametrarna för de olika antennparen. För att behandla mätdata efter justeringar behövde kalibreringar genomföras så att mätdata inte påverkades av yttre faktorer, till exempel rumstemperatur och kablarnas längder.

3.2 Mätmetodik

Mätprogrammet samlar systematiskt in reflektion för varje antenn samt transmission för varje antennkombination. Med 14 antenner gav varje mätning alltså upphov till 105 S-parametrar som mättes. Varje S-parameter uppmättes på 401 mätpunkter utspridda över frekvensintervallet och mätresultaten sparades i filer på mät datorns hårddisk.

Mätdata delades upp i mätklasser, mätningar samt repetitioner enligt Figur 3.5. En mätklass bestod av en serie mätningar som hade något gemensamt som borde kunna klassificeras, exempelvis en storleksordning på blödning. Mellan mätningarna varierades någon parameter för att inte göra klassificeringen trivial, exempelvis en förflyttning av blödningen. Mätningarna bestod i sin tur av ett antal repetitioner som tog cirka 47 sekunder vardera. Under repetitionerna hölls mätobjektet stilla vilket gjorde att repetitionerna i teorin borde se likadana ut. Detta gjorde det möjligt att sälla ut felaktig mätdata beroende på exempelvis fel i utrustningen.



Figur 3.5: Schematisk bild över mätningarnas struktur. Mätningarna är uppdelade i olika mätklasser, där varje mätklass består av ett antal mätningar. Varje mätning består i sin tur av ett antal repetitioner

3.3 Insamling av mätdata

Experimentell data samlades under projektets gång in för ett antal olika mätsituationer. Inledningsvis låg fokus på mätningar av stabilitet och pålitlighet hos mätutrustningen. Mätningar gjordes för att diagnosticera var i signalkedjan störningar kunde uppstå och åtgärder gjordes för att göra störningarna mindre frekventa. Vidare studerades känsligheten hos mätutrustningen för yttre påverkan, till exempel hur antennkablar var placerade eller om en mobiltelefon fanns i närheten av utrustningen.

Mätningar gjordes sedan för att kvantitativt undersöka hur stora variationer som naturligt uppstår mellan olika mätningar i samma mätklass. Främst studerades hur väl en testperson gång på gång kan sätta sig i bensen på till synes samma sätt och vilka variationer som uppstår till följd av det. Dessa mätningar användes sedan för att räkna ut en standardavvikelse på hur noggrant mätningar kan repeteras.

För att få en uppfattning om vad mätutrustningen kunde detektera i verkliga människolår genomfördes två särskilda mätsessioner. Den ena studerade hur S-parametrarna förändrades i relation till vilken puls testpersonen hade under mätningen. Den andra sessionen undersökte om det gick att detektera skillnader mellan ett lår som nyligen belastats och ett lår som varit i vila. Figur 3.6 illustrerar hur testpersonen satt i bensen under dessa mätningar.

När en blödning i ett lår ska detekteras underlättar det att ha en mätning på precis samma lår utan blödning. I verkligheten är detta ofta inte möjligt och därför undersöktes möjligheten att använda testpersonens andra ben som referens. Detta utifrån antagandet att en persons två lår till stor del är spegelbilder av varandra. Genom att utföra repeterade mätningar på höger respektive vänster lår kunde det undersökas om detta var möjligt.



Figur 3.6: Testperson som sitter med ena låret i benskenan. Stöd placerades under foten för att avlasta benet

Slutligen gjordes mätningar på ett konstgjort lår, en så kallad lårfantom, som kan ses i Figur 3.7. Lårfantomen tillverkades för att approximativt ha samma dielektriska egenskaper som muskelfävnad. För att på samma sätt efterlikna riktigt blod tillverkades blodfantom, vilken kunde placeras på olika sätt i lårfantomen och på så sätt simulera blödningar i den. Lårfantomen kunde stadigt placeras i benskenan och möjliggjorde mätserier där så mycket som möjligt hölls konstant, förutom fenomenet som skulle detekteras. Klassificering användes sedan för att utvärdera mätdata.

3.4 Utvärdering av mätutrustnings stabilitet

Efter förra årets arbete kunde slutsatsen dras att mätresultaten kunde ha stor variation och risken ansågs därför stor att olika faktorer påverkade och störde vid mätningarna. Därför låg fokus inledningsvis på att identifiera störningarna för att kunna undvika eller kompensera för dem. Ett återkommande fel enligt förra årets arbete var att S-parametrar ibland antog orimliga värden och uppvisade en tydlig sinuskaraktäristik. Komponenter som misstänktes ligga bakom denna störning var antennerna, portarna på switchen samt nätverksanalysatorn. Felsökningar gjordes där någon relaterad parameter varierades, till exempel vilka portar och antenner som användes, och justeringar gjordes för att försöka undvika störningarna. För att första ta reda på hur mycket sladdarnas läge och krökning påverkade mätningarna gjordes specifika mätningar där endast dessa förändrades. Detta gjordes genom att göra mätningsssekvenser med tio stycken mätningar, varvid kablarnas läge justerades något efter de fem första mätningarna. Ifall det sedan gick att urskilja någon form av separation mellan första och andra hälften av mätresultaten så kunde detta visa kablarnas inverkan på mätdata.



Figur 3.7: *Lårphantom placerad i benskenan*

En annan felkälla som undersöktes var om objekt som mobiltelefoner, datorer eller människor i närheten av utrustningen kunde störa mätningarna. Vid tester på hur mycket en vanlig mobiltelefon påverkade mätresultaten gjordes flera mätningar. Först gjordes en mätning där en person satt i benskenan, med en mobiltelefon nära antennerna längs benet. På samma sätt som vid mätningarna på kablarnas påverkan gjordes tio mätningar, varvid en parameterförändring inducerades efter de fem första. Därefter gjordes ett samtal till mobiltelefonen halvvägs igenom mätserien. Samma tillvägagångsätt tillämpades även vid tester på hur personers närvaro nära benskenan under mätning påverkade mätresultatet. Därför gjordes en mätserie där först ingen förutom personen i benskenan befann sig i utrustningens direkta omgivning, varvid halvvägs genom mätningen ställde sig ytterligare två personer längs med benskenan.

3.5 Experimentell verifikation genom mätningar på testperson

Olika mätsituationer utfördes på testpersoner då personens puls och belastning på hamstringsmuskulatur förändrades. Många repetitioner på de båda låren gjordes för att få en uppfattning om hur bra mätningarnas repeterbarhet var. Dessa experiment gjordes för att utvärdera teknikens potential för mätningar på ett verkligt lår. Här beskrivs utförandet av de olika mätningarna och vad som vill åstadkommas med dessa.

3.5.1 Trender hos S-parametrar under vila

Vid det första mättillfället var det intressant att studera S-parametrar när testpersonen satte sig med ena låret i benskenan under vila för att se om en tydlig

trend kunde ses. Även olika moment under vila testades för att se om utseendet på mätdatan ändrades. Testpersonen fick bland annat ta en rad mätningar med tio repetitioner vardera för att se om upprepning kunde påverka låret och därmed även S-parametrarna. Mellan varje mätning reste sig personen ur ställningen och satte sig på nytt. Vid ett annat moment spändes ett skärp runt testpersonens lår för att se om strypning av dess blodflöde hade inverkan på mätdatan.

3.5.2 Utvärdering av repeterbarhet

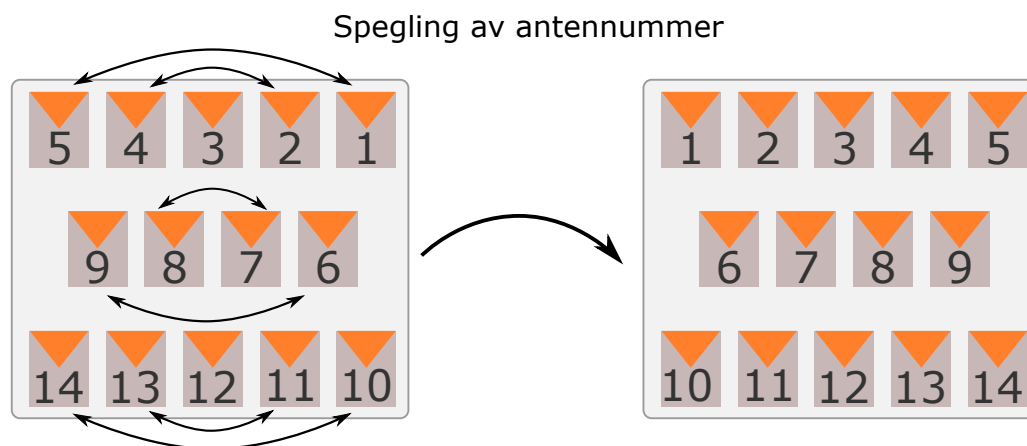
För att studera hur väl mätningar inom samma mätklass kunde upprepas gjordes serier med fokus på många mätningar. Mätningar gjordes på testpersoner som satte sig i benskenan, genomförde en mätning, reste sig upp och sedan enligt bästa förmåga satte sig igen på samma sätt. Till sin hjälp målade testpersonerna markeringar på låret för att lättare kunna passa in det i benskenan varje gång. Under en session upprepades proceduren 50 gånger för en testperson och gav alltså 50 mätningar med tre repetitioner vardera. Under en annan session upprepades proceduren 40 gånger på en annan testperson. Mätningar för respektive tillfälle användes sedan för att beräkna standardavvikelse för S-parametrarna.

3.5.3 Korrelation mellan S-parametrar och puls

Under en mätsession studerades korrelationen mellan puls och spridningsparametrarna för att se om det gick att detektera varierande mängd blod i låret. Mätningarna gjordes i ett gym och fyra testpersoner från kandidatgruppen medverkade. Varje person började med att först sätta sig på pallen och placera sitt högra lår i benskenan för att mäta under vila. Dessa mätningar utfördes tre gånger med tre repetitioner vardera. Mellan varje mätning reste sig personen ur benskenan för att sedan på nytt sätta sig i samma position. Mätningarna i vila utfördes för att kunna se hur signalerna förändrades innan och efter de fysiska aktiviteterna. Testpersonerna målade markeringar på låret för att kunna placera det på ungefär samma sätt under alla mätningar. Efter vilomätningarna fick personen utföra en konditionsövning, antingen på spinningcykel eller löpband, för att nå sin maxpuls. Pulsen mättes med hjälp av en pulsklocka och ett band som fästes runt personens bröstorg. När pulsen nådde intervallet 180-195 satte sig testpersonen i benskenan och tio mätningar utfördes direkt på varandra allt eftersom pulsen sjönk. Personens puls noterades vid början på varje ny mätning. Mätproceduren upprepades fem gånger för varje testperson.

3.5.4 Korrelation mellan S-parametrar och belastad muskulatur

Under ett annat tillfälle i gymmet gjordes mätningar för att undersöka korrelationen mellan spridningsparametrarna och när lårmuskulaturen nyligen belastats.



Figur 3.8: Spegling av antennumrena hos mätdatan som användes för att undersöka hur väl höger ben kan jämföras med vänster ben på samma person

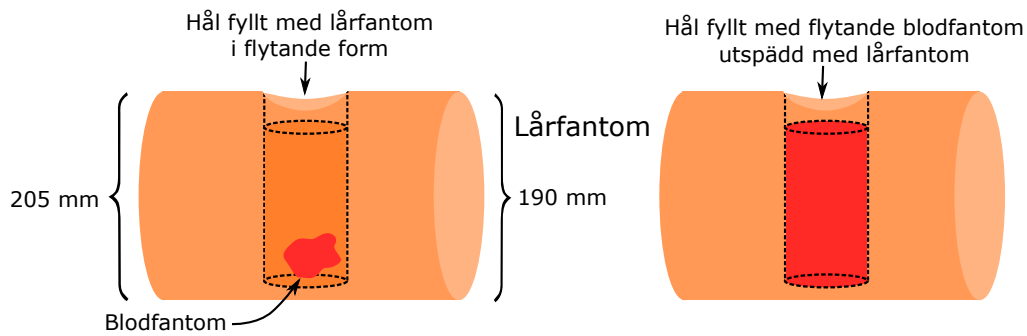
Vid detta moment deltog fem testpersoner från kandidatgruppen. Inledningsvis utfördes mätningar under vila med fem upprepningar och tre repetitioner vardera. Sedan utförde testpersonerna olika styrkeövningar som fokuserade på belastning av hamstringsmuskulaturen. När testpersonen blivit trött och inte kunde utföra fler repetitioner av styrkeövningen satte den sig i benskenan och tre mätningar gjordes på rad. Detta upprepades fyra gånger per testperson.

3.5.5 Potentialen hos spegling av lår som referens

För att undersöka om det ena låret kan användas som referens till det andra låret vid en eventuell skada utfördes mätningar med samma procedur som för repeterbarhetsmätningarna på både höger och vänster lår. Med hjälp av den skillnad som då uppstår mellan de två lårens S-parametrar skulle en skada eventuellt kunna upptäckas. Tester gjordes genom att först göra individuella mätningar på varje ben. Därefter gjordes en spegling av antenngemetri hos S-parametrarna för ena benets mätdata, enligt Figur 3.8, för att sedan se hur den överensstämmer med det andra benets data. Beroende på hur väl en spegling överensstämmer med det andra benet kan potentialen för metoden indikeras.

3.6 Experimentell verifikation genom mätningar på lårfantom

Mätningarna på lårfantomen är framförallt tänkta att utföras systematiskt med tillsatta blödningar av olika storlekar. På så sätt kan förhoppningsvis en korrelation mellan blödningsstorlek och spridningsparametrar urskiljas, vilket i sin tur skulle påvisa teknikens potential. Mätserier där lårfantomen lyfts upp ur benskenan mellan mätningar görs även för att ge mätresultaten en naturlig variation.



Figur 3.9: Lårfantomen som hade cylindrisk form med en något minskande diameter från topp till botten. Lårfantomens cylindriska hål kunde fyllas med vätska med samma dielektriska egenskaper som lårfantomen. I vätskan kunde sedan solida bitar blodfantom placeras för att simulera blödningar i lårfantomen (t.v). Alternativt kunde vätskan spädas ut med flytande blodfantom (t.h) för att simulera större utspridda blödningar

3.6.1 Tillverkning av fantomer

En lårfantom skapades enligt receptet i Tabell 3.1. Enligt det föregående kandidatarbetet ger detta recept en permittivitet hos lårfantomen som approximativt är lika med medelpermittiviteten för ett riktigt människolår [5]. Receptet är något modifierat på så vis att mängden agar har minskats. Blodfantom tillverkades enligt receptet i Tabell 3.1 för att efterlikna permittiviteten hos riktigt blod.

Vid tillverkningen av fantomerna hettades först vattnet upp, varefter socker och salt löstes i vattnet. Vätskorna hade efter detta ungefär samma dielektriska egenskaper som lårmuskulatur respektive blod. En del av vätskorna sparades i flytande form och i resterande delar blandades agar. Agar påverkar knappt de dielektriska egenskaperna [5] och används för att fantomerna ska bli solida och geléaktiga. Lårfantomblandningen hälldes sedan i en hink av lämpliga dimensioner där den fick stelna. Blodfantomblandningen placerades i formar med volymer 2 ml, 6 ml, 10 ml, 15 ml, 20 ml, 25 ml och 30 ml. De resulterande stelnade blodklumparna kan ses i Figur 3.10. Efter att lårfantomen stelnat skars ett cylindriskt hål ut i dess sida, vilket kunde fyllas med den undansparande vätskan med samma dielektriska egenskaper som lårfantomen. I vätskan kunde sedan blodfantomerna placeras som till vänster i Figur 3.9 och tätt omslutas av lårfantomen. Alternativt kunde den flytande lårfantom spädas ut med flytande blodfantom som till höger i Figur 3.9 och på så sätt simulera större utspridda blödningar.

3.6.2 Stationär lårfantom med blodfantom

Mätningar gjordes först när lårfantomen var stationär. Fem mätningar med tre repetitioner vardera genomfördes för alla storlekar på blödningar och blodfantomerna flyttades mellan alla mätningar. Dessa mätningar jämfördes sedan för att se om det går att urskilja de olika blödningarna från varandra.

3. Metod

Tabell 3.1: Recept för blodfantom och lårfantom

Ingrediens	Blodfantom (volymprocent)	Lårfantom (volymprocent)
Vatten	68%	41%
Socker	26,5%	53%
Agar	4,5%	6%
Salt	1%	0%
Karamellfärg	1 droppe	-



Figur 3.10: De fasta blodfantomerna som användes för mätningar på lårfantomen. Storlekar som användes i mätningar var 2 ml, 6 ml, 10 ml, 15 ml, 20 ml, 25 ml och 30 ml

3.6.3 Lårfantom flyttad mellan mätningar

Därefter genomfördes mätningar där lårfantomen flyttades mellan mätningarna. En mätning med tre repetitioner genomfördes varefter lårfantomen flyttades ur bensen för att sedan placeras där igen. Proceduren upprepades sex gånger för varje blödningsstorlek. Tanken med dessa mätningar var att se hur mycket förflyttningen av lårfantomen påverkade resultatet.

3.6.4 Lårfantom med blodlösning

Till sist genomfördes mätningar på lårfantomen där en blodlösning användes istället för de tidigare använda blodfantomerna, vilket illustreras till höger i Figur 3.9. Blodlösningen tillverkades efter samma recept som blodfantomen men till denna tillsattes inte agar.

Till en början var lårfantomen bara fylld med lårfantomlösning och mätningar gjordes. Därefter togs en del av lårfantomlösningen ut och blodlösning tillsattes så att 10% av innehållet i lårfantomen var blodlösning och nya mätningar gjordes. Detta upprepades successivt med 10 procentenheters intervall tills hela lårfantomen var fylld med blodlösning. Lösningen rördes om ordentligt varje gång för att blod- och lårfantomlösningen skulle blandas tillräckligt. Vid mätningar på blodlösningen gjordes en mätning med fem repetitioner för varje koncentration där lårfantomen hela tiden låg stilla. Tanken med dessa mätningar var att simulera en blödning som inte sitter som en klump utan istället är mer utspridd.

För nästa mätserie med blodlösningen flyttades lårfantomen mellan mätningarna. Istället för 10%-intervall som vid den tidigare beskrivna mätserien användes här 20%-intervall. Mätningar gjordes för tre olika positioner av lårfantomen där den lyftes ur och sattes tillbaka mellan mätningarna, precis som vid mätningarna med blodfantom. För alla tre positioner gjordes 5 repetitioner av mätningen.

3.7 Programvara för behandling av data

För att behandla och visualisera den massiva mängd mätdata som samlades in togs mjukvara fram med hjälp av MATLAB. MATLAB:s stöd för objektorienterad programmering användes för att bygga upp en datastruktur av klasser och objekt som liknar den verkliga strukturen hos mätningarna med mätklasser, mätningar och repetitioner.

I detta avsnitt presenteras en kortfattad funktionsbeskrivning av de ingående delarna i mjukvaran. För en utförligare beskrivning se Appendix A.

3.7.1 Inläsning och uppbyggnad av mätningar

Mjukvaran bygger upp mätningarna genom att medelvärdesbilda över alla dess repetitioner. Detta ger en behandlad mätning som kan användas för att visualisera mätningen och som data till klassificeringsalgoritmen.

Då en del S-parametrar med olika typer av störningar förekom behövdes en metod för att kunna utesluta dessa. Detta för att minimera effekten av dessa störningar vid klassificering och ge en rättvisande visualisering av S-parametrarna. Detta möjliggjordes genom ett system för att för varje repetition manuellt exkludera S-parametrar som bedömdes dåliga. Dessa S-parametrar användes då inte vid medelvärdesbildningen för den behandlade mätningen. Om en S-parameter skulle vara exkluderad för alla repetitioner av en mätning exkluderas S-parametern för hela mätningen och tas då ej med vid klassificering.

3.7.2 Visualisering av mätdata

Den behandlade mätdatan kunde sedan visualiseras i olika typer av grafer för att kunna analyseras. Klasser för att visualisera mätklasser och mätningar, antingen individuellt eller genom medelvärdesbildning och beräkning av standardavvikelse, togs fram. I dessa klasser kan man enkelt bläddra bland och visualisera alla ingående S-parametrar i en mätning.

3.7.3 Korsvalidering och klassificering av mätningar

Genom att läsa in en mängd mätningar med känd mätklass kan en LOO-korsvalidering genomföras, där en mätning används som testmätning som ska klassificeras och övriga mätningar som träningsdata. Den mätning som används som testmätning varieras systematiskt tills alla mätningar klassificerats.

För att klassificera mätningarna vektoriserades mätdatan genom att de komplexa mätvärdena för de ingående S-parametrarna placerades efter varandra i en kolonnvektor. För att garantera att alla mätningar vektoriseras på samma sätt sorteras först S-parametrarna i alfabetisk ordning. De ingående S-parametrarna kan antingen bestämmas manuellt eller bestå av alla S-parametrar som är icke-exkluderade i alla mätningar som ska klassificeras.

För klassificering av mätdatan används en implementation av algoritmen "Generalized Likelihood Ratio Test" (GLRT), tillhandahållen av Stefan Candefjord i forskargruppen för Biomedicinsk Elektromagnetik. Det finns liknande algoritmer, exempelvis algoritmen "Support Vector Machine", redan inbyggda i MATLAB. Denna implementation av "GLRT" har dock utvecklats från grunden för att passa de speciella förutsättningar som ges av mikrovågor och ett tidigare examensarbete har visat att denna algoritm presterar bättre för denna typ av klassificering [15].

För att bestämma vilka S-parametrar som ska ingå i en klassificering finns en funktion för rangordning av S-parametrar. I denna genomförs en LOO-korsvalidering i tur och ordning för varje ingående S-parameter där enbart den S-parametern används för klassificering. Antalet korrekta klassificeringar för varje S-parameter sparas i en lista som sedan kan användas för att finna de S-parametrar som ger bäst klassificeringsresultat. Genom att sedan inkludera fler och fler S-parametrar från denna lista kan den kombination av S-parametrar som ger bäst klassificeringsresultat finnas.

4

Resultat

Resultaten presenteras i form av visualiseringar av de S-parametrar som mättes under projektets gång. Till stor del visas transmissionsamplituden för olika S-parametrar eftersom de lätt och intuitivt kan tolkas med blotta ögat. S-parametrarna innehåller mer information i form av fasförskjutning, vilken inte visualiseras. Den informationen är dock mycket relevant och används för klassificeringen. Det bör även nämnas att det vid de flesta mätningar endast är en mindre mängd S-parametrar som visar intressanta trender. Därför är det oftast enbart dessa som presenteras i rapporten.

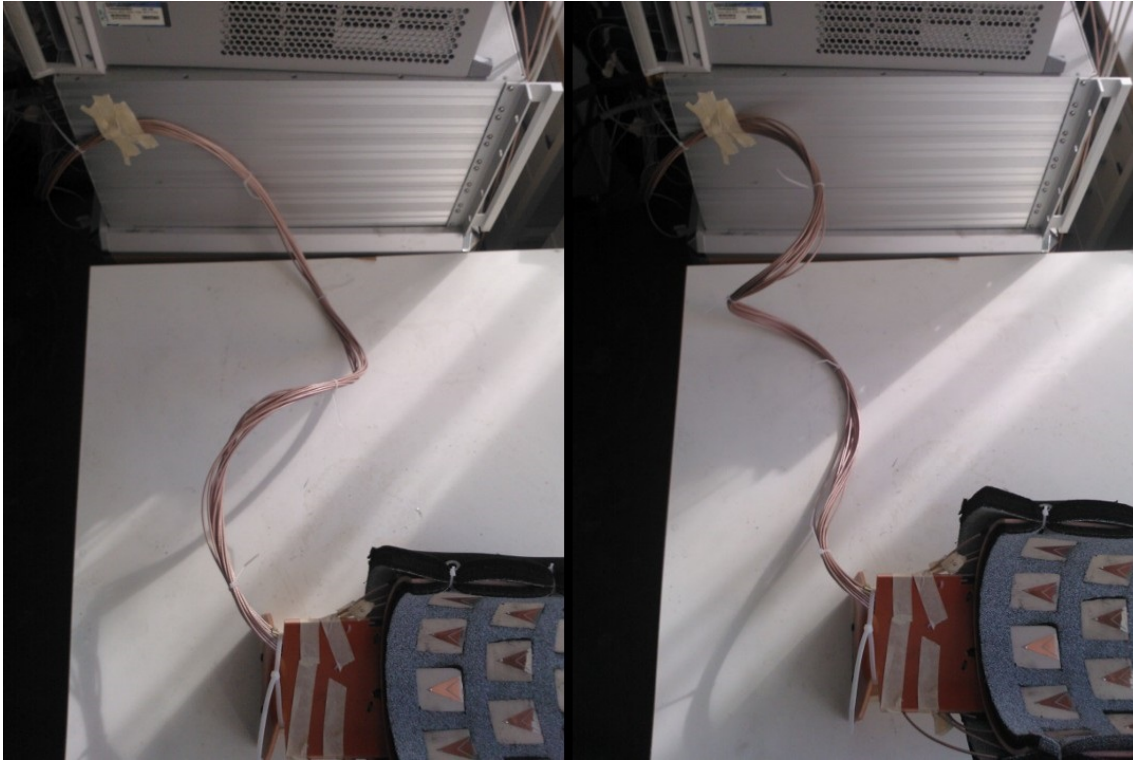
4.1 Utvärdering av mätutrustnings stabilitet

När det mättes på hur stor påverkan sladdarnas position hade på mätresultatet kunde det direkt i graferna urskiljas en tydlig karaktäristik. Då de fem första och sista mätresultaten tydligt befann sig grupperade separat ifrån varandra. För vissa antenner och frekvenser kunde skillnaden mellan dessa grupperingar vara upp emot 20-30 dB (se Figur 4.1b). Den lägesförändring som gjordes på kablarna går att se i Figur 4.1a.

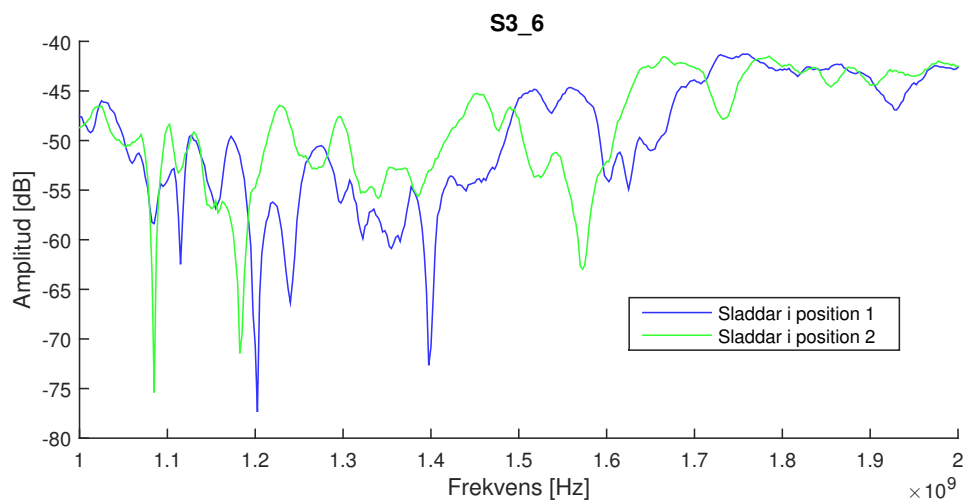
Vid tester då en mobiltelefon placerades i bensenan och fick ett samtal halvvägs genom en mätserie visade sig detta endast ge en minimal eller obefintlig skillnad på mätresultatet.

Mätningar på personers närvaro intill bensenan under en pågående mätning visade sig inte ha någon som helst påverkan på mätresultaten eftersom ingen skillnad kunde avläsas från de olika mätningarna.

Ett exempel på de sinuskaraktäristiska mätstörningarna som uppkom med jämna mellanrum kan ses i Figur 4.2. Störningen har en sinusformad karaktär och ger upp mot 5 dB skillnad mot det riktiga mätresultatet. I de mätningar som för handrensades från sinusstörningar var totalt 309 av 22260 S-parametrar påverkade av en sinusstörning vilket motsvarar 1,4%. Störningarna uppkommer oftare hos vissa S-parametrar, där den S-parameter med flest störningar var störd i 30 av 212 mätningar vilket motsvarar ungefär 14%, medan vissa S-parametrar var helt utan störningar.

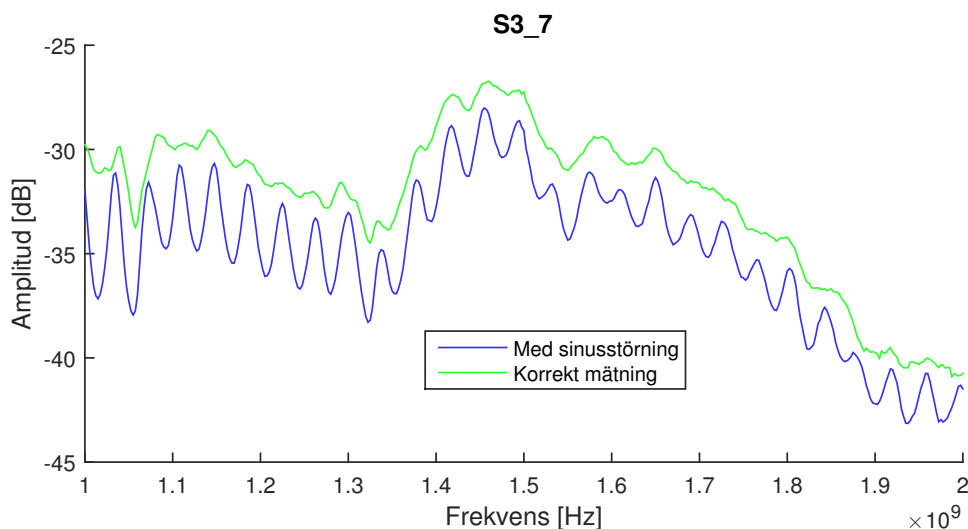


(a) Sladdar i position 1 (t.v) och position 2 (t.h)



(b) Transmissionsamplituder för S -parameter $S3_6$ för två olika positioner på antennablarna

Figur 4.1: Antennablarnas påverkan på de uppmätta S -parametrarna



Figur 4.2: En korrekt mätt S-parameter jämförd med en som har en karaktäristisk störning

4.2 Resultat från mätningar på testperson

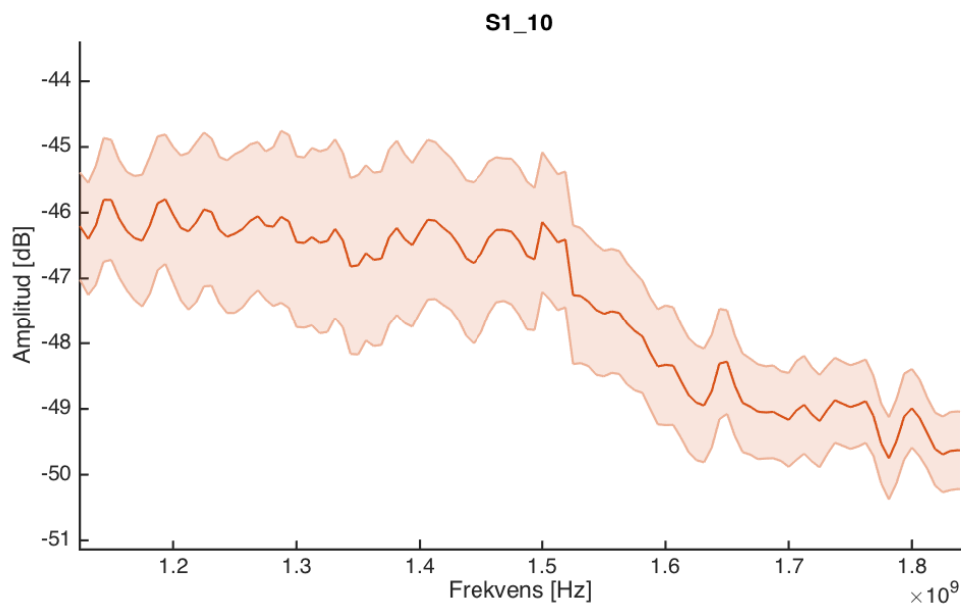
Här beskrivs de resultat där olika mätsituationer utfördes på testpersoner. Resultatet presenteras i form av visualiseringar av transmissionsamplituden för olika S-parametrar. Ingen klassificering har utförts på dessa mätningar då variationerna mellan mätningarna som utförts var för stora för att ge några meningsfulla klassificeringsresultat.

4.2.1 Utvärdering av repeterbarhet

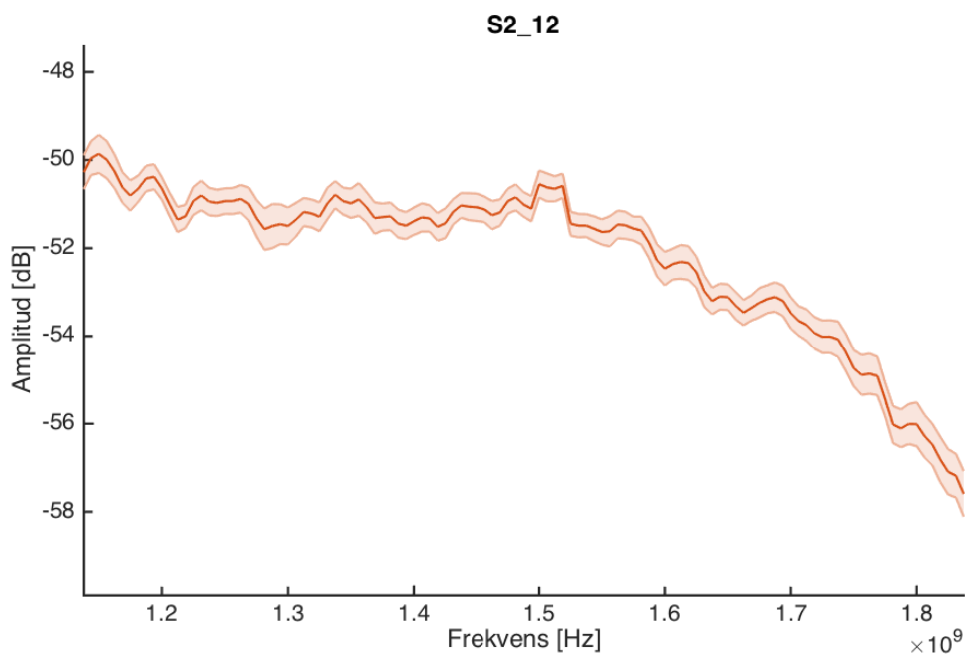
För att visa mätningarnas repeterbarhet utfördes mätningar enligt avsnitt 3.5.2 och standardavvikelsen för mätningarna beräknades. Detta gjordes för att få en bra uppfattning av hur stor variationen blir när mätningar inom samma mätklass upprepades. Resultatet blir då en utvärdering av hur bra repeterbarheten är för mätningen. I Figur 4.3 och 4.4 kan standardavvikelsen kring medelvärdet av 40 mätningar görda på höger lår ses. Figur 4.3 visar en av de S-parametrar där standardavvikelsen är som störst, i storleksordningen 1 dB, medan Figur 4.4 visar en S-parameter där den är mindre, i storleksordningen 0,3 dB.

4.2.2 Korrelation mellan S-parametrar och puls

Från maxpulsmätningarna kunde trender i transmissionsamplituden för vissa S-parametrar identifieras, däremot är variationen mellan mätserierna så stor att dessa trender ibland överskuggas. För att tydligare kunna se dessa trender används en referensmätning vid visualisering av datan.

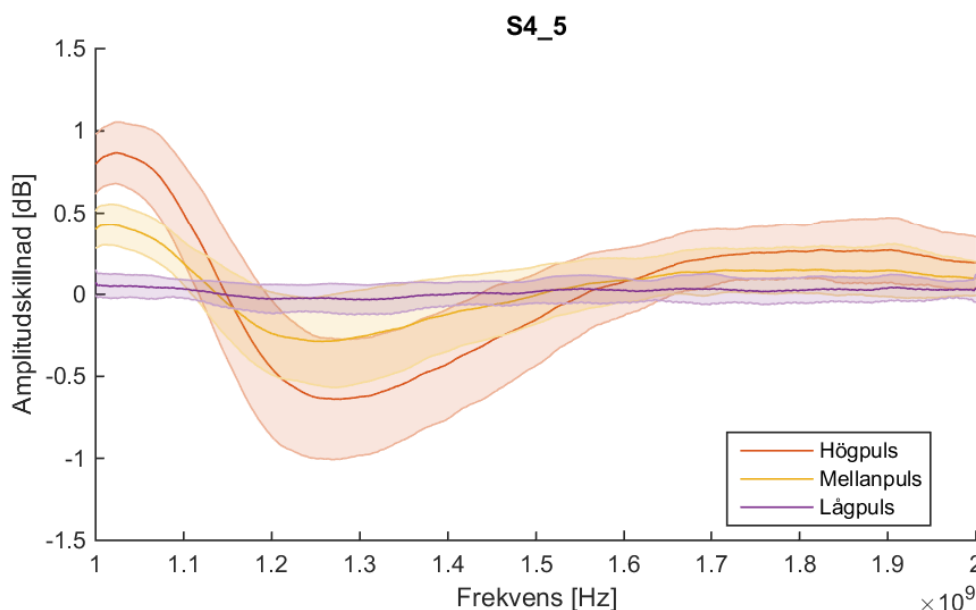


Figur 4.3: Medelvärde och motsvarande standardavvikelse av transmissionsamplituden för S-parameter **S1_10** uträknat från 40 mätningar på ett högerlår



Figur 4.4: Medelvärde och motsvarande standardavvikelse av transmissionsamplituden för S-parameter **S2_12** uträknat från 40 mätningar på ett högerlår

Figur 4.5 visar en S-parameter med transmissionsamplituder för flera pulsvärden utritade. Grafen visar skillnaden i transmissionsamplitud i dB mot en referensmätning för 17 olika mätningar. På tre personer gjordes fem mätserier och på den fjärde gjordes två mätserier. Som referensmätning användes en mätning i slutet av respektive mätserie då pulsen stabiliserat sig, den utritade datan visar alltså föränd-



Figur 4.5: Skillnad i transmissionsamplitud mot en referensmätning då pulsen stabiliserat sig för varje mätserie. Den röda kurvan är högpuls, den gula är mellanpuls och den lila är lågpuls och motsvarar en mätning då pulsen stabiliserat sig annan än den som valts som referensmätning. Kurvorna motsvarar medelvärde och standardavvikelse beräknat för samtliga mätningar i mätklassen

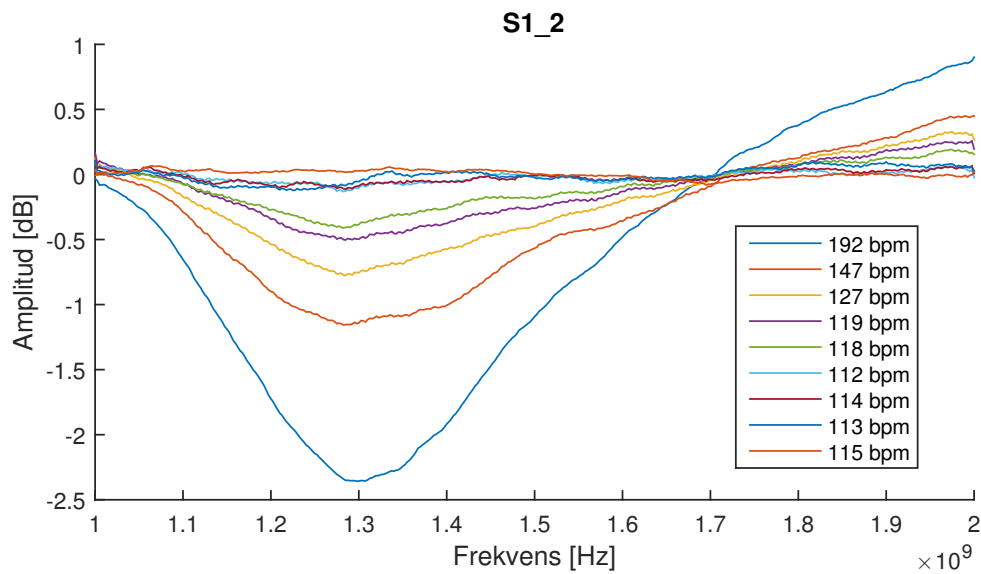
ringen i mätdata för varje mätserie. Datan är utjämnad med MATLAB-kommandot `smooth()` för att bli enklare att visualisera.

De röda kurvorna är höga pulser, första mätningen efter personen satt sig, och börjar på 181-196 bpm och slutar på 166-135 bpm. De gula kurvorna är mellanhöga pulser, andra mätningen efter personen satt sig, och börjar på 166-136 bpm och slutar på 145-118 bpm. De lila kurvorna är låga pulser och motsvarar en mätning då pulsen stabiliserat sig, annan än den som valts som referensmätning. Dessa pulser börjar på 125-107 bpm och slutar på 123-101 bpm.

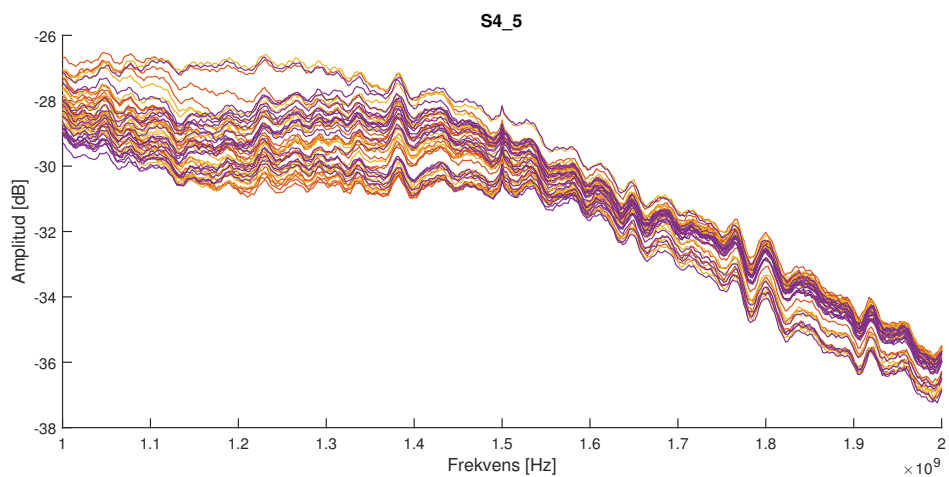
I Figur 4.5 kan det avläsas att högpulsmätningarna skiljer sig upp mot 1 dB i transmissionsamplitud mot referensmätningen, mellanpulsmätningarna upp mot 0,5 dB och lågpulsmätningarna ligger ungefär lika i amplitud som referensmätningen.

I Figur 4.6 visas transmissionsamplituder för olika pulsvärden uppmätta på en testperson när pulsen sjönk från maxpuls. Amplituden för maxpuls 192 bpm skiljer sig för denna S-parameter med upp till 2,3 dB från då pulsen stabiliserat sig runt 113 bpm. En jämförelse av samma S-parameter för fyra olika mätserier på samma testperson kan ses i Figur B.8 i Appendix. En jämförelse av samma S-parameter för fyra olika testpersoner visas i Figur B.9 i . Exempel på trender hos olika S-parametrar för samma mätserie kan ses i Figur B.10 i Appendix.

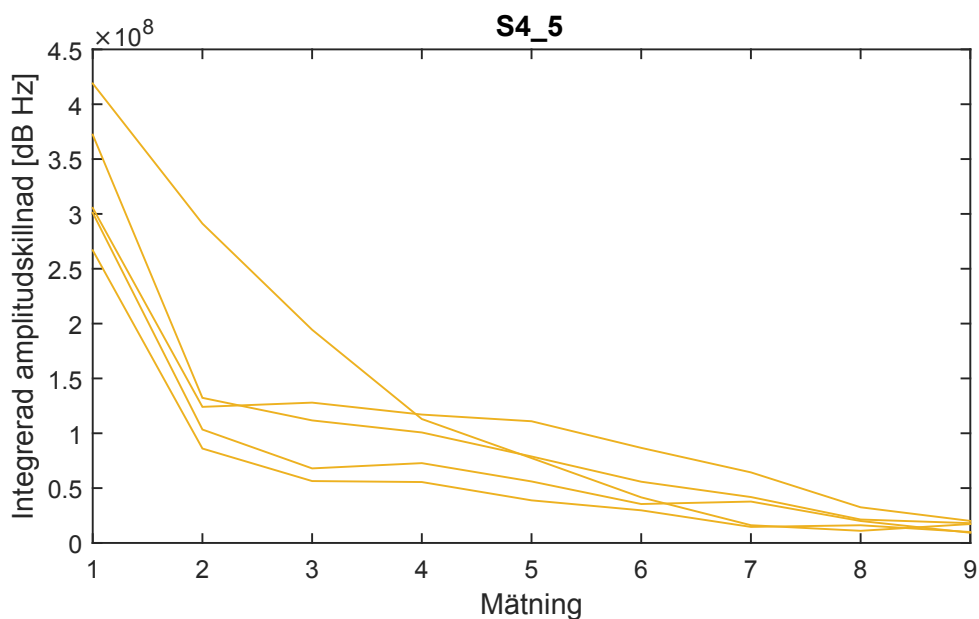
För att illustrera variationen mellan mätserierna visar Figur 4.7 den absoluta transmissionsamplituden för samma mätningar som i Figur 4.5. Även här motsvarar de röda kurvorna hög puls, de gula mellanpuls och de lila låg puls. I figuren ses att mätningarna inom samma pulsintervall kan skilja upp mot 3 dB i amplitud.



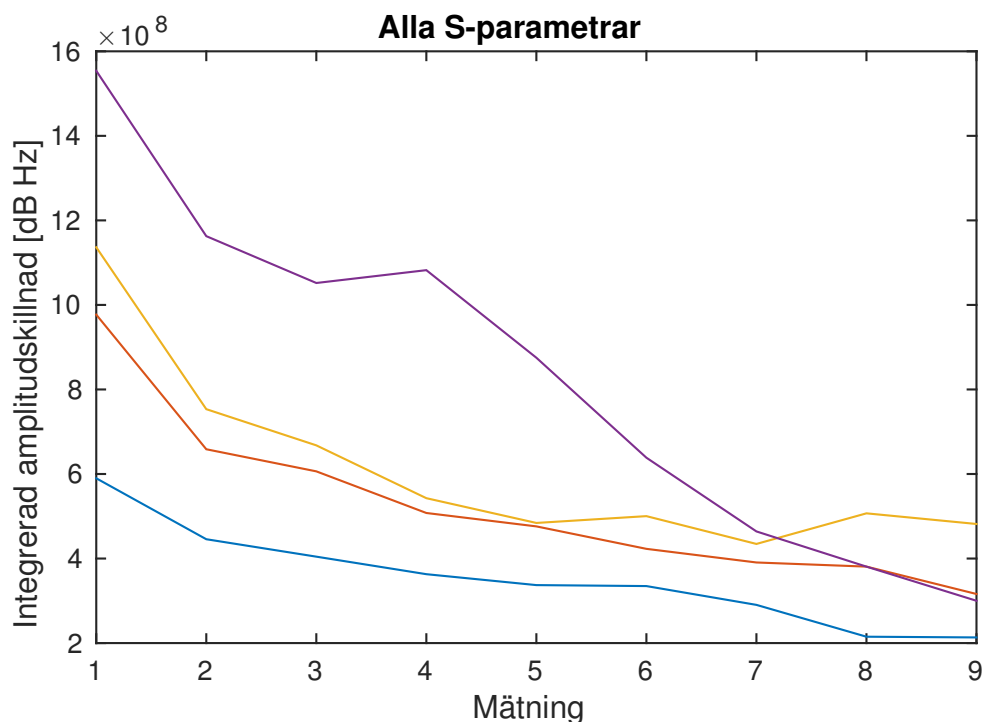
Figur 4.6: *Transmissionsamplituder för olika pulsvärden i en mätserie där pulsen sjönk från maxpulsen 192 bpm*



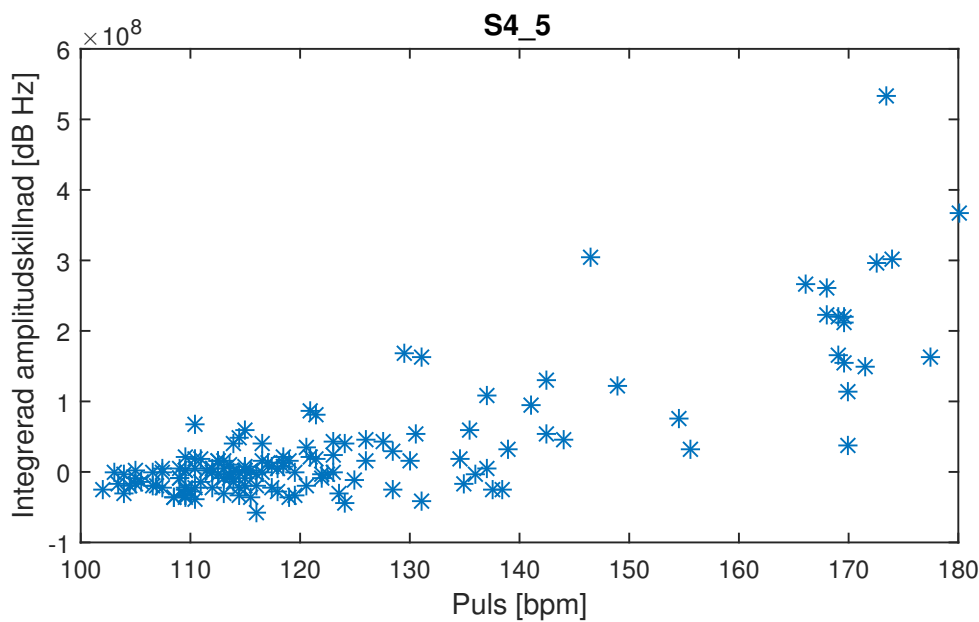
Figur 4.7: *De absoluta transmissionsamplituderna för samma mätningar som i Figur 4.5, de röda kurvorna är högpuls, de gula är mellanpuls och de lila är lågpuls*



Figur 4.8: Integrerad amplitudskillnad mot en referensmätning för de nio första mätningarna i varje mätserie, där den tionde mätningen används som referensmätning. Trenden visualiseras för fem olika maxpulsmätningar för samma testperson



Figur 4.9: Integrerad amplitudskillnad mot en referensmätning för de nio första mätningarna i varje mätserie, där den tionde mätningen används som referensmätning. Trenden visualiseras för maxpulsmätningar från fyra olika testpersoner. Här integreras den totala amplitudskillnaden för alla S-parametrar



Figur 4.10: Integrerad amplitudskillnad mot en referensmätning mot mätningens medelpulsvärde. Referensmätningen är den tionde mätningen i varje mätserie. Amplitudskillnaden är normaliserad med en vilomätning för att identifiera trender specifika till pulsförändring

Ett annat sätt att visualisera denna skillnad ses i Figur 4.8, där integrerad amplitudskillnad mot en referensmätning visas för de nio första mätningarna i varje mätserie, den tionde mätningen användes som referensmätning. Amplitudskillnaden beräknas för samma S-parameter som i Figur 4.5. I figuren visualiseras för samma testperson fem olika maxpuls-mätningar. I figuren ses att skillnaderna i alla fem mätningar går mot noll, där den största förändringen i den integrerade amplitudskillnaden sker mellan den första och andra mätningen.

I Figur 4.9 görs samma analys som i Figur 4.8 fast den integrerade amplitudskillnaden beräknas för alla S-parametrar. Amplitudskillnaden normaliseras sedan genom att dividera den med antalet inkluderade S-parametrar för att ge medelskillnaden över alla S-parametrar. I figuren ses att samma typ av trend som för den enskilda S-parametern i Figur 4.8 syns även när man studerar alla S-parametrar samtidigt.

Genom att sortera varje integrerad amplitudskillnad mot referensmätningen efter mätningens medelpulsvärde fås Figur 4.10. Mätningarna är normaliserade med hjälp av en vilomätning där vilomätningens integrerade amplitudskillnad för varje mätning har dragits av från motsvarande pulsmätning. Denna normalisering gör det möjligt att finna trender specifika för pulsförändringen. I figuren kan anas en trend där den integrerade amplitudskillnaden ökar med pulsvärdet.

4.2.3 Korrelation mellan S-parametrar och belastad lår- kulatur

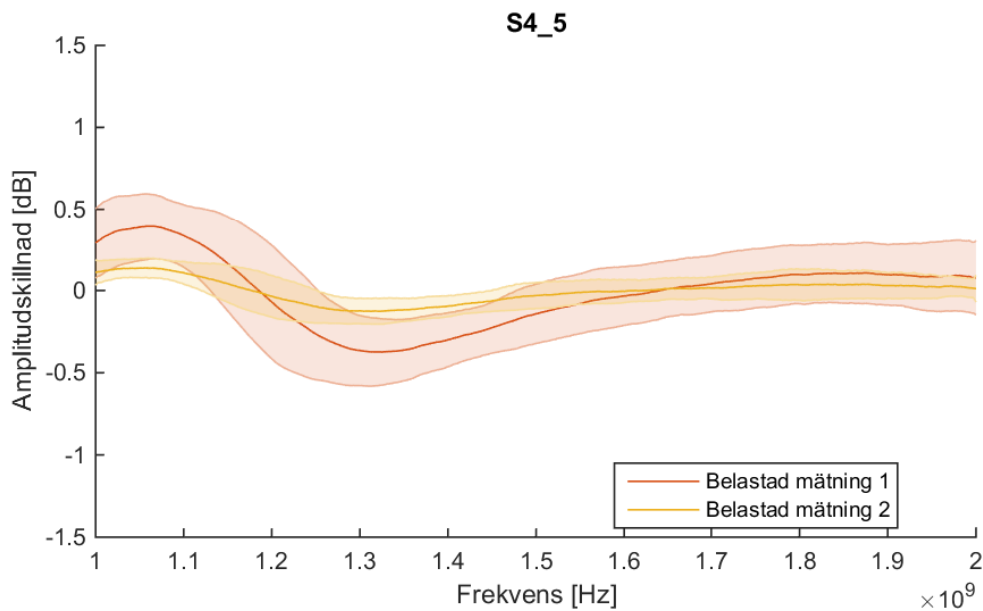
Samma typ av mätningar som vid pulsmätningen utfördes, fast istället för att pulsen höjdes så utsattes lårmuskeln för dynamisk belastning i form av olika gymövningar. Efter varje belastning av muskeln utfördes en mätserie med tre repetitioner. Vid samma tillfälle gjordes även ytterligare vilomätningar där den obelastade muskeln mättes på samma sätt innan gymövningarna.

I Figur 4.11 ses skillnaden i transmissionsamplitud i dB mellan en referensmätning och mätning 1 och 2 i varje mätserie. Som referensmätning användes mätning 3 i samma mätserie. I figuren syns att mätning 1 skiljer sig upp mot 0,5 dB i transmissionsamplitud för det belastade benet och upp mot 0,3 dB i transmissionsamplitud i vilomätningen. Mätning 2 skiljer sig upp mot 0,2 dB för det belastade benet och upp mot 0,1 dB i transmissionsamplitud för vilomätningen. För fallet med en reflektionsparameter hänvisas till Figur B.6 i Appendix där liknande trend kan observeras.

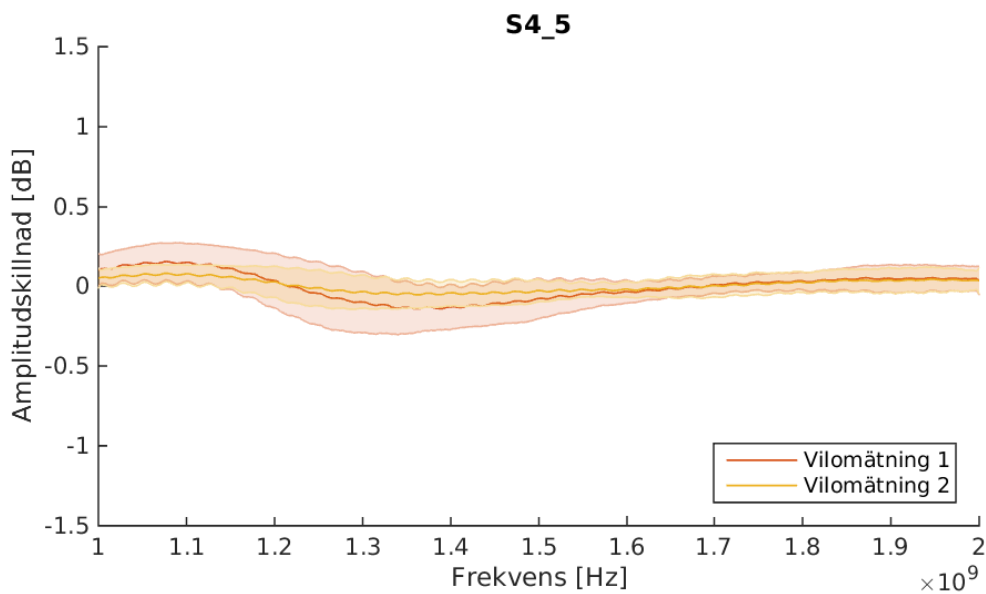
4.2.4 Trender hos S-parametrar under vila

För jämförelse av maxpuls-mätningarna gjordes även vilomätningar där mätningar gjordes på samma sätt fast utan höjd puls hos testpersonen och med tre mätningar i varje mätserie. I Figur 4.13 presenteras resultaten på samma sätt som resultaten i Figur 4.11, där den första och andra mätningen i varje mätserie har ritats upp med den tredje mätningen som referens. Figuren visar att pulsmätning 1 har en större standardavvikelse samt en större transmissionsamplitud vid maxpuls-mätning än vid vilomätning. För ett fall med reflektionsparameter hänvisas till Figur B.5 i Appendix där samma trend kan observeras.

Ett annat sätt att visualisera denna skillnad ses i Figur 4.12, där integrerad amplitudskillnad mot en referensmätning visas för de nio första mätningarna i varje mätserie, den tionde mätningen används som referensmätning. I figuren jämförs för samma testperson en maxpuls-mätning, en vilomätning och en mätning där ett skärp använts för att strypa blodflödet till benet. I figuren ses att skillnaderna i alla tre fall går mot noll. Den största skillnaden ses för första mätningen, där den integrerade skillnaden uppgår till 1×10^8 dB · Hz för mätningen med strypt blodflöde, $1,5 \times 10^8$ dB · Hz för vilomätningen och $3,7 \times 10^8$ dB · Hz för maxpuls-mätningen. För mätning 2 och framåt sammanfaller nästan den integrerade skillnaden för maxpuls-mätningen och vilomätningen.

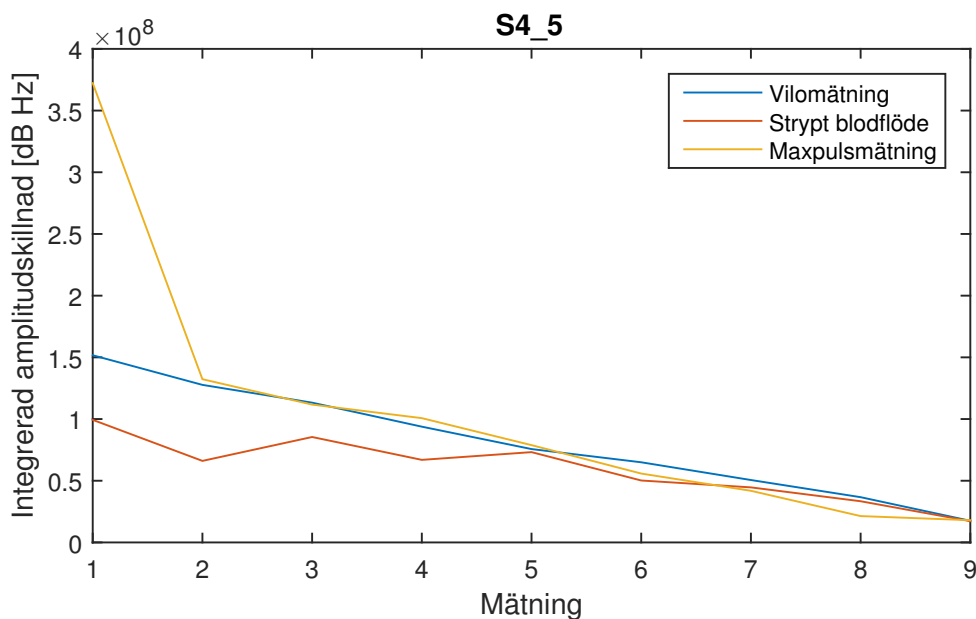


(a) Skillnad i transmissionsamplitud vid belastningsmätning



(b) Skillnad i transmissionsamplitud vid vilomätning

Figur 4.11: Här indikerar skillnad i transmissionsamplitud mot en referensmätning efter att testpersonen satt sig i mätutrustningen. De röda kurvorna är första mätning och de gula är andra mätning i mätserien. Som referensmätning används den tredje mätningen

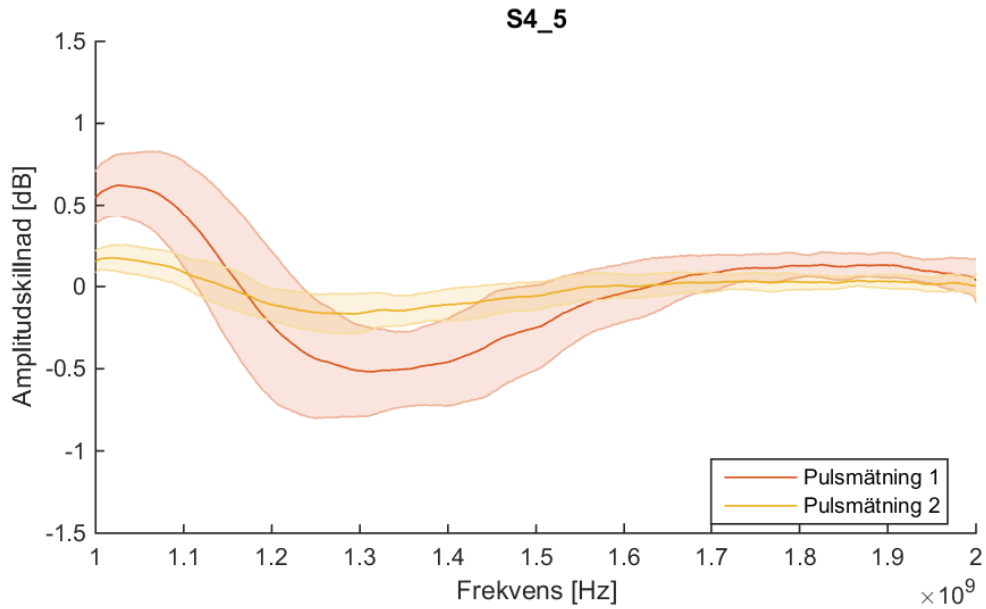


Figur 4.12: Integrerad amplitudskillnad mot en referensmätning för de nio första mätningarna i varje mätserie, där den 10:e mätningen används som referensmätning. Trenden jämförs för en maxpulsmätning, en vilomätning och en mätning med strypt blodflöde

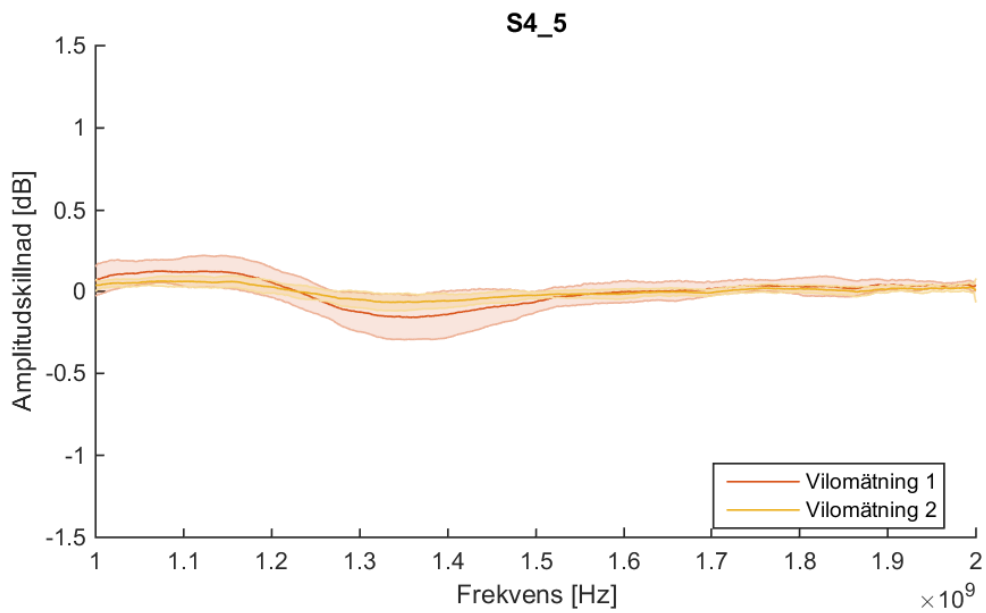
4.2.5 Potentialen hos spegling av lår som referens

I figurer 4.16 och 4.14 jämförs mätningar på höger och vänster lår för samma testperson. I Figur 4.14 ses ett exempel på en S-parameter där stora skillnader mellan låren kan ses. Amplitudskillnaden är som störst ungefär 13 dB. I Figur 4.16 är skillnaderna mindre, som störst ungefär 2 dB.

Figur 4.15 visar samma S-parameter som i Figur 4.16 men visar ett exempel då mätningarna från det vänstra låret har speglats. Figuren visar att vissa frekvensintervall skiljer mycket i amplitud mellan de mätningar som utfördes på höger respektive vänster lår, större skillnader än motsvarande mätningar utan spegling i Figur 4.16. Amplitudskillnaden är som störst ungefär 8 dB.

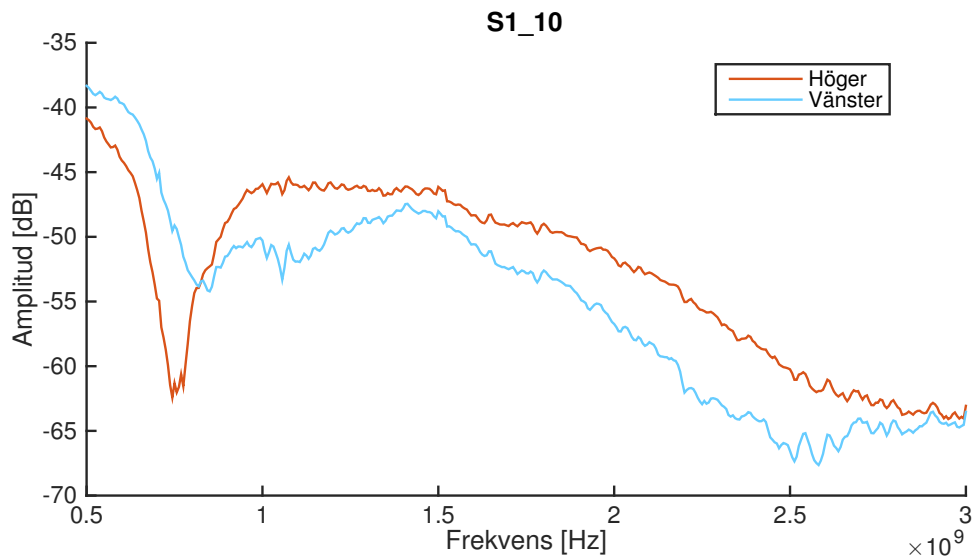


(a) Skillnad i transmissionsamplitud vid maxpulsmätning

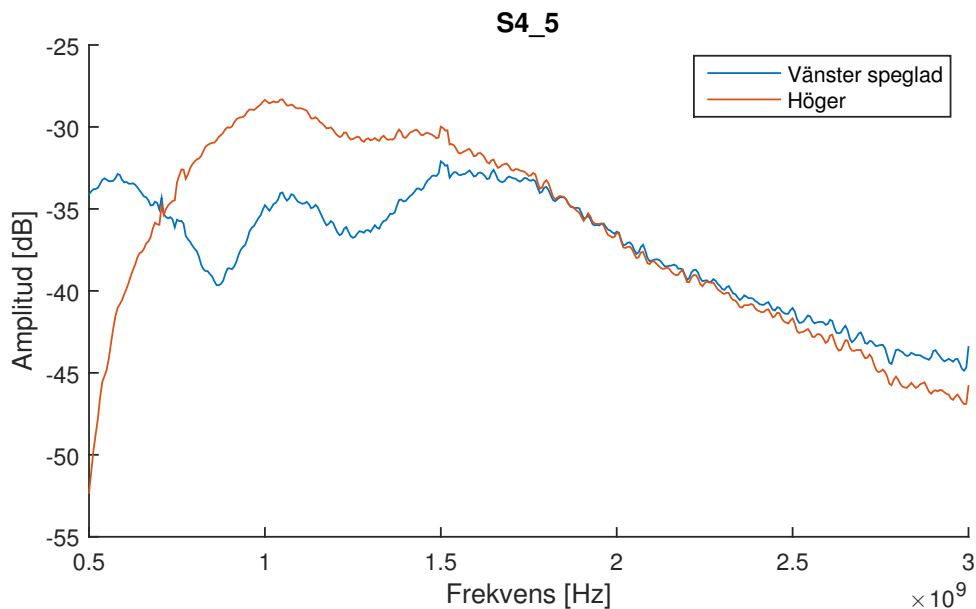


(b) Skillnad i transmissionsamplitud vid vilomätning

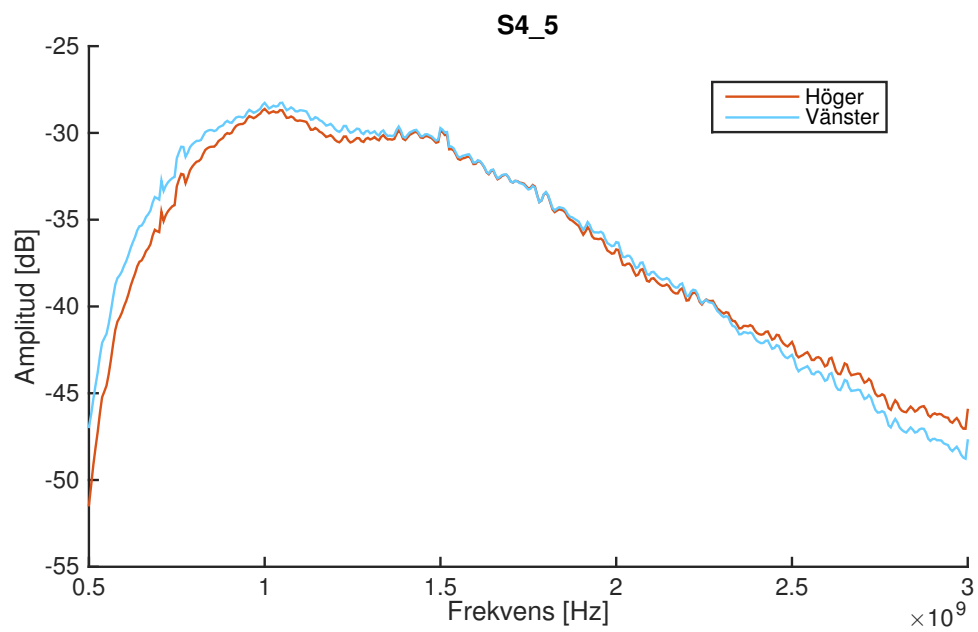
Figur 4.13: Skillnad i transmissionsamplitud mot en referensmätning efter att testpersonen satt sig i mätutrustningen. De röda kurvorna är första mätning och de gula är andra mätning i mätserien. Som referensmätning används den tredje mätningen



Figur 4.14: Transmissionsamplitud för S-parameter **S1_10** då mätningar är gjorda på höger respektive vänster lår. Notera de stora amplitudskillnaderna mellan mätningarna



Figur 4.15: Transmissionsamplitud S-parameter **S4_5** då mätningar är gjorda på höger respektive vänster lår, där mätningarna på vänster lår är speglade. Notera de stora amplitudskillnaderna mellan mätningarna



Figur 4.16: Transmissionsamplitud för S-parameter **S4_5** för mätningar gjorda på höger respektive vänster lår

4.3 Mätresultat från mätningar på fantomer

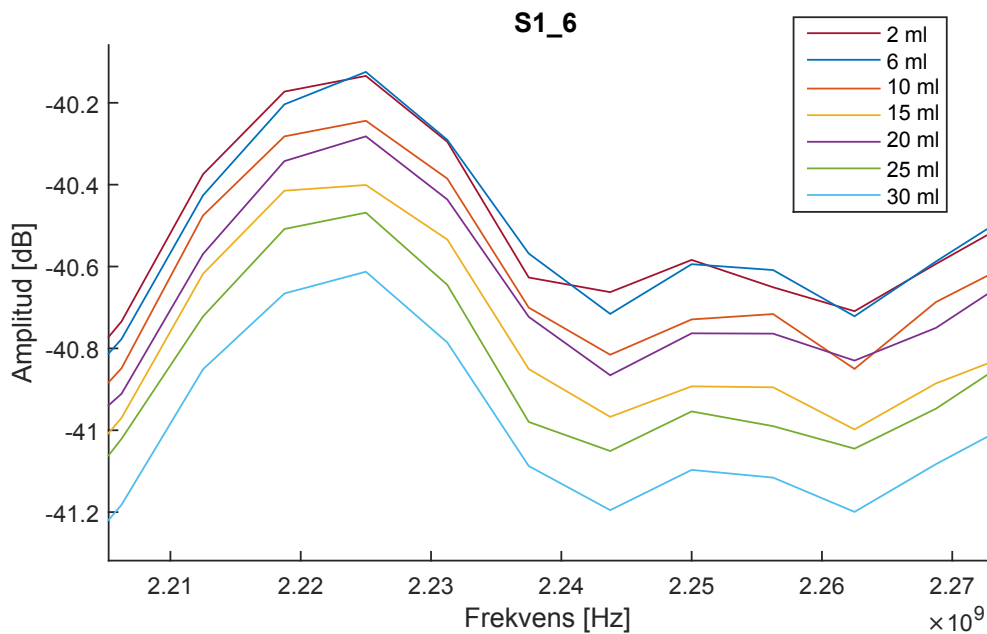
Här beskrivs de resultat då mätningar utfördes på en lårfantom innehållande olika blodfantomer samt olika mängder blodlösning. Resultatet visualiseras med hjälp av grafer för transmissionsamplituden för olika S-parametrar. Klassificering av olika blodpolymer har utförts då lårfantomen varit stationär samt då den flyttats mellan mätningarna.

4.3.1 Stationär lårfantom med blodfantomer

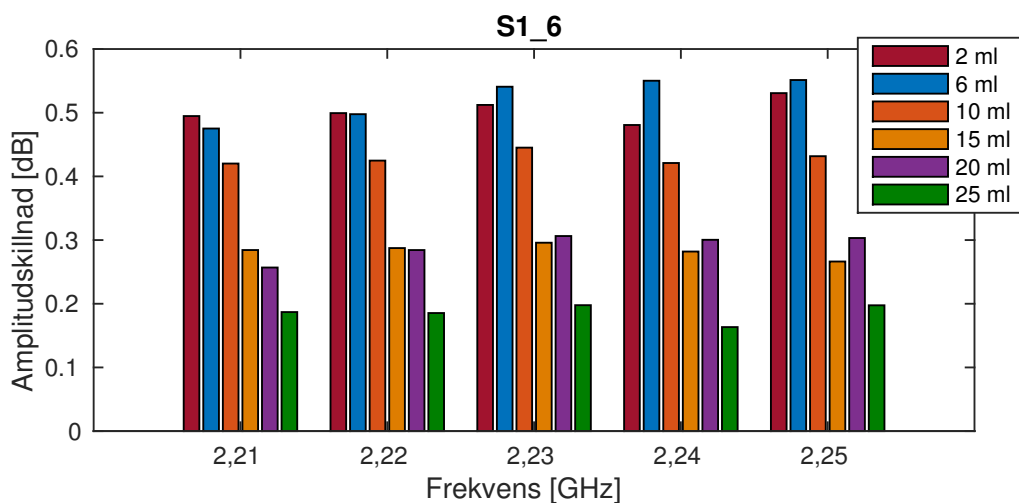
I Figur 4.17 finns ett visst mönster där de olika storlekarna av blodfantomer kan skiljas från varandra. Figuren visar medelvärde av fem mätningar med tre repetitioner av varje mätning. Mellan mätningarna gjordes en liten förflyttning av blodfantomen. Dessa mätningar utfördes för varje framtagen storlek på blödning. En skillnad i amplitud på ungefär 0,5 dB mellan största och minsta blödning kan ses i figuren. Grafen över hela frekvensintervallet kan ses i Figur B.2 samt graf för en S-parameter med likande mönster i Figur B.1 i Appendix.

I Figur 4.18 visas amplitudskillnaden mellan 30 ml blödning och övriga blödningsstorlekar i dB för ett antal frekvenser. Som störst är skillnaden mellan 2 ml och 30 ml blödningsstorlek 0,5 dB. Figuren uppvisar ett relativt linjärt förhållande mellan blödningsstorlek och transmissionsamplitud. För ett större frekvensintervall för samma S-parameter hänvisas till Figur B.4 i Appendix. För en annan S-parameter hänvisas till Figur B.3.

För att få en uppfattning om variationen i mätningarna jämförs storleken av mätningarnas standardavvikelse med deras medelvärde för några givna blödningsstorlekar i Figur 4.19. Notera överlappet mellan mätklasserna som beror på variationen mellan mätningarna. För att kunna göra tydlig skillnad mellan mätklasserna vore det önskvärt att deras respektive medelvärden ligger utanför variationen hos de andra mätklasserna. Samma graf med större frekvensintervall kan ses i Figur B.7 i Appendix.

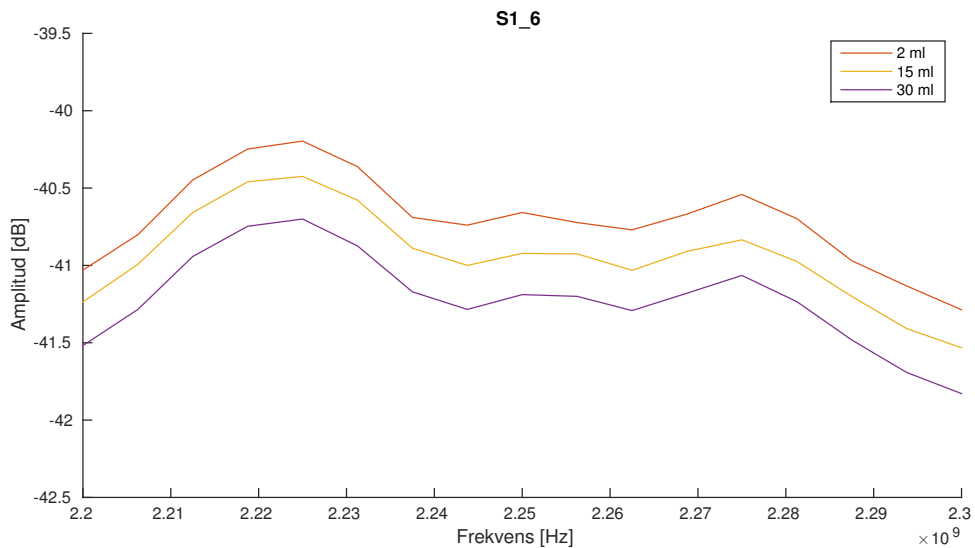


Figur 4.17: Medelvärdet för transmissionsamplituden inom ett visst frekvensintervall av fem mätningar för samtliga storlekar på blödningar. Kurvorna ligger i storleksordning förutom för ett par undantag

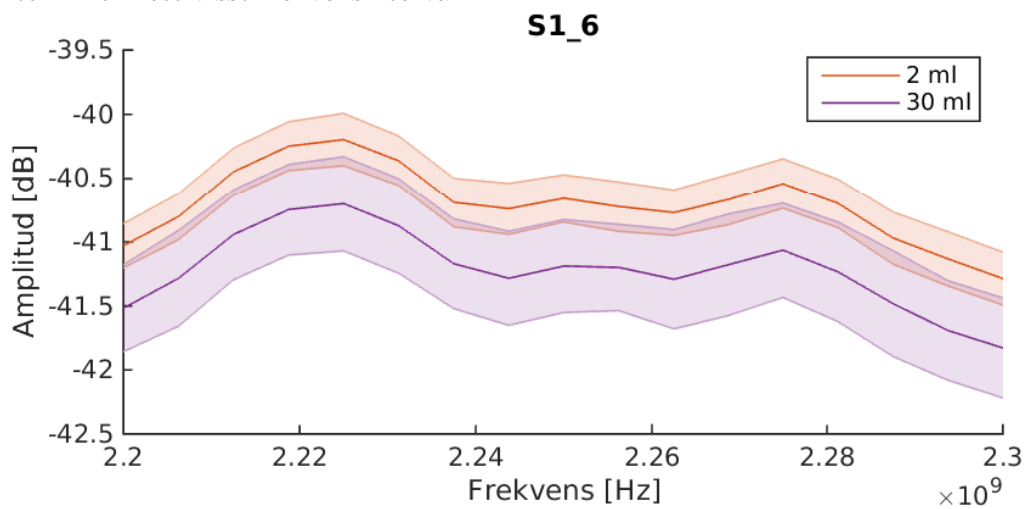


Figur 4.18: Amplitudskillnad i dB mellan uppmätta transmissionamplituden för 30 ml blödning och övriga blödningsstorlekar för några utvalda frekvenser. Som störst är amplitudskillnaden mellan 2 ml och 30 ml blödningsstorlek ungefär 0,5 dB

4. Resultat



(a) Medelvärde för alla mätningar för några givna blödningsstorlekar vid stationär lårfantom inom ett visst frekvensintervall



(b) Medelvärde och standardavvikelse som skuggat område för alla mätningar för några givna blödningsstorlekar vid stationär lårfantom inom ett visst frekvensintervall

Figur 4.19: Medelvärde och standardavvikelse för transmissionsamplituden för alla mätningar och några givna blödningsstorlekar. Notera att mätklasserna är ganska separerade, det finns dock ett visst överlapp i standardavvikelserna

Tabell 4.1: Konfusionsmatris för det bästa klassificeringsresultatet vid stationär lårfantom med flyttade blodfantomer. I denna korsvalidering klassificerades 37 av 49 mätningar korrekt, vilket motsvarar ungefär 76%

		Förutspådd						
		2 ml	6 ml	10 ml	15 ml	20 ml	25 ml	30 ml
Faktisk	2 ml	6	0	0	1	0	0	0
	6 ml	1	3	2	1	0	0	0
	10 ml	0	0	6	1	0	0	0
	15 ml	0	1	0	6	0	0	0
	20 ml	0	1	0	0	4	2	0
	25 ml	0	0	0	0	1	6	0
	30 ml	0	0	1	0	0	0	6

Tabell 4.2: De S-parametrar som gav flest antal korrekta klassificeringar för en stationär lårfantom med flyttade blodfantomer. Totalt var det 49 mätningar i denna klassificering

S2_14	S4_14	S9_14	S1_4	S3_14	S1_14	S6_14	S6_11
34	33	29	29	28	28	27	27

4.3.2 Klassificering av stationär lårfantom

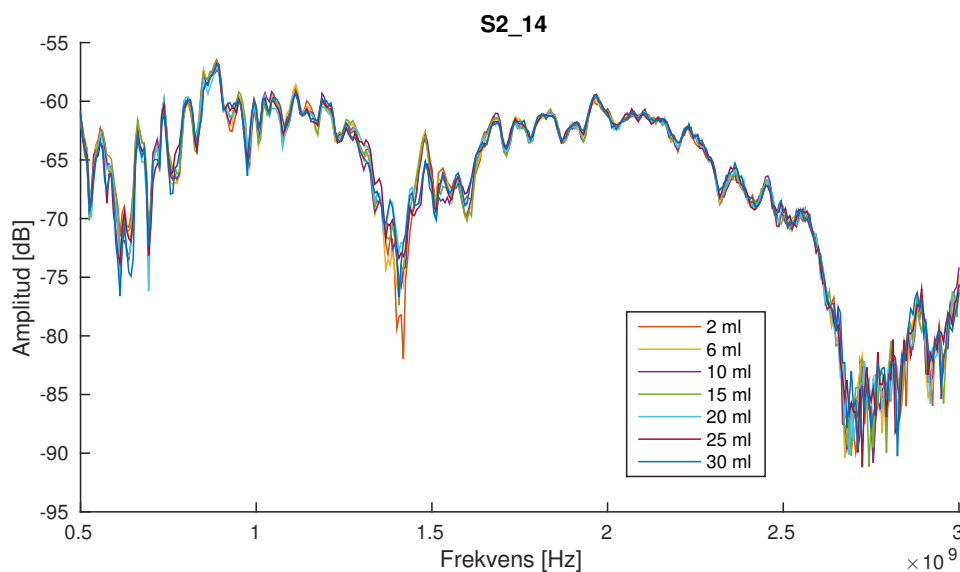
För att finna den kombination av S-parametrar som gav bäst klassificeringsresultat användes algoritmen beskriven i avsnitt 3.7.3. I tabell 4.2 ses vilka S-parametrar som gav flest korrekta klassificeringar. Den bästa S-parametern fanns vara **S2_14** som ritas upp i Figur 4.20. I denna S-parametern finns inget tydligt mönster att urskilja med blotta ögat.

I tabell 4.3 ses antal korrekta klassificeringar mot antalet bästa S-parametrar i klassificeringen. S-parametrarna inkluderas i samma ordning som i tabell 4.2. Den bästa klassificeringen erhöles då sex eller sju S-parametrar användes. Då sammanlagt 105 unika S-parametrar mäts i varje mätning är det uppenbart att många av dessa inte tillför något till resultatet.

För mätningarna på stationär lårfantom fanns alltså att det bästa klassificeringsresultatet erhöles då S-parametrar **S1_14**, **S3_14**, **S1_4**, **S9_14**, **S4_14** och **S2_14** användes för klassificering. I konfusionsmatris 4.1 presenteras resultatet av denna klassificering. Vid denna klassificering klassades 37 av 49 mätningar korrekt, vilket motsvarar ungefär 76%.

Tabell 4.3: Antal S-parametrar i klassificeringen för en stationär lårfantom med flyttade blodfantomer mot antal korrekta klassificeringar. S-parametrarna inkluderas i samma ordning som tabell 4.2. Totalt var det 49 mätningar i denna klassificering

Antal S-parametrar	1	2	3	4	5	6	7	8	...	102
Korrekta klassificeringar	34	36	32	34	32	37	37	35	...	17



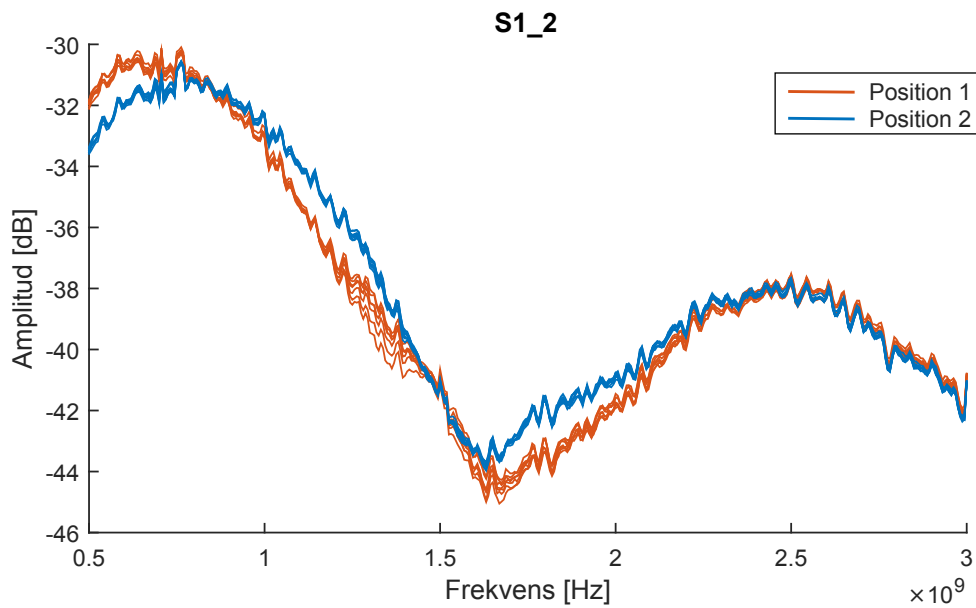
Figur 4.20: Denna S-parameter gav flest korrekta klassificeringsresultat vid stationär lårfantom. Grafen visar beräknade medelvärden för alla mätningar i varje mätklass

4.3.3 Mätresultat från lårfantom som flyttats mellan mätningarna

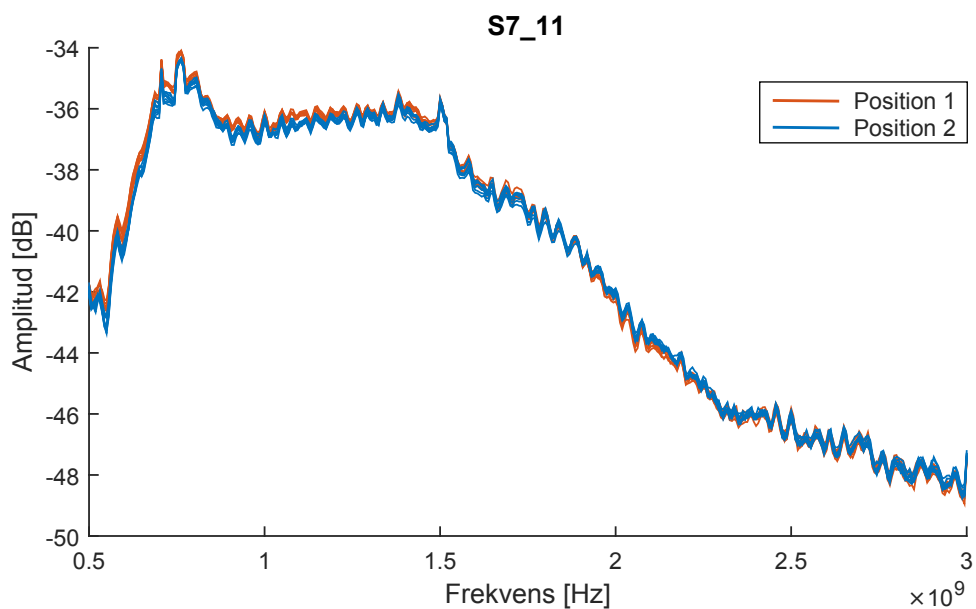
Mellan vissa antennpar går det att se en tydlig skillnad på S-parametrarna då lårfantomen flyttats. Detta illustreras i Figur 4.21 där det kan skilja upp till 2 dB mellan S-parametrarna vid vissa frekvenser. Mellan andra antennpar är skillnaderna näst intill obefintliga vilket kan ses i Figur 4.22. Dessa resultat visar på att det är svårt att jämföra två mätningar med varandra där lårfantomen flyttats mellan mätningar, om man inte mäter flera gånger på varje position och därefter tar ett medelvärde.

Samma relation kan påvisas även för uppmätta värden från enskilda blödningsstorlekar. Figurerna 4.25a och 4.25b illustrerar fantommätningar med standardavvikelse för blödningsstorlek 30 ml. Dessa grafer visar att det uppstår amplitudskillnader för vissa antennpar medan signalerna sammanfaller för andra. För en blödningsstorlek på 2 ml kan liknande observationer göras enligt figurerna 4.25c och 4.25d. För att få en uppfattning om variationen i mätningarna jämförs storleken av mätningarnas standardavvikelse med deras medelvärde för några givna blödningsstorlekar i Figur 4.23. Notera det större överlappet mellan mätklasserna jämfört med Figur 4.19.

Genom att integrera reflektionsamplituder över hela frekvensspannet kan en uppfattning fås om hur kraftiga reflektionerna är. En kraftig reflektion kan tyda på dålig kontakt mellan antenn och lårfantom. I Figur 4.24 har amplituden för alla S-parametrar som motsvarar reflektioner integrerats och medelvärdesbildats över alla mätklasser för de flyttade fantommätningarna. I figuren ses att amplituden för **S1_1**, **S2_2** och **S6_6** ligger något över de övriga S-parametrarna och skulle kunna tyda på att antenner 1, 2 och 6 har något sämre kontakt mot lårfantomen.

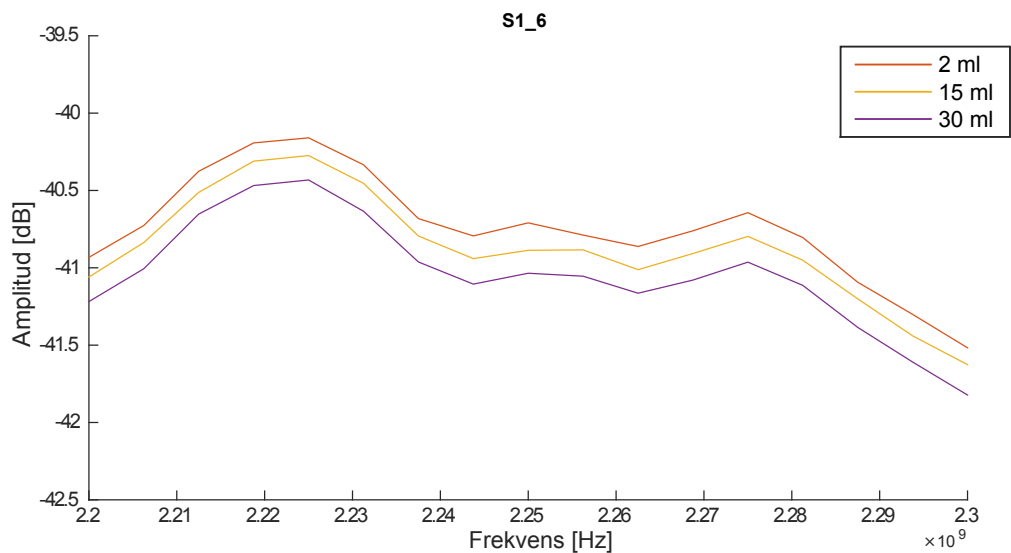


Figur 4.21: Stora skillnader hos transmissionsamplituden för S-parameter **S1_2** efter ändring av lårfantomens position, alla storlekar på blödningar. De röda kurvorna är position 1 och de blåa position 2

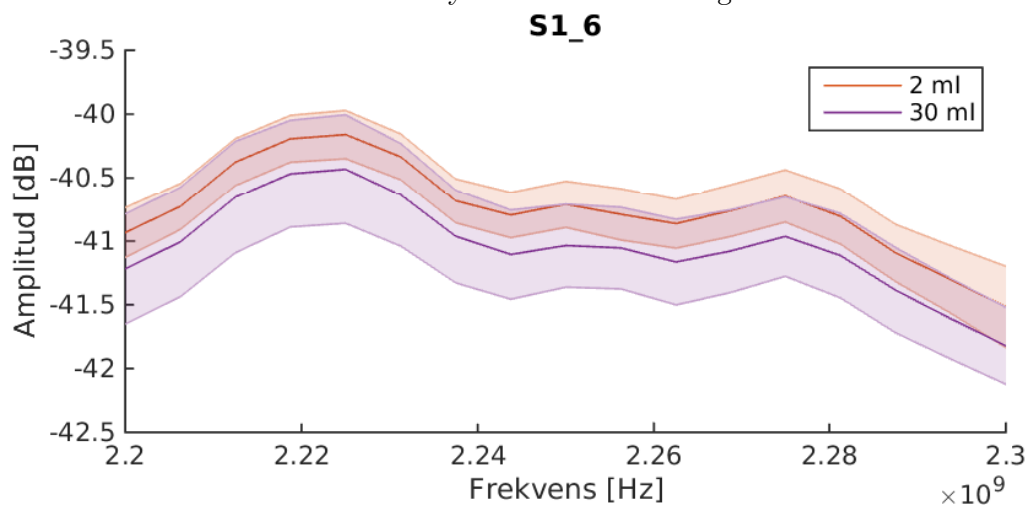


Figur 4.22: Små skillnader hos transmissionsamplituden för S-parameter **S7_11** efter ändring av lårfantomens position, alla storlekar på blödningar. De röda kurvorna är position 1 och de blåa position 2

4. Resultat

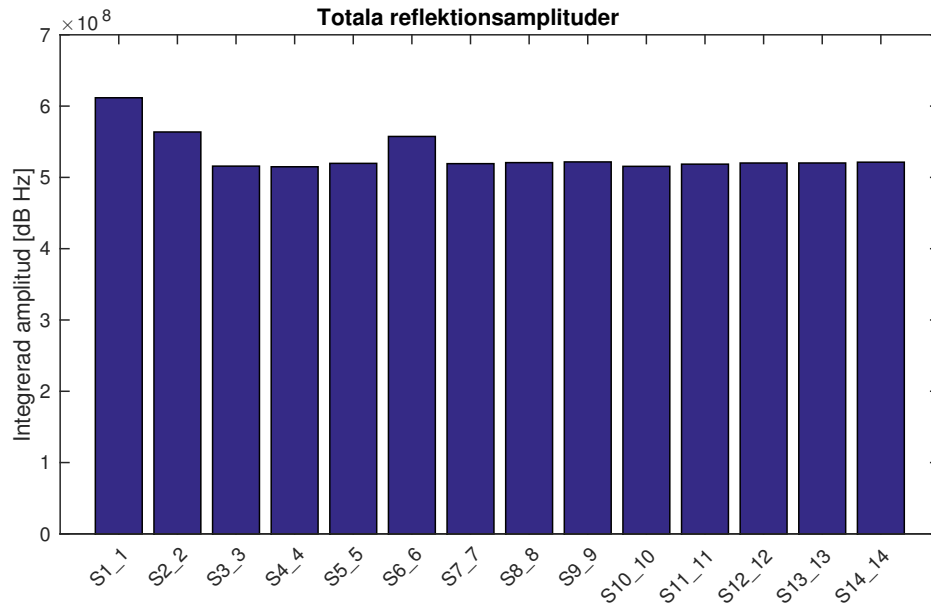


(a) Medelvärde för alla mätningar och några givna blödningsstorlekar inom ett visst frekvensintervall för lårfantom som flyttats mellan mätningar

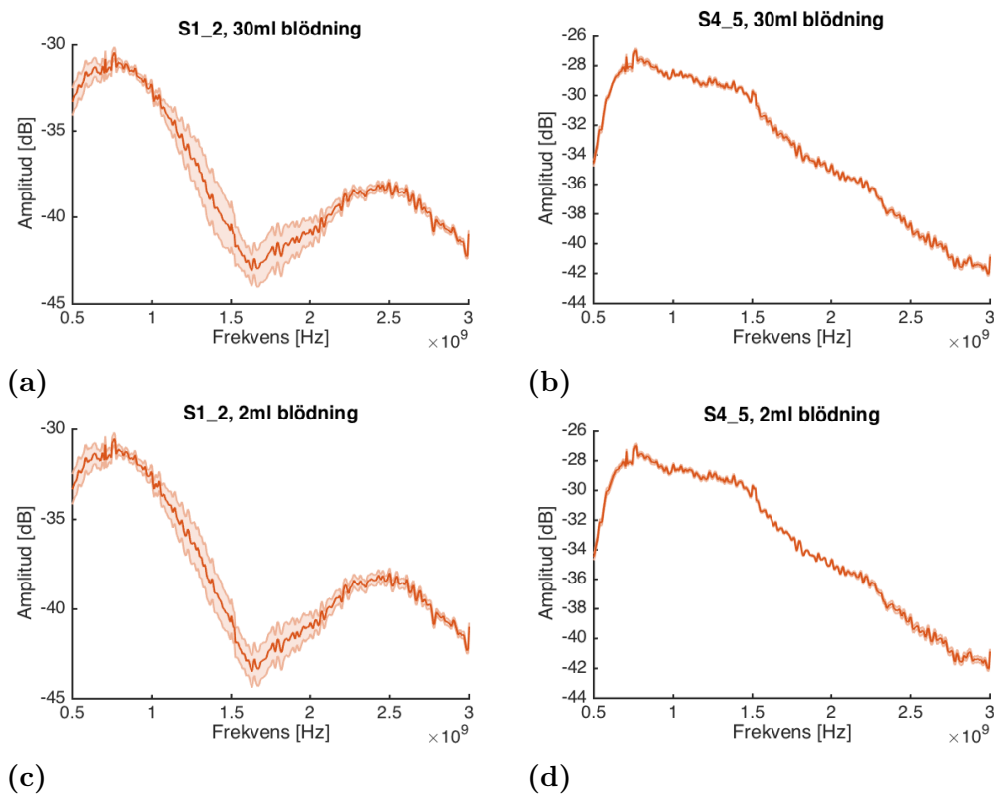


(b) Medelvärde och standardavvikelse som skuggat område för alla mätningar och några givna blödningsstorlekar inom ett visst frekvensintervall för lårfantom som flyttats mellan mätningar

Figur 4.23: Medelvärde och standardavvikelse av transmissionsamplituden för alla mätningar och några givna blödningsstorlekar. Notera att det finns ett stort överlapp mellan mätklasserna



Figur 4.24: Histogram som visar total integrerad reflektionsamplitud medelvärdesbildad över alla mätklasser för när lårfantomen flyttats mellan mätningarna



Figur 4.25: Standardavvikelse av alla positioner för två olika S-parametrar för respektive blödningsstorlek. Parametern **S1_2** har en standardavvikelse på cirka 1 dB för båda storlekarna, medan för **S4_5** är den cirka 0,15 dB

Tabell 4.4: *Konfusionsmatris för det bästa klassificeringsresultatet vid lårfantom som flyttats mellan mätningarna*

		Förutspådd						
		2 ml	6 ml	10 ml	15 ml	20 ml	25 ml	30 ml
Faktisk	2 ml	6	4	2	1	0	0	0
	6 ml	3	5	3	1	1	0	0
	10 ml	1	3	4	3	2	0	0
	15 ml	0	1	4	5	2	1	0
	20 ml	0	1	1	2	4	5	0
	25 ml	0	0	0	2	6	5	0
	30 ml	1	1	2	0	3	0	6

4.3.4 Klassificering av lårfantom som flyttats mellan mätningarna

På samma sätt som för den stationära lårfantomen användes algoritmen beskriven i avsnitt 3.7.3 för att finna de S-parametrar som gav bäst klassificeringsresultat. För mätningarna på lårfantomen som flyttats mellan mätningarna visade det sig att det bästa klassificeringsresultatet erhöles då två stycken S-parametrar användes, nämligen **S4_14** och **S2_14**.

I Tabell 4.4 presenteras konfusionsmatrisen av den LOO-korsvalidering för klassificeringen som presterade bäst. Vid denna klassificering klassades 35 av 91 mätningar korrekt, vilket motsvarar ungefär 38%. Notera dock i konfusionsmatrisen att många av felklassificeringarna hamnar i närliggande klasser, vilket ändå tyder på ett mönster i klassificeringen.

Notera att repetitionerna under dessa mätningar på grund av den stora datamängden inte är rensade från mätstörningar vilket kan ge upphov till ett sämre klassificeringsresultat än om datan vore störningsfri.

4.3.5 Mätresultat från lårfantom med blodlösning

Resultatet av dessa mätningar visar att det för de flesta antennpar är svårt att hitta något mönster i S-parametrarna. Istället angreps datan med hjälp av klassificering, varpå ett mönster kunde utläsas i tabell 4.5. Precis som vid klassificeringen av lårfantom som flyttats mellan mätningar hamnade felklassade mätningar i de närliggande klasserna.

Tabell 4.5: Konfusionsmatris för klassificering på olika koncentrationer av blodlösning i lårfantom

		Förutspådd					
		0%	20%	40%	60%	80%	100%
Faktisk	0%	3	0	0	0	0	0
	20%	0	1	1	1	0	0
	40%	0	0	3	0	0	0
	60%	0	0	1	2	0	0
	80%	0	0	0	1	1	1
	100%	0	0	0	0	2	1

5

Diskussion

Under projektets gång har stora mängder mätdata samlats in och det var långt ifrån lätt att välja vilka få exempel som fick hamna i rapporten. I det här kapitlet diskuteras varför vissa resultat presenteras och vad de betyder, både för de enskilda experimenten och för det övergripande sammanhanget. Vidare beskrivs problem och svårigheter som dykt upp under projektets gång och det diskuteras hur dessa hinder skulle kunna överkommas i framtida forskning.

5.1 Utvärdering av mätresultat

Här resoneras det kring de resultaten som de olika mätsituationerna har frambringat och utvärderar vad dessa betyder för vad som önskas åstadkommas. Klassificering av lårfantomens diskuteras och vad dessa resultat innebär för ett verkligt lår.

5.1.1 Utvärdering av repeterbarhet

Utifrån de 40 mätningarna som utfördes på testpersonens högra lår kunde mätningarnas repeterbarhet studeras. Exempel på en S-parameter visas i Figur 4.3, vilket visar att mätningarna varierar mycket mellan repetitionerna. Detta indikerar att den S-parametern inte är jättebra då den inte klarar av att repetera mätningarna likadant vilket till exempel kan bero på ett luftgap som bildats mellan antenn och lår.

Figur 4.4 visar däremot en betydlig mindre avvikelse. För att tydligt kunna uppmäta fenomen i benet är det önskvärt att fenomenet ger större skillnader i mätdata än denna standardavvikelse mellan mätningarna. De S-parametrarna som har små standardavvikelser är alltså bättre att använda än andra vid en klassificering. Detta då en liten standardavvikelse, det vill säga mindre variationer, oftast är fördelaktigt.

För att få en uppfattning om detta är en godtagbar standardavvikelse för mätningarna kan resultatet jämföras med standardavvikelsen för lårfantomens som flyttas mellan mätningarna. En sådan jämförelse görs i Avsnitt 5.1.6 om klassificering av lårfantom.

5.1.2 Trender hos S-parametrar under vila

I Figur 4.13b syns en trend över vad som händer mellan första och andra mätningen när en testperson bara sätter sig och sitter still i benskenan. Samma trend, fast med avsevärt högre amplitud, kan ses i Figur 4.13a mellan en första mätning vid maxpuls och en påföljande mätning vid något lägre puls. Detta visar att det finns ett samband mellan S-parametrarna och hur länge en testperson suttit i benskenan, trots att ingen särskild förutsättning ändras. Vi ser också att trenden liknar den för när pulsen ändras. Detta kan tyda på att något blodflöde i låret stoppas när en testperson sitter i benskenan och en del av låret till följd får aningen mer eller mindre blod. Trenden syns dock bara för två eller tre mätningar efter att en testperson satt sig, vilket tyder på att det förändrade blodflödet stabiliseras efter en liten stund. Det kan därför vara en fördel att låta testpersoner sitta i benskenan en eller ett par minuter innan mätningar påbörjas.

5.1.3 Korrelation mellan mätdata och fysisk aktivitet

Resultaten från mätningar vid varierad puls stärker hypotesen att S-parametrarna har en korrelation till pulsen på testpersonen. I Figur 4.5 presenteras data från mätningar på fem testpersoner bearbetade med referensmätningar. I figuren syns ett tydligt grafiskt samband mellan kurvorna och pulsnivån. Om det är en ökad blodvolym i benet som påverkar mätresultaten, ger det en indikation att man på samma sätt kan se en blödning i benet.

Det går dock inte att utesluta att det är andra förändringar i benet som detekteras. Till exempel skulle muskulaturens form kunna spela in. När musklerna har ansträngts är det möjligt att de är spända och sedan gradvis slappnar av när de tillåts vila. Om musklerna då ändrar form en aning bör det betyda att gränssytor mellan muskel och annan vävnad flyttar på sig, vilket spelar roll för hur de elektromagnetiska vågorna sprids. En annan faktor som misstänktes kunna ligga bakom trenderna var svett mellan låret och antennerna. Om en testperson inleder en mätning med maxpuls och sedan fortsätter svettas medan pulsen sjunker kan det successivt samlas mer svett mellan huden och antennerna. Detta kan eventuellt påverka transmissionen från antennerna eftersom det blir mindre risk för luftgap.

Slutligen spekulerades det i om någon annan faktor än blod även kunde få de dielektriska egenskaperna i låret att ändras. Till exempel skulle det kunna finnas ett temperaturberoende som detekteras när musklerna gradvis svalnar av efter ansträngning. Musklernas kemiska sammansättning, till exempel koncentrationen av mjölksyra, skulle eventuellt också kunna påverka de dielektriska egenskaperna.

Storleksordningen på variationen i pulsmätningarna var i flera fall större än den förändring i mätresultaten som uppmättes vid en blödning. Någon slags referensmätning skulle kunna förenkla analys av datan. Dessa naturliga faktorer och variansen som kommer från dem undviks helt vid fantommätningarna och kommer bli en extra utmaning vid klassificering av blödningar på verkliga testpersoner.

En liknande trend som vid maxpulsmätningarna kan ses vid belastningsmätning enligt Figur 4.11a, dock med mindre amplitudsvängningar. Samma mönster kan bero på att testpersonens puls har haft inverkan på mätdatan. Eftersom endast tre mätningar utfördes hade det behövts fler för att urskilja om belastning av muskeln resulterar i någon mätbar skillnad mot enbart höjd puls.

5.1.4 Potentialen hos spegling av lår som referens

Figur 4.15 åskådliggör mätningar på både höger och vänster lår, då spegling av mätningarna utförts på det vänstra låret. Hypotetiskt borde dessa två mätningar se likadana men som kan ses i figuren finns en amplitudskillnad som är ganska stor vid vissa frekvenser.

Skillnaderna kan bero på att höger och vänster lår kan ha olika egenskaper, det vill säga en annan geometrisk uppbyggnad av både muskler, fett och blod. Detta i sin tur kan påverka mikrovågorna i olika grad och dess transmission genom låret, beroende på vilket lår man mäter på. En annan och troligare tanke är att den utrustningen som har använts haft en inverkan på resultatet. Tidigare resultat visar att böjning av kabeln påverkar mätresultaten kraftigt. Varje kabel är fastsatt på baksidan av antennkonstruktionen på olika sätt och sitter därmed inte exakt likadant jämfört med varandra. Detta gör då att en spegling inte blir möjlig då ena halvan av antennkonstruktionen inte är exakt identisk med den andra.

Figur 4.16 visar ett exempel på en S-parameter när mätningar gjorda på det vänstra låret inte var speglade. Här kan man se en mindre amplitudskillnad i jämförelse med Figur 4.15 som visar samma S-parameter där mätningarna på vänster låret speglats. Detta indikerar att mätresultatet i hög grad beror på karaktär hos mätutrustningen.

Den enkla metoden att spegla antennerna verkar alltså inte tillräcklig för att kunna använda det andra benet som referens. Vissa S-parametrar visar likheter mellan höger och vänster ben utan spegling och skulle eventuellt kunna användas som referens utan vidare behandling, men antagligen behövs mer raffinerade algoritmer för att på ett pålitligt sätt kunna använda det andra benet som referens. Till exempel skulle någon slags kalibrering kunna implementeras för att innan mätningarna göra så att ena halvan av antennkonstruktionen ger samma mätvärden som andra halvan.

5.1.5 Tolkning av resultat från fantommätningar

Utifrån flera av mätningarna på stationär lårfantom kunde blödningar tydligt urskiljas från varandra för vissa S-parametrar. Detta illustreras i både Figur 4.17 och Figur 4.19a. I dessa figurer visas medelvärden av flera mätningar för alla blodstorlekar, där blodfantomerna har flyttats mellan mätningarna. Om däremot enskilda mätningar studeras för olika blödningsstorlekar blir det svårt att hitta något mönster, eftersom S-parametrarna kan variera mycket. Det hade alltså varit väldigt svårt

att bara ta en mätning på en blödning och därefter jämföra den med tidigare mätningar och rent visuellt hitta tydliga skillnader i S-parametrarna som visar vilken storlek det är på blödningen. Här har klassificeringsalgoritmen en stor fördel då den tar hänsyn till datan från flera S-parametrar samtidigt och kan finna mönster som ej är möjliga att urskilja med blotta ögat.

En lårfantom och tillhörande blodfantomer gav möjlighet till en mycket kontrollerbar mätsituation. Därför var det möjligt att hela tiden veta vilken aktuell storlek på blödningen man mätte på och sedan kunna korrelera det till den mätdata som genererades. Till skillnad från mätningar på ett faktiskt ben behövs det inte spekuleras kring ifall mätobjektet rört sig under mätningens gång. Eftersom mätningar på en fantom kan ske mycket kontrollerat och utan eventuella mätfel på grund av rörelse i benskenan, kan dessa mätningar fördelaktigt användas för att göra långa mätserier i syfte att generera stora och noggranna datamängder.

Ett problem som uppstår i samband med ackumuleringen av dessa stora mängder mätdata är det sinuskaraktäristiska mätfel som uppkommer med jämna mellanrum. Vid en mindre mängd insamlad data är det oftast rimligt att manuellt titta igenom mätdata för att sedan plocka bort mätningar med störningar, men med massiva datamängder blir detta inte längre ett gångbart alternativ. På grund av detta får felen i större datamängder låtas finnas kvar och löpa igenom de analyser som görs på datan, varvid de felaktiga mätningarnas närvaro får ha i åtanke vid inspektion av resultaten. Så var fallet i mätningarna där lårfantomen flyttades mellan mätningar, dessa mätningar gav upphov till så stor mängd data att mätstörningarna alltså ej har kunnat rensas bort.

Enligt figurer 4.25a och 4.25c resulterade ändring av lårfantomens position till stor standardavvikelse för S-parameter **S1_2**. Däremot visar figurer 4.25b och 4.25d att **S4_5** har betydligt mindre standardavvikelse. Ett liknande samband har kunnat observerats från repeterbarhetsmätningarna där testpersoner fick placera låret i benskenan för att sedan lyfta och placera det på nytt. Orsaken misstänktes vara att motsvarande antennpar för **S1_2** satt ute i kanten på benskenan och därmed nära lårfantomens ände. Detta skulle då innebära att en stor gränsyta mellan lårfantom och luft satt nära antennparet och förändrade spridningen även vid små förflyttningar. Om däremot S-parametern **S4_5** i Figur 4.25b studeras ses att den ger stabila mätvärden, trots att det antennparet också sitter nära lårfantomens ände. Därför drogs slutsatsen att det inte berodde på detta.

En annan orsak som misstänktes ligga bakom skillnaderna var huruvida det fanns luftgap mellan lårfantomen och någon av antennerna. Ett luftgap orsakar låg transmission i antennerna och därmed även hög reflektion. I Figur 4.24 ses att både antenn 1 och 2 mycket riktigt har en relativt hög reflektion och därför är det rimligt att anta att den inte låg så tätt intill lårfantomen. När lårfantomen sedan flyttades kunde luftgapet växa eller minska och därmed orsakat stora variationer i mätdata.

5.1.6 Klassificering av lårfantom

Klassificering av fantommätningar möjliggör detektering av olika blödningsstorlekar där skillnader inte kan ses med blotta ögat. Klassificeringar som blivit felaktiga har ändå klassificerats i de närliggande klasserna. Enligt tabellerna 4.4 och 4.5 kan klassificeringsalgoritmen klassificera blödningsarna efter större och mindre, men inte alltid helt rätt i de specifika storlekarna. Resultatet skulle dock med högsta sannolikhet förbättras av att använda mer träningsdata. För mätningarna på lårfantomen gjordes högst fem mätningar för varje klass, vilket är i underkant av den mängd som krävs för en lyckad klassificering.

Trots en liten mängd uppmätt träningsdata tog ändå mätsessionerna större delen av en arbetsdag. För att samla in data för en och samma klassificering över loppet av flera dagar hade det krävts att all mätutrustning fick stå kvar och absolut inte röras mellan gångerna, något som inte kunde garanteras. Själva mätproceduren i sig skulle definitivt kunna bli mer tidseffektiv. Under mätningarna togs tre repetitioner för varje mätning, något som kanske inte hade behövts alls om mätutrustningen var stabila och inte levererade dålig data ibland.

Ett annat sätt att effektivisera mätningarna skulle kunna vara att vara mer selektiv med vilka parametrar som mäts. I Tabell 4.3 ses att fler S-parametrar i klassificeringen inte nödvändigtvis medför bättre klassificering. Det var stor skillnad på kvaliteten hos S-parametrarna ur ett klassificeringsperspektiv, vilket kan ses i Tabell 4.2. Alltså samlades en betydande mängd data in som enbart försämrade klassificeringen om den inkluderades och därför bara var helt överflödigt. Här hade arbete kunnat läggas för att identifiera de S-parametrar som faktiskt är relevanta för mätresultatet och göra noggrannare mätningar av enbart dessa.

S-parametern som presterade bäst när den ensam användes för klassificering såg förvånande nog ofta relativt ointressant ut med blotta ögat. Den bästa parametern från klassificeringen av den stationära lårfantomen ses i Figur 4.20, i vilken det är svårt att se uppenbara trender. Detta visar på klassificeringsalgoritmens kapacitet att detektera de mest subtila skillnaderna i mätdatan. Det är också möjligt att S-parameterns komplexa data bidrar med mycket användbar information, vilket inte syns i en graf över transmissionsamplituden. Vid en klassificering av den stationära lårfantomen testades att helt slänga all komplex data och bara klassificera med amplituden på S-parametrarna. 34 av 49 mätningar klassificerades då korrekt, vilket var något sämre än 36 av 49 då komplex data användes.

Försök gjordes även på att begränsa frekvensintervallet för klassificeringen. Alla sådana försök gav sämre klassificeringsresultat än då hela frekvensspektrat användes för klassificering, vilket tyder på att det finns användbar mätdata över hela frekvensspannet.

Mätningar på lårfantomen när den flyttades mellan mätningarna gjordes för att ge experimentet en naturlig variation i mätdatan. Exempel på standardavvikelser för en sådan återplacering ses i Figur 4.23b för tre olika blödningsstorlekar. Standardavvikelsen ligger ungefär i intervallet 0,3 – 0,5 dB. Dessa kan sedan jämföras med standardavvikelsen i Figur 4.4 för en testperson som sätter sig i benskenan upprepa-

de gånger, vilken är ungefär 0,4 dB. Detta antyder att klassificeringen på lårfantomen som flyttats mellan mätningar kan vara jämförbar med simulerade blödningar i ett verkligt lår. I det fallet klassificerades enligt tabell 4.4 38% av mätningarna korrekt, vilket kan jämföras med 76% i fallet med stationär lårfantom. Som tidigare har nämnts ligger dock de felaktiga klassificeringarna i närheten av den verkliga mätklassen och med grövre indelning av mätklasserna hade antagligen klassificeringsresultatet förbättrats markant. Resultatet tyder alltså på att den naturliga variationen mellan mätningarna på en testperson bör vara små nog för att möjliggöra en klassificering med gott resultat.

En svårighet som inte alls undersöktes med lårfantomen var variationer i dess utseende. Verkliga lår skiljer sig mycket i till exempel omkrets, längd, muskelmassa och mängd fett. Dessa faktorer kommer i högsta grad bidra med variationer då träningsdata samlas in på en stor mängd testpersoner. Experimenten på lårfantomen motsvarade således att träningsdata enbart samlades in på en och samma person, vilket inte är rimligt i ett verkligt scenario.

5.2 Ackumulering av träningsdata

En stor begränsning under projektets gång har varit de stora skillnader i mätresultaten mellan mättillfällena som finns. Dessa skillnader beror på mätutrustningens utformning och omöjliggör insamling av mätdata som är jämförbar mellan mättillfällena. Detta har gett en begränsning i mängden träningsdata till den mängd data som är möjlig att samla in under ett mättillfälle och dessutom gjort det svårt att göra rättvisa jämförelser av mätdata från olika tillfällen.

En enkel funktion för att studera skillnaden i transmissionsamplitud mot en referensmätning konstruerades för att kunna visualisera trender i mätdata. Denna funktion är dock inte ideal eftersom den förkastar fasinformationen i mätningarna, information som är användbar för klassificeringen.

Här hade det varit till stor hjälp med någon form av integrerad mätutrustning utan rörliga kablar som gör det möjligt att få liknande mätresultat mellan mättillfällena. Om inte detta är möjligt bör ett alternativ vara att konstruera en mer raffinerad referensalgoritm som med hjälp av en känd referensmätning kan normalisera mätningarna. Denna referensmätning hade i sin enklaste variant kunnat vara en luftmätning där en mätning utförs med tom mätutrustning. Ett annat alternativ är att ha någon slags kalibreringsfantom som ger kända värden för alla S-parametrar.

5.3 Tillverkning av lårfantom

En lårfantom skapades först efter det recept som beskrivs i fjolårets kandidatarbete. Ytan på lårfantomen blev dock mycket ojämn och den var fylld med luftbubblor.

Detta kan ändra lårfantomens dielektriska egenskaper och därmed ha en stor påverkan på resultatet. Fantomen var dessutom så stel att den inte formade sig riktigt efter bensknan och det var svårt att få ordentlig kontakt mellan lårfantom och antenner.

Eftersom den första lårfantomen blev misslyckad skapades en ny efter receptet i Tabell 3.1, denna gång med en mindre mängd agar. Mängden agar minskades för att göra lårfantomen mer flexibel och formbar, för att förbättra kontakten med antennerna. Den nya lårfantomen blev bättre än den första då den innehöll få luftbubblor. Det fanns fortfarande vissa gap mellan lårfantomen och antennerna men betydligt mindre jämfört med tidigare lårfantom. Mätningar gjordes därmed på den andra lårfantomen.

5.4 Faktorer som påverkat mätresultatet

De sinuskaraktäristiska mätstörningarna som uppkom med jämna mellanrum var en utstickande typ av mätfel, eftersom det inte handlade om små störningar, utan hela enskilda mätvärden som blev påverkade (se Figur 4.2). Efter att initialt ha tittat närmare på dessa fel så tycktes de inte ske helt slumpmässigt, utan verkade uppkomma oftare på vissa portar på switchen. När det var antecknat vilka portar som hade större tendens för upphov till fel prövades olika portkombinationer som gav den minsta mängden sinusvågspel. Den bästa portkombinationen i mån av mätfel verkade vara att ha antenn 1 till 14 kopplade till nätverksport 10 till 23, förutom antenn 3 som var kopplad till port 1. Det uppkom fortfarande i en mindre mån mätfel med sinuskaraktäristik, men kunde inte i samma utsträckning längre kopplas till specifika portar som tidigare.

Den ytterst minimala signalpåverkan som kunde ses vid testet med en mobiltelefons närvaro under mätning bedömdes generellt inte vara något som skulle kunna påverka mätresultaten. Detta eftersom störningen var så minimal och hela situationen med mobiltelefonen var mycket framtvingad och skulle orimligen kunna uppstå under en riktig mätning.

5.4.1 Problem med kalibrering

Efter jämförelse med mätresultat från förra årets arbete upptäcktes det att de mätningar som genomförts uppvisade andra mönster på reflektionsparametrarna än tidigare. Denna avvikelser kan bero på problem med mätutrustningens kalibrering. Det var rekommenderat att utföra ny kalibrering för varje nytt mättillfälle, men då förutsättningarna var desamma för flera mättillfällen ansågs detta inte vara nödvändigt. Kalibreringsfelet upptäcktes dock sent under projektets gång och tid för ny insamling av mätdata fanns inte. Transmissionparametrarna såg dock riktiga ut och de ansågs därför vara tillräckligt bra för vidare analys. Även trender i reflektionsparametrarna bedöms vara korrekta då det bara bör vara den absoluta formen på reflektionskurvan som påverkas, inte den relativa skillnaden mellan mätningar.

För att undvika liknande problem i framtiden bör en ny kalibrering genomföras vid varje mättillfälle även om inga förutsättningar bedöms ha ändrats. En god idé kunde dessutom vara att i början av varje mättillfälle utföra någon slags mätning med känt utseende, exempelvis en luftmätning med tom mätutrustning. Om mätningen vid det aktuella tillfället skiljer sig mot ett tidigare verifierat resultat tyder detta på något problem med kalibreringen.

Det aktuella mätproblemet misstänks bero på någon slags resonans i antensladdarna som bör kunna avhjälpas med en korrekt kalibrering. Denna resonans leder till att det inte går att urskilja någon verklig resonansfrekvens från reflektionsmätningarna som annars kunde vara till hjälp för att bedöma om det finns luftgap mellan antenn och mätobjekt.

5.5 Projektets framtid

Här presenteras vad som skulle kunna vara nästa steg i projektet. Olika funderingar kring tekniska lösningar på problem som visat sig påverka resultat och utförande i stor bemärkelse läggs fram. Ett mål är att i framtiden kunna utföra kliniska tester på patienter. Det som behöver göras och åstadkommas för att nå detta mål presenteras även i detta avsnitt.

5.5.1 Teknisk problematik i dagens läge

För att ytterligare kunna utveckla och bevisa teknikens potential krävs framförallt mer tid och arbete, men det finns även behov på en mer utrustningsteknisk nivå. De störningar med sinuskaraktäristik som har fördärvat en liten, men besvärande mängd mätdata har kunnat härledas direkt till nätverksswitchen. Om dessa problem kunde undvikas skulle mer tid kunna läggas på utveckling av projektet istället för hantering av mätfel. Därför anser vi att en renovering av den nuvarande switchen, eller ett inköp av en ny, starkt kan bidra till den takt som projektet fortskrider.

En annan teknisk aspekt som har begränsat arbetet är, på grund av utrustningens utförande, hur en förändring hos kablarnas läge kan förändra märesultaten. I ett eventuellt framtida och slutgiltigt system bör rimligtvis alla komponenter vara stationära i förhållande till varandra och det borde vara möjligt att jämföra mätningar ifrån olika mättillfällen. Detta skulle bero på att kablarnas positionering inte längre kan ändras och påverka mätningarna. Innan man eventuellt kan börja ta fram en sådan slutgiltig teknisk konfiguration kommer det krävas mycket arbete med tekniken, men däremot skulle det eventuellt vara möjligt att i viss mån efterlikna den slutgiltiga apparaten. Den egenskap som är intressantast att efterlikna är kablarnas konstanta positionering, vilket eventuellt skulle vara möjligt att skapa. En tanke vore att på något sätt montera så att kablarna sitter fastsatta till dess fulla längd och att ändarna är uppradade på ett sådant sätt att man sedan bara kan ställa pallen bredvid nätverksswitchen och skruva fast sladdarna. Allt detta för att minimera den möjliga ändring hos kablarnas positionering mellan mätningar.

I början av arbetet fanns det en tanke om att det med hjälp av MATLAB skulle kunna gå att identifiera och plocka ut de mätvärden som tydligt innehöll sinusstörningar. Efter lite arbete las den idén ner, eftersom gruppen kände att det skulle krävas för mycket tid och för att detta fel bara var en detalj mer kopplad till vår utrustning än till tekniken i sig. Efter att jobbat en del med klassificeringar av den genererade mätdatan har vi dock spekulerat kring ifall en bortsortering av mätdata eventuellt kan ske med hjälp av den klassificeringsalgoritm som använts för att klassificera mätningarna. På så sätt skulle dåliga S-parametrar kunna identifieras tack vare en framtagen klass specifik för störningar. Eftersom vi själva inte har provat detta tillvägagångssätt kan vi endast spekulera kring hur väl detta skulle fungera som metod, men det kan eventuellt vara en tanke för kommande arbeten om man inte får bukt med störningen.

5.5.2 Vägen mot kliniska tester

Utförande av kliniska tester med tekniken är fortfarande ett stycke framåt i tiden, då en del hinder först måste överkommas. Kliniska tester är både tid- och resurskrävande och därför vill man först försäkra sig om att den mätdata man samlar in både är pålitlig och användbar för framtiden.

Allra störst är behovet av ett referenssystem för jämförelser av mätresultat, då det utan en tydlig referens blir svårt att särskilja olika blödningar och ickeblödningar ifrån varandra. Den mest troliga lösningen på ett referenssystem kan vara att stationera kablarnas läge så att redan ackumulerad mätdata ifrån tidigare mätningar kan användas för utvärdering av ny mätdata. En annan tänkbar lösning är att göra en jämförelse mellan båda benen hos en patient, där det blödningsfria benet agerar som referens. För att kunna genomföra detta bör olika algoritmer tas fram för de båda benen, detta för att kunna jämföra dessa trots deras geometriska olikheter. Det första alternativet av dessa två bör förmodligen eftersträvas, eftersom den skulle potentiellt kunna bli mycket träffsäker om en tillfredställande mängd referensdata samlats in och den förutsätter inte heller att det finns ett friskt lår att jämföra med.

Innan kliniska tester är relevanta skulle det vara möjligt att ändå kunna utvärdera teknikens kliniska potential. Detta är möjligt genom att göra en mängd olika lårfantomer med varierande dimensioner för att efterlikna variansen hos verkliga lår. Därmed kan mycket stora datamängder samlas in och således utöka klassificeringens precision och även utvärdera utrustningens kompatibilitet med olika dimensioner av lår. Ett mer slutgiltigt steg innan kliniska tester vore att en försöksperson gör mätningar på sitt ena ben, varpå saltlösning injiceras in i hamstringsmuskulaturen och ytterligare mätningar utförs. Att titta på saltlösning i ett riktigt ben är förmodligen så nära verkligheten man kan komma utan att titta på en riktig blödning. Ifall resultatet ifrån en sådan mätning blir framgångsrik skulle detta vara en god indikation om att även kliniska tester kan genomföras med goda resultat.

5.5.3 Potential för vidareutveckling

I denna rapport presenteras mätningar som har utförts främst i syftet att identifiera större trender i mätdatan och för att klassificera storleksordningar på blödningar. Något som inte har undersökts är huruvida samma typ av teknik skulle kunna användas för att exempelvis lokalisera var i benet blödningarna sitter.

Ett tänkbart sätt att göra detta på vore med hjälp av en så kallad ”delay and sum”-teknik som genom att studera reflektionen hos pulser utsända från antennerna kan rekonstruera en bild där blödningens position framgår. Liknande metoder har visats ha potential för att lokalisera exempelvis bröstcancertumörer [16]. En variant på detta hade även kunnat tänkas göra med den typ av klassificering som redan finns implementerad. Genom att samla in träningsdata klassificerad efter blödningens position istället för storlek skulle en uppskattning av blödningens position kunna göras genom klassificering.

Eventuellt skulle denna typ av mätningar även kunna vara till hjälp för att optimera resultatet av klassificeringen av blödningens storlek. I rapporten visas det att endast ett ytterst begränsat antal S-parametrar faktiskt är relevanta vid klassificering av blödningens storlek. Om man studerar vilka S-parametrar som ger bäst utslag för klassificering beroende på blödningens position skulle man genom att först finna en ungefärlig position på blödningen kunna fokusera på att enbart mäta de S-parametrar som är relevanta för denna position. Fler repetitioner av dessa hade då kunnat uppmätas under samma tid som en komplett mätning och på så vis ge ett noggrannare mätresultat.

I ett verkligt system hade man inte behövt begränsa sig till en typ av mätning. En styrka hos systemet är att flera typer av mätningar skulle kunna genomföras med samma hårdvara, mätningar som kan användas för att komplettera varandra och ge mer övertygande mätresultat.

6

Slutsats

Resultaten som presenteras i rapporten tyder på att tekniken har god potential att identifiera och klassificera även små skillnader i blödningsstorlekar. Även med den lilla mängden träningsdata som samlades in i fantommätningar under projektets gång kunde blödningsdata så små som 2 ml och 6 ml särskiljas och korrekt klassificeras. Av de mätningar som klassificerades för stationär lårfantom och för lårfantom som flyttats mellan mätningarna blev 76% respektive 38% rätt. En större mängd träningsdata skulle med all sannolikhet bara göra denna klassificering ännu noggrannare.

Variationen i mätresultaten på en verklig testperson visades vara mindre eller jämförbar med variationen på fantommätningarna och bör därför också gå att klassificera med samma metoder. Vidare observerades en korrelation mellan puls på testpersonen och hur mikrovågorna sprids genom låret. Tydliga trender kunde ses och antyder ytterligare att förändrade mängder blod i muskler kan detekteras med mikrovågsteknik.

Samtidigt belyser rapporten även svårigheter som måste övervinnas för att utveckla tekniken vidare. Naturliga faktorer som puls och blodflöde visas ge ett stort utslag på mätresultaten som måste beaktas. Fantommätningarna skedde under mycket kontrollerade former där träningsdata med olika blödningsstorlekar för samma lårfantom enkelt kunde genereras, en lyx som inte är möjlig i verkliga skadescenarion. Möjligheten att använda patientens andra lår som referensmätning undersöktes men här behövs mer raffinerade algoritmer för att kunna använda referensdatan på ett konstruktivt sätt.

Stora mängder mätdata samlades in för varje mätning, men klassificeringsresultaten tyder på att enbart en liten del av denna mätdata faktiskt är användbar för själva klassificeringen. Genom att identifiera vilka mätningar som faktiskt är användbara och istället sikta på att erhålla noggrannare mätresultat för dessa hade mätningarna antagligen kunnat göras både noggrannare och snabbare.

De lovande klassificeringsresultaten från fantommätningarna tyder ändå på att det finns möjlighet att detektera blödningsdata i verkliga scenarion och nästa logiska steg vore att fortsätta med kontrollerade mätningar på testpersoner. De främsta hindren för denna typ av mätningar anses vara de utrustningsproblem som gör en stor del av mätresultaten oanvändbara, samt den stora variation hos mätresultaten som fås mellan mättillfällena som gör ackumulering av mätdata över flera mättillfällen omöjlig.

Om dessa problem avhjälpas bör data från verkliga testpersoner kunna samlas in med goda förhoppningar om att ge mätbara och användbara resultat för projektets framtid.

7

Litteratur

- [1] L. Peterson och P. Renström, *Skador inom idrotten*. Prisma, 2003.
- [2] P. Svensson, *Muskelbristning*, [http : / / www . pskiropraktik . com / kiropraktor - behandling / muskelbristning . htm](http://www.pskiropraktik.com/kiropraktor-behandling/muskelbristning.htm), Hämtad 2015-04-21, 2015.
- [3] *Väntetider*, [http : / / www . regionhalland . se / vard - halsa / hitta - din - vard / rontgenkliniken - varberg / vantetider /](http://www.regionhalland.se/vard-halsa/hitta-din-vard/rontgenkliniken-varberg/vantetider/), Hämtad 2015-04-21, 2015.
- [4] M. Persson, *Chalmers vs stroke*, [http : / / www . chalmers . se / sv / styrkeomraden / exempel / Sidor / Chalmers - vs - stroke . aspx](http://www.chalmers.se/sv/styrkeomraden/exempel/Sidor/Chalmers-vs-stroke.aspx), Hämtad 2015-05-19, 2011.
- [5] R. Borre, A. Karlsson, J. L. Thorsson, M. N. Rabbaa, J. Tenghamn och F. Ulander, "Mikrovågors potential att diagnosticera muskelbristningar", Kandidatarbete på Chalmers Tekniska Högskola, 2014.
- [6] M. Eng, *Muskler - anatomi och funktion*. Stockholm: SISU Idrottsböcker, 2012, ISBN: 9789186323431.
- [7] C. Nordling och J. Österman, *Physics handbook for science and engineering*. Lund: Studentlitteratur, 2006, ISBN: 9144044534 9789144044538.
- [8] D. K. Cheng, *Field and wave electromagnetics*. Pearson, 1993, ISBN: 0201566117 9780201566116.
- [9] R. D. Andreuccetti och C. Petrucci, *An internet resource for the calculation of the dielectric properties of body tissues in the frequency range 10 hz - 100 ghz*, [http : / / niremf . ifac . cnr . it / tissprop /](http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/), Based on data published by C. Gabriel et al. in 1996., 1997.
- [10] *ICNIRP Guidelines - For limiting exposure to time-varying electric, magnetic and electromagnetic fields (up to 300 GHz)*. ICNIRP Publication, 1998.
- [11] *Sar-värde*, [https : / / www . stralsakerhetsmyndigheten . se / start / magnetfalt -- tradlos - teknik / mobiltelefoni / sar - varde /](https://www.stralsakerhetsmyndigheten.se/start/magnetfalt--tradlos-teknik/mobiltelefoni/sar-varde/), Hämtad 2015-04-06, 2015.
- [12] M. A. Khorshidi, M. A. Khorshidi, T. McKelvey, T. McKelvey, M. Persson, M. Persson, H. D. Trefna och H. D. Trefna, "Classification of microwave scattering

- data based on a subspace distance with application to detection of bleeding stroke”, *IEEE*, 2009, s. 301–304.
- [13] J. TENGHAMN, ”Diagnosticering av muskelbristning med mikrovågor - konstruktion och utvärdering av antensystem”, Rapport åt Medfield Diagnostics, 2015.
- [14] J. Stake, M. Ingvarson och H. Hjelmgren, *Mikrovågselektronik*. Göteborg: Chalmers tekniska högskola, 2010.
- [15] O. Asphäll och T. Sansanayuth, ”Detection of traumatic pneumothorax using microwave technology”, Kandidatarbete på Chalmers Tekniska Högskola, 2015.
- [16] H. B. Lim, N. T. T. Nhung, E.-P. Li och N. D. Thang, ”Confocal microwave imaging for breast cancer detection: Delay-multiply-and-sum image reconstruction algorithm”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 54; 55, nr 6, s. 1697–1704, 2008.
- [17] *Regular-expressions.info*, <http://www.regular-expressions.info/>, Hämtad 2015-05-19.

A

Databehandling och analys

För behandling, klassificering och visualisering av mätdatan användes mjukvara framtagen i MATLAB. Här presenteras en mer utförlig funktionsbeskrivning av mjukvaran. Se appendix D för källkoden presenterad i sin helhet.

A.1 Programstruktur

För att organisera datan användes MATLAB:s inbyggda stöd för objektorienterad programmering. Ett antal klasser definierades med metoder lämpliga för objekt av dessa klasser. Vid inläsning av mätdatan konstrueras ett antal av dessa objekt för vidare behandling i MATLAB. De klasser som definierades är

MClass En klass motsvarande en mätklass. En mätklass kan exempelvis vara ”utan blödning”, ”10ml blödning” och så vidare. Varje mätklass innehåller ett antal mätningar.

SuperMeas En superklass motsvarande för mätningar. Varje mätning är uppbyggd av en eller flera undermätningar.

- **Measurement** En klass motsvarande en komplett mätning uppbyggd av flera undermätningar. Undermätningarna är en eller flera repetitioner av mätningen samt en behandlad mätning konstruerad utifrån dessa. Mätningen kan också innehålla en referensmätning.

- **RefMeas** En klass motsvarande en referensmätning. Undermätningarna är ett antal repetitioner av referensmätningen samt en behandlad mätning konstruerad utifrån dessa.

SubMeas En superklass för undermätningar. Varje undermätning innehåller ett antal S-parametrar.

- **MRep** En typ av undermätning som motsvarar en repetition av en mätning.

- **MProcessed** En typ av undermätning som motsvarar en behandlad mätning konstruerad från mätningens alla repetitioner.

SParam En klass som innehåller mätdatan och namnet på en S-parameter med metoder för att erhålla mätdatan i olika format såsom mätningens amplitud, fas eller ren komplex rådata.

UiHugePlot En klass för att visualisera mätklasser och mätningar.

UiErrorPlot En klass för att visualisera medelvärde och standardavvikelse av mätklasser.

GLRTTester En klass för att testa GLRT-klassificeringen. Innehåller metoder för att utföra klassificeringen och konstruera konfusionsmatriser med olika korsvalideringsmetoder. Konstrueras utifrån ett antal mätklassobjekt.

A.2 Inläsning av mätdata

Inläsningen av mätdata bygger på en mappstruktur som liknar den struktur hos mätningarna som visas i figur 3.5, det vill säga att mappar motsvarande mätklasser innehåller mappar motsvarande mätningar som i sin tur innehåller mappar motsvarande repetitioner. I dessa repetitionsmappar ligger sedan datafilerna som motsvarar mätdatan för varje S-parameter. För att läsa in mätdatan i MATLAB konstrueras ett objekt motsvarande antingen en mätklass, en mätning eller en repetition med dess sökväg som argument. Programmet läser då automatiskt in allt innehåll i detta objekt från filerna på hårddisken.

A.3 Konstruktion av mätningar

Vid inläsning av en mätning läses först alla repetitioner av mätningen in. S-parametrarna går sedan igenom i tur och ordning och för varje mätpunkt bildas ett medelvärde från alla repetitioner. Denna medelvärdesbildade mätning sparas sedan som en behandlad mätning och är den som används vid klassificering och visualisering av mätningen.

För att använda en referens till mätningen placeras en textfil vid namn **ref.txt** i mätningens mapp innehållande sökvägen till den mätning som ska användas som referens. Denna referensmätning läses då in på vanligt vis, men istället för att lagra de medelvärdesbildade repetitionerna bildas istället amplitudskillnaden i dB mellan den behandlade mätningen och referensmätningen och lagras. Detta är användbart för att studera trender i mätdatan eller om man har en känd referens att arbeta med, exempelvis testpersonens andra ben.

A.4 Exkludering av repetitioner

Om delar av eller en hel repetition av någon anledning blir dålig kan dessa delar uteslutas genom att en textfil vid namn **excl.txt** placeras i repetitionens mapp. I denna textfil skrivs ett reguljärt uttryck [17] som matchas mot namnen på S-parametrarna, S-parametrar med matchande namn exkluderas då repetitionen laddas i programmet.

Exkluderade S-parametrar räknas inte med vid medelvärdesbildningen då en mätning konstrueras. Om alla repetitioner för någon S-parameter skulle vara exkluderade blir S-parametern exkluderad för hela mätningen och används inte vid klassificeringen.

A.5 Klassificering

För klassificering används ett objekt av klassen **GLRTTester**, skapat med de mät-klasser som ska klassificeras som argument. Med funktionen **looCrossValidate** utförs en LOO-korsvalidering där varje mätning i tur och ordning används som testmätning medan övriga mätningar används som inlärningsdata. Resultatet lämnas i form av en vektor där förutspådd klass för varje mätning ges. Om inget annat anges används alla icke-exkluderade S-parametrar vid klassificeringen.

För att välja ut S-parametrar för klassificering kan funktionen **getSPScores** användas. Den utför i tur och ordning en LOO-korsvalidering för varje S-parameter där bara den S-parametern används för klassificering. Resultatet ges i form av en lista där antal korrekta klassificeringar för varje S-parameter anges. Genom att sortera denna lista efter de bästa S-parametrarna kan en välfungerande kombination av S-parametrar finnas genom att i tur och ordning använda fler och fler S-parametrar i klassificeringen tills optimalt resultat uppnås.

A.6 Vektorisering av mätdata

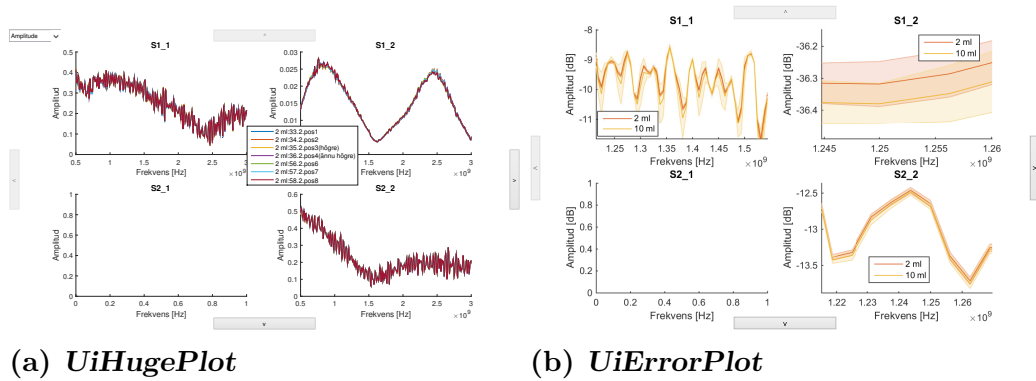
För att klassificera mätningarna vektoriserades mätdata genom att de komplexa mätvärdena för de ingående S-parametrarna placerades efter varandra i en kolonnvektor. För att garantera att alla mätningar vektoriseras på samma sätt sorteras först S-parametrarna i namnordning med MATLAB-funktionen **sort()**.

De ingående S-parametrarna kan antingen bestämmas manuellt eller bestå av alla S-parametrar som är icke-exkluderade i alla mätningar som ska klassificeras. För att bestämma de ingående S-parametrarna används metoden **setGoodSPParams()** på ett **GLRTTester**-objekt. För att enbart använda mätdata från ett visst frekvensspann för klassificering kan metoden **setClassingFreq()** användas på **GLRTTester**-objektet.

A.7 Visualisering av data

För att visualisera och studera mätresultaten används objekt av klasserna **UiHugePlot** och **UiErrorPlot**. I **UiHugePlot** kan transmissionsamplitud eller fas ritas upp för ett antal S-parametrar samtidigt som man sedan kan bläddra mellan. **UiHugePlot** kan visualisera mätklasser och mätningar. Om en mätklass visualiseras

A. Databehandling och analys



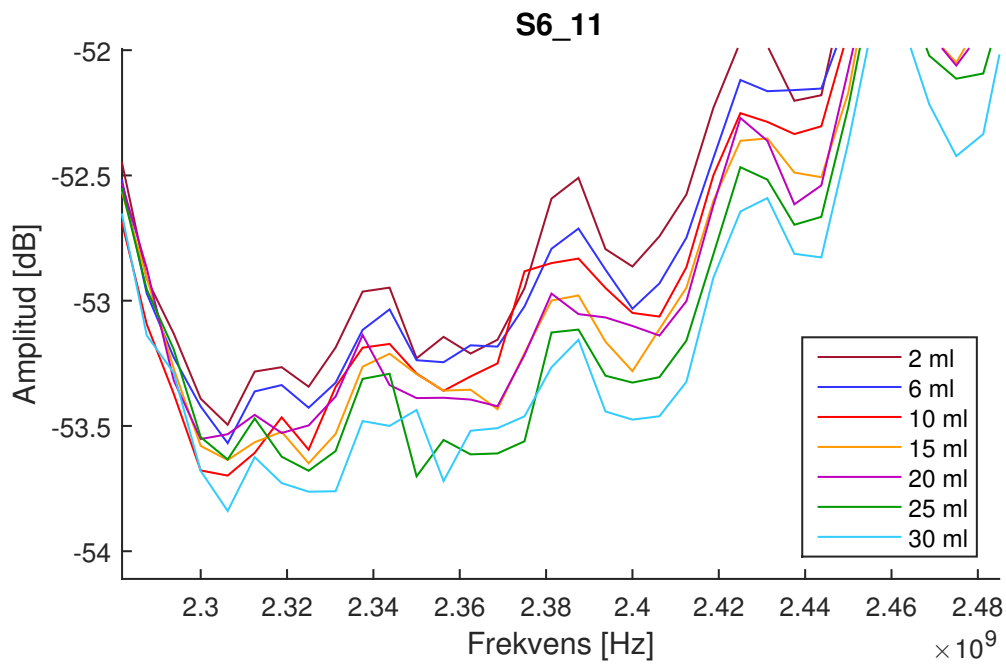
Figur A.1: Exempel på klasser som används för visualisering av mätdata

så ritas alla de behandlade mätningarna i denna klass upp, om mätningar visualiseras så ritas mätningarnas repetitioner samt den behandlade mätningen upp. Se Figur A.1a för ett exempel.

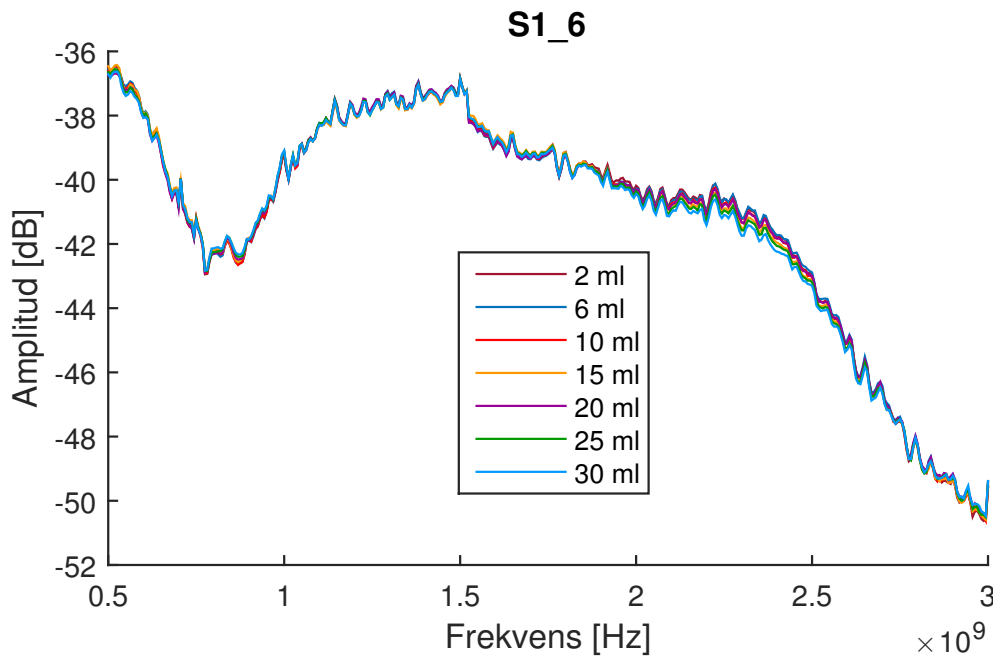
Om medelvärde och standardavvikelse för en mätklass ska studeras kan istället klassen **UiErrorPlot** användas. Där ritas det beräknade medelvärdet för alla mätningar i en mätklass upp och standardavvikelsen visualiseras som ett skuggat område kring detta medelvärde. Se Figur A.1b för ett exempel.

B

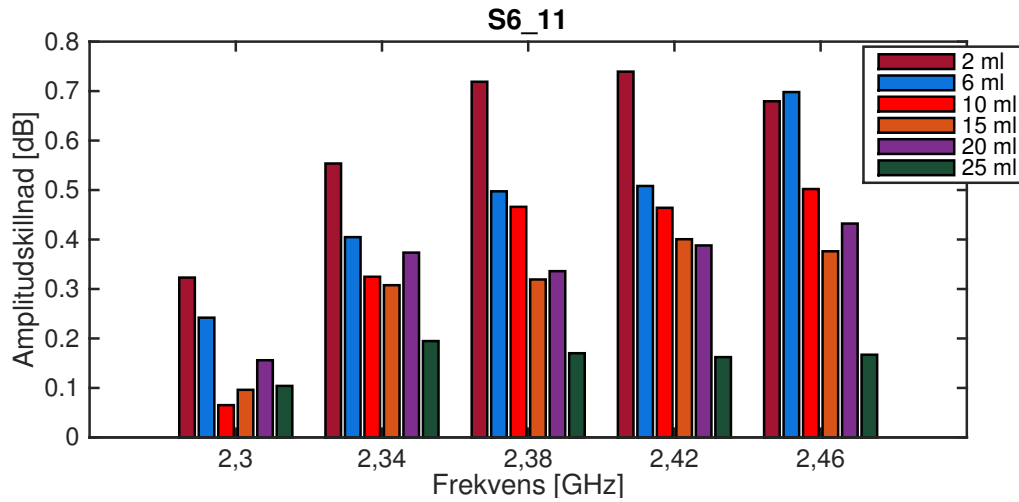
Kompletterande grafiska representationer av mätresultat



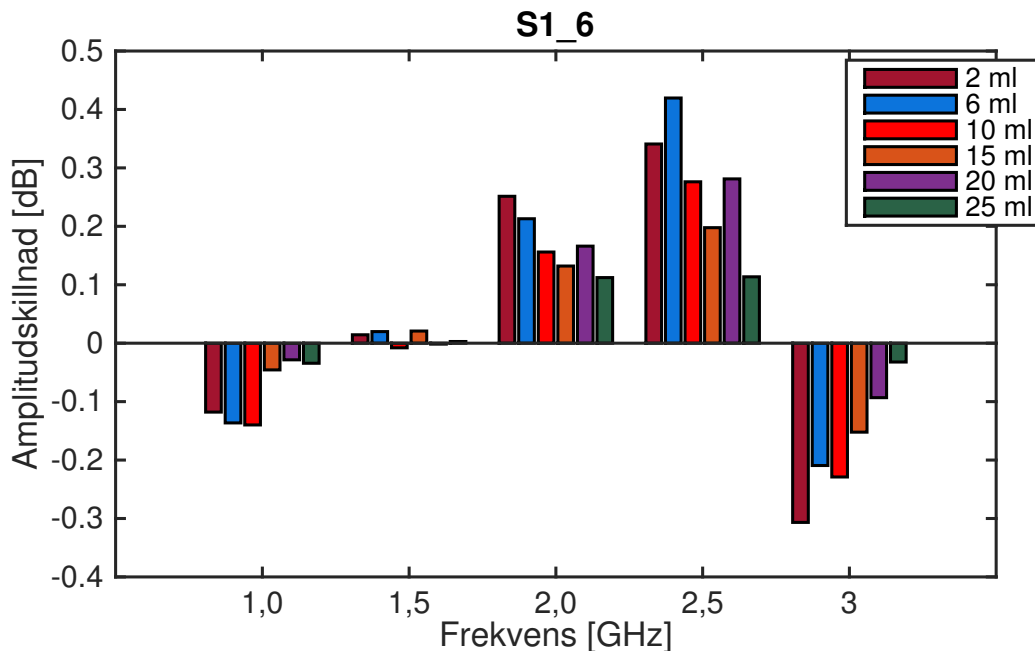
Figur B.1: Medelvärdet för transmissionsamplituden inom ett visst frekvensintervall av fem mätningar för samtliga storlekar på blödningar. Kurvorna ligger i storleksordning förutom för ett par undantag



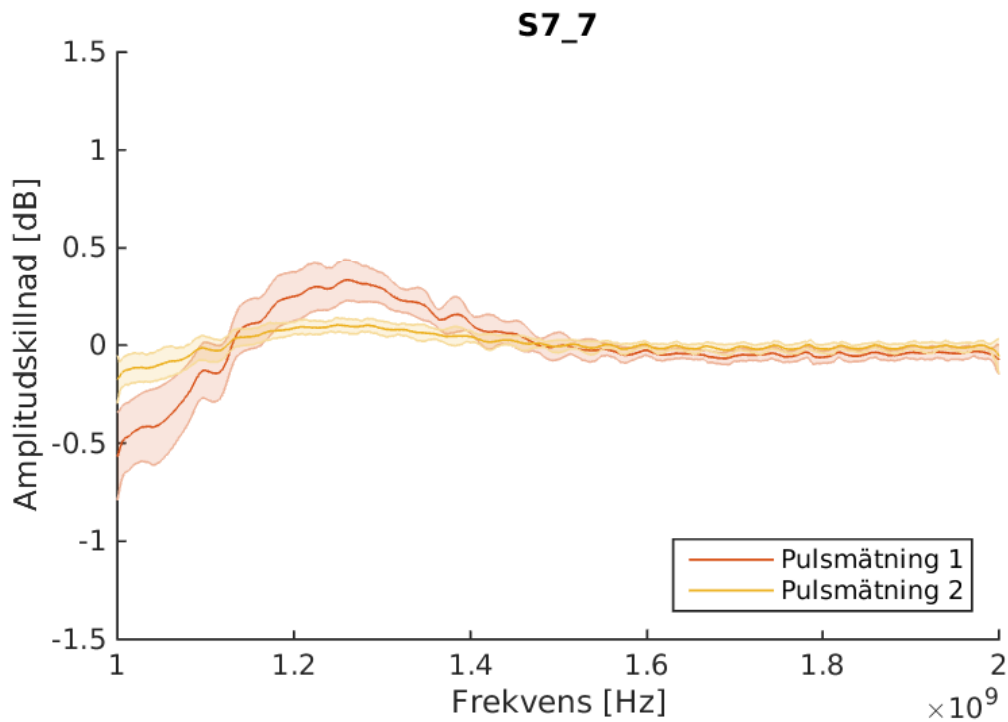
Figur B.2: Medelvärdet för transmissionsamplituden för hela frekvensintervallet av fem mätningar för samtliga storlekar på blödningar



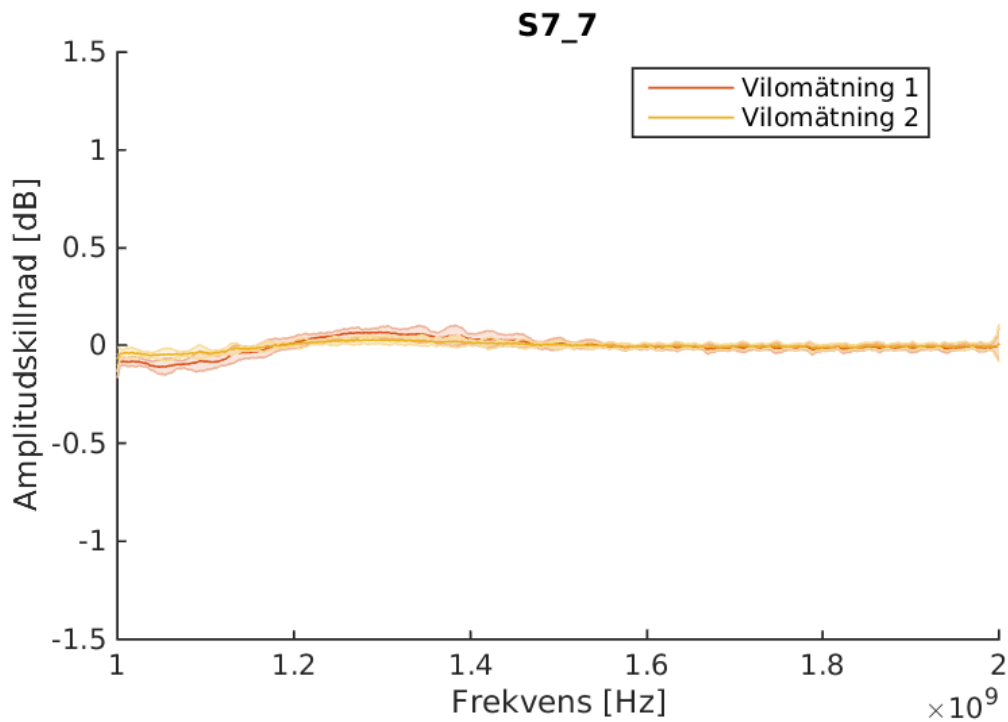
Figur B.3: Amplitudskillnad i dB mellan uppmätta transmissionamplituden för 30 ml blödning och övriga blödningsstorlekar för några utvalda frekvenser. Som störst är amplitudskillnaden mellan 2 ml och 30 ml blödning ungefär 0,75 dB



Figur B.4: Amplitudskillnad i dB mellan uppmätta transmissionamplituden för 30 ml blödning och övriga blödningsstorlekar för några utvalda frekvenser. Notera att för vissa frekvenser blev amplituden för 30 ml större och lägre för andra. Som störst är amplitudskillnad mellan 6 ml och 30 ml ungefär 0,4 dB som ligger i frekvensen 2,5 GHz

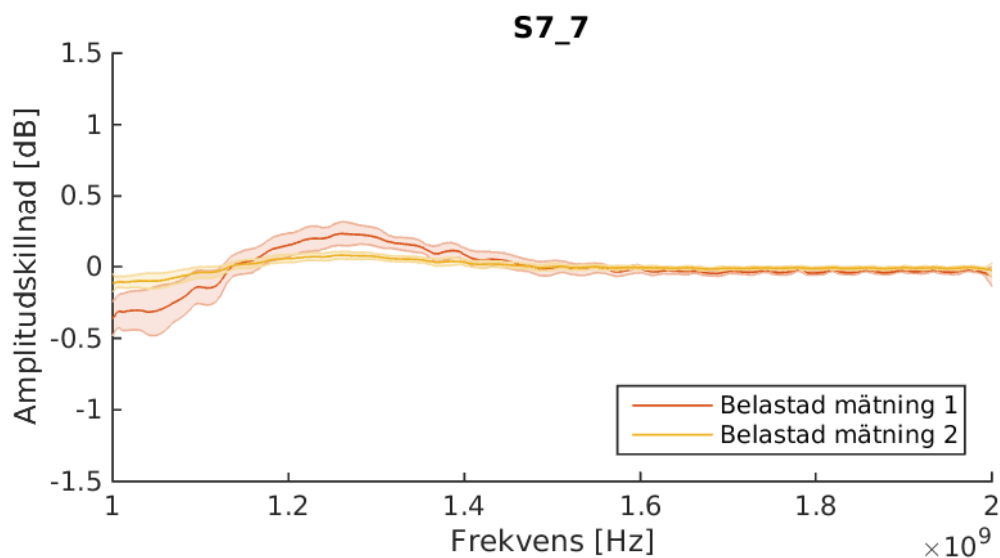


(a) Skillnad i reflektionsamplitud vid pulsmätning

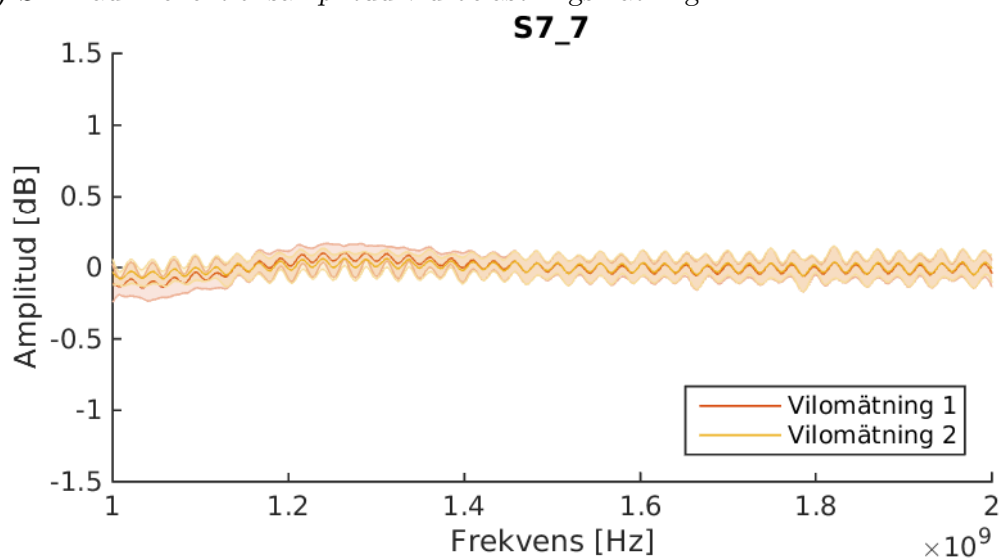


(b) Skillnad i reflektionsamplitud vid vilomätning

Figur B.5: Figurer som indikerar skillnad i reflektionsamplitud mot en referensmätning efter att testpersonen satt sig i mätutrustningen. De röda kurvorna är första mätning och de gula är andra mätning i mätserien. Som referensmätning används den tredje mätningen

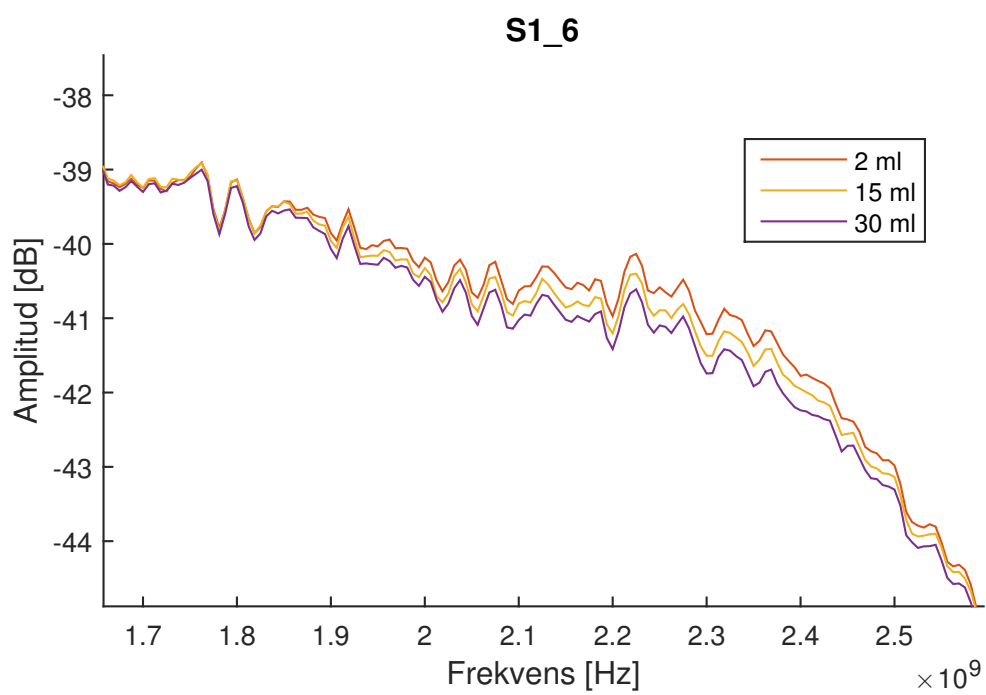


(a) Skillnad i reflektionsamplitud vid belastningsmätning

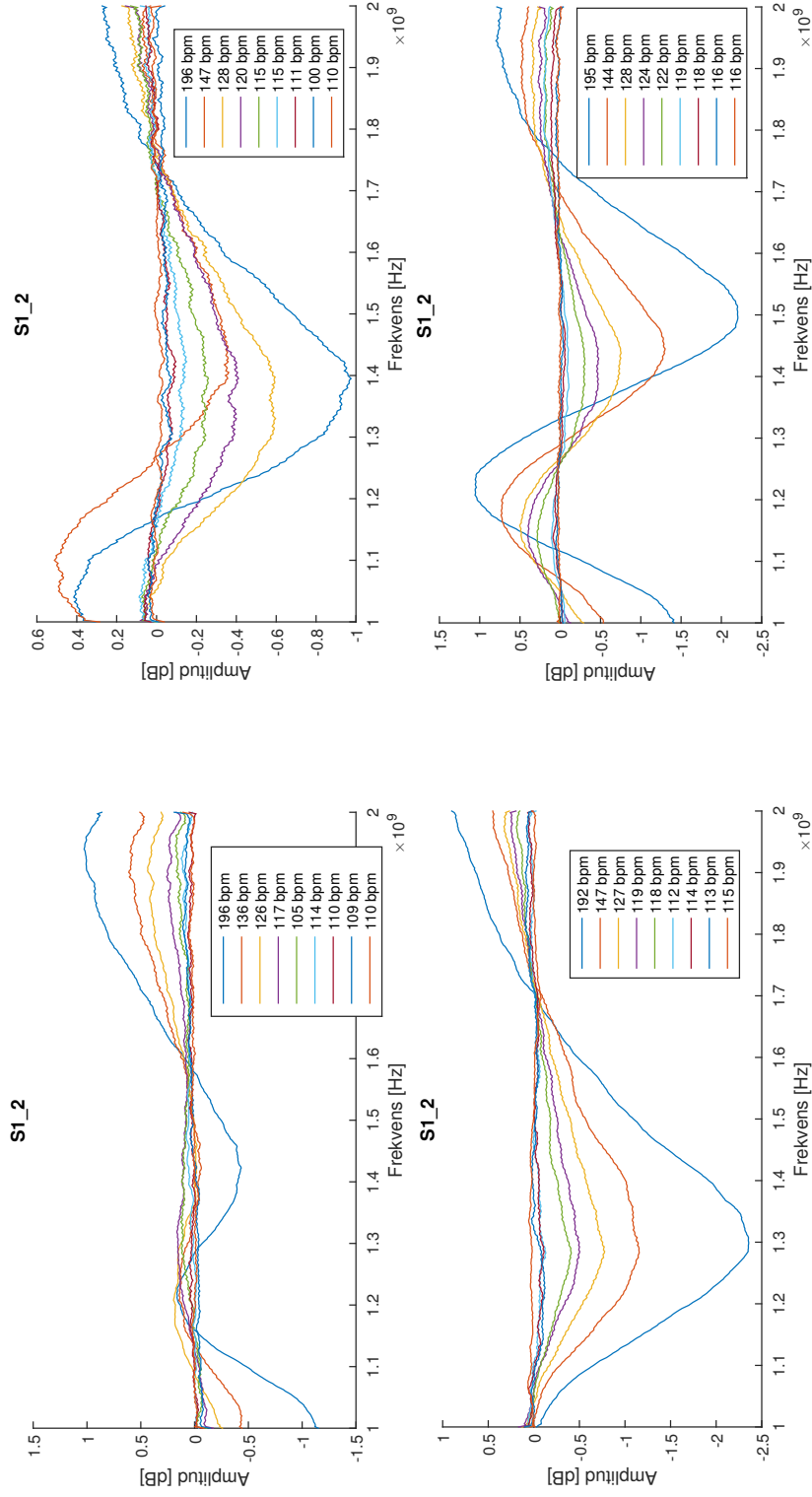


(b) Skillnad i reflektionsamplitud vid vilomätning

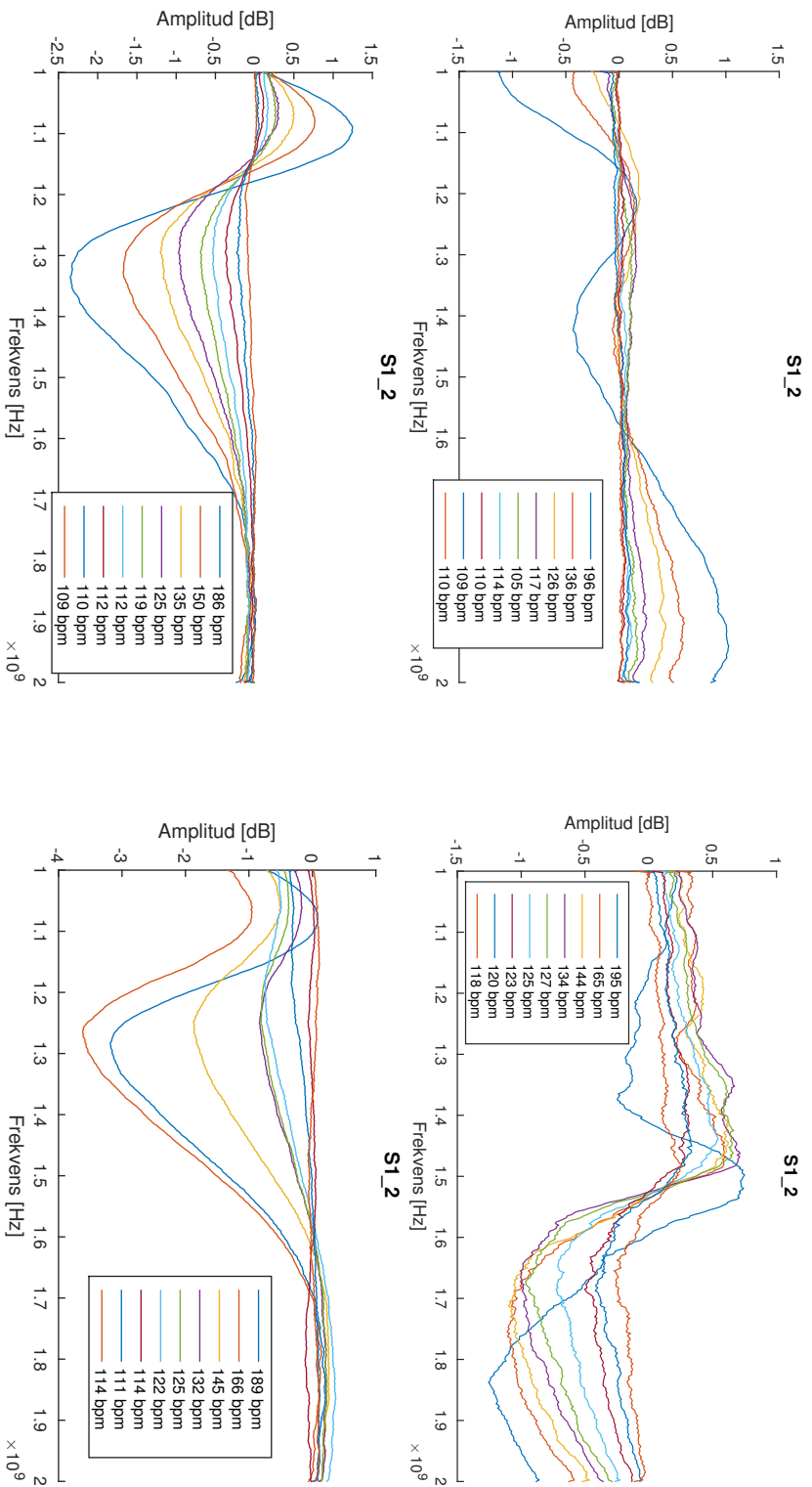
Figur B.6: Figurer som indikerar skillnad i reflektionssamplitud mot en referensmätning efter att testpersonen satt sig i mätutrustningen. De röda kurvorna är första mätning och de gula är andra mätning i mätserien. Som referensmätning används den tredje mätningen



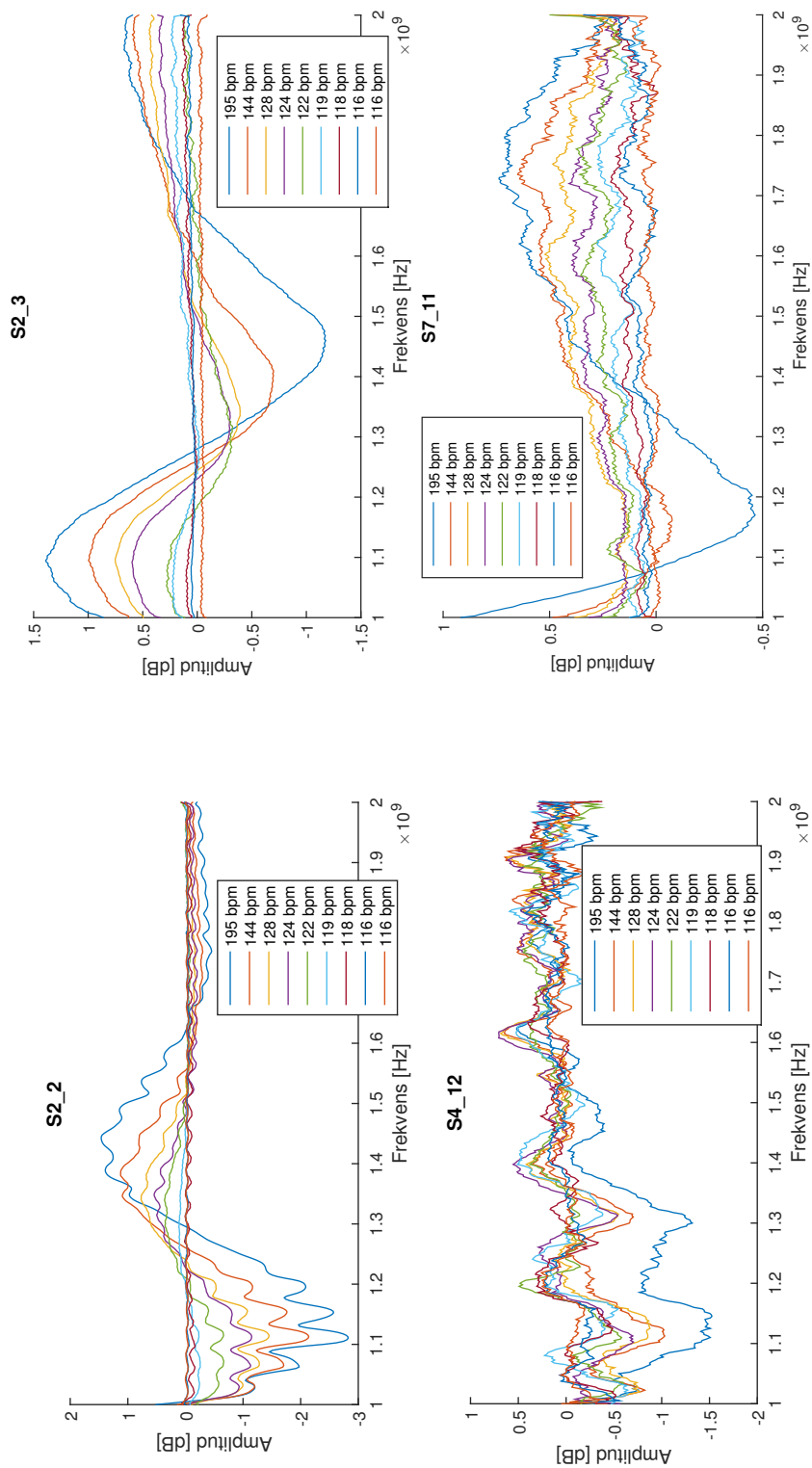
Figur B.7: Medelvärde för alla mätningar för några givna blödningsstorlekar vid stilla fantom inom ett visst frekvensintervall



Figur B.8: Trenden för transmissionsamplituden för fyra separata mätserier för en och samma testperson när pulsen sjunker från maxpuls. Enbart S-parameter **S1_2** visas



Figur B.9: Tendens för transmissionsamplituden från fyra separata mätserier på fyra olika testpersoner när pulsen sjunker från maxpuls. Enbart S -parameter $S_{1,2}$ visas



Figur B.10: Trenden för amplituden hos fyra olika S-parametrar för en och samma mätserie när pulsen sjunker från maxpuls

C

Bidragsrapport

Kandidatarbetet har skett med god dialog och kommunikation om arbetsuppgifterna sinsemellan gruppmedlemmarna. De idéer och generella tankegångar angående arbetets riktning har tagits upp i helgruppsdiskussioner där alla i gruppen fått möjlighet att uttrycka sina åsikter. Generellt skedde inte någon heldragen indelning av olika uppgifterna till gruppmedlemmarna och istället ansvarade gruppmedlemmarna för olika moment vid olika tillfällen. Detta ansågs som positivt för att alla fick möjlighet att få inblick i samtliga delmoment under arbetet. Ett undantag var dock att Simon hade det övergripande ansvaret för MATLAB-skrivandet, ett ansvar som han självmant tog på sig tack vare sin expertis. Det ansågs även överflödigt och ineffektivt att dela upp skrivandet av den nödvändiga programkoden mellan fler personer. Under skrivandet av rapporten så har de olika gruppmedlemmarna initialt skrivit olika stycken individuellt, varpå alla medlemmarna tillsammans korrigerat fram den slutgiltiga formen av rapportens helhet.

D

Källkod

Här presenteras programkoden för MATLAB-mjukvaran i sin helhet.

D.1 MClass

```
classdef MClass
    %MCLASS Class containing a class of measurements
    % The measuring class consists of one or more measurements.
    % Contains methods for counting the measurements and getting
    % the processed measurement data.

    properties
        cName
        measurements
    end

    methods
        function obj = MClass(path)
            % Construct a measurement class from path to a directory
            % containing measurements belonging to the class
            if ~isdir(path)
                error('Must specify a directory');
            end

            % Get name of class
            % Same as name of folder
            pathComponents = strsplit(path,filesep);
            if isempty(pathComponents{end})
                obj.cName = pathComponents{end - 1};
            else
                obj.cName = pathComponents{end};
            end

            % Get list of paths to folders in directory
            listing = dir(path);
            pathIdxs = [listing.isdir];
            pathIdxs(1:2) = [0 0]; % Ignore '.' and '..'
        end
    end
end
```

```
    if isempty(find(pathIdxs, 1));
        error('Folder contains no measurements');
    else
        measPaths = {listing(pathIdxs).name};
        measPaths = strcat(path,filesep,measPaths);
    end

    % Create repetitions
    obj.measurements = cell(1,length(measPaths));
    for i = 1:length(obj.measurements)
        obj.measurements{i} = Measurement(measPaths{i});
    end
end

function name = getName(obj)
% Returns name of class
    name = obj.cName;
end

function numMeases = getNumMeases(obj)
% Returns number of measurements
    numMeases = length(obj.measurements);
end

function procMeases = getProcMeases(obj)
% Returns a cell array of all processed measurements
    procMeases = cell(1,length(obj.measurements));
    for i = 1:length(obj.measurements)
        procMeases{i} = getProcMeas(obj.measurements{i});
    end
end

function measNames = getMeasNames(obj)
% Returns a cell array of all measurement names
    measNames = cell(1,length(obj.measurements));
    for i = 1:length(obj.measurements)
        measNames{i} = getName(obj.measurements{i});
    end
end
end
end

end
```

D.2 SuperMeas

```
classdef SuperMeas < handle
```

```
%SUPERMEAS Superclass for supermeasurements
% Supermeasurements are measurements and
% reference measurements

properties
    mReps
    mProcessed
end

methods
    function obj = SuperMeas(path)
    % Construct a measurement from path to a directory
    % containing repetitions of the measurement
        if ~isdir(path)
            error('Must specify a directory');
        end

        % Get list of paths to folders in directory
        listing = dir(path);
        pathIdxs = [listing.isdir];
        pathIdxs(1:2) = [0 0]; % Ignore '.' and '..'
        if isempty(find(pathIdxs, 1));
            % If there are no subfolders,
            % assume just one repetition
            % directly in measurement folder
            repPaths = {path};
        else
            repPaths = {listing(pathIdxs).name};
            repPaths = strcat(path,filesep,repPaths);
        end

        % Create repetitions
        obj.mReps = cell(1,length(repPaths));
        for i = 1:length(obj.mReps)
            obj.mReps{i} = MRep(repPaths{i});
        end

    end

    function repNames = getRepNames(obj)
    % Returns a cell array of all repetition names
        repNames = cell(1,length(obj.mReps));
        for i = 1:length(obj.mReps)
            repNames{i} = getName(obj.mReps{i});
        end
    end

    function allMeas = getAllMeas(obj)
    % Returns a cell array of all submeasurements
```

```
% The processed measurement is last
    allMeas = cell(1, length(obj.mReps) + 1);
    for i = 1:length(obj.mReps)
        allMeas{i} = obj.mReps{i};
    end
    allMeas{end} = obj.mProcessed;
end

function procMeas = getProcMeas(obj)
% Returns the processed measurement
    procMeas = obj.mProcessed;
end
end

end
```

D.3 Measurement

```
classdef Measurement < SuperMeas
    %MEASUREMENT Class containing a measurement
    % Contains repetitions of measurement and a
    % final processed measurement.

    properties
        mName
        mRef
    end

    methods
        function obj = Measurement(path)
            % Construct a measurement from path to a directory
            % containing repetitions of the measurement

            % Call SuperMeas constructor
            obj = obj@SuperMeas(path);

            % Get name of measurement
            % Same as name of folder
            pathComponents = strsplit(path,filesep);
            if isempty(pathComponents{end})
                obj.mName = pathComponents{end - 1};
            else
                obj.mName = pathComponents{end};
            end

            % Create reference measurement if file 'ref.txt' exists
            % in measurement directory containing path to reference
        end
    end
end
```

```

    % measurement
    if exist(strcat(path, filesep, 'ref.txt'), 'file') == 2
        % Change dir for relative paths to work
        oldDir = pwd;
        cd(path);
        refPath = fileread(strcat(path, filesep, 'ref.txt'));
        obj.mRef = RefMeas(refPath);
        cd(oldDir);
    else
        obj.mRef = {};
    end

    obj.mProcessed = MProcessed(obj.mReps, obj.mRef);
end

function refMeas = getRefMeas(obj)
% Returns a copy of the reference measurement
    refMeas = obj.refMeas;
end

function mName = getName(obj)
% Returns name of the measurement
    mName = obj.mName;
end

end

end
end

```

D.4 RefMeas

```

classdef RefMeas < SuperMeas
    %REFMEAS Class containing a reference measurement
    % Simpler version of a complete measurement

    properties
    end

    methods
        function obj = RefMeas(path)
            % Call SuperMeas constructor
            obj = obj@SuperMeas(path);

            % Create processed measurement
            obj.mProcessed = MProcessed(obj.mReps);
        end
    end
end

```

```
end
end
```

D.5 SubMeas

```
classdef SubMeas < handle
    %SUBMEAS Superclass for submeasurements
    % Submeasurements are repetitions
    % and processed measurements

    properties
        SParams
    end

    methods
        function SPs = getSParams(obj, SNames)
            % Returns a cell array of S-parameters with
            % names matching SNames
            SPs = cell(size(SNames));
            for i=1:length(SPNames)
                SPidx = 0;
                found = 0;
                j = 1;

                while j <= length(obj.SParams) && found == 0
                    if strcmp(getName(obj.SParams{j}),SNames{i})
                        SPidx = j;
                        found = 1;
                    end
                    j = j + 1;
                end

                if found == 0
                    error('S-parameter %s not found',...
                        SNames{i});
                end

                SPs{i} = obj.SParams{SPidx};
            end
        end

        function SPs = getAllSParams(obj)
            % Returns a cell array of all S-parameters
            SPs = obj.SParams;
        end

        function numSP = getNumSParams(obj)

```

```

% Returns number of S-parameters in the submeasurement
    numSP = length(obj.SParams);
end

function SPNames = getIncludedSPNames(obj)
% Returns a cell array with the names of
% all included S-parameters
    incIdxs = ~cellfun(@isExcluded,obj.SParams);
    SPNames = cellfun(@getName,obj.SParams(incIdxs),...
        'UniformOutput',false);
end

function vector = vectorize(obj, SNames, vectFreq)
% Create list of vectorized S-parameters sorted by name
% If SNames is empty, use all S-parameters
% Uses frequencies in interval [vectFreq(1) vectFreq(2)]
    if isempty(SNames)
        SNames = cell(size(obj.SParams));
        for i = 1:length(SNames)
            SNames{i} = getName(obj.SParams{i});
        end
    end

    [sortedSNames, ~] = sort(SNames);

    sortedSParams = obj.getSParams(sortedSNames);

    vector = [];

    % TODO: Preallocate vector
    for i = 1:length(sortedSParams)
        if isExcluded(sortedSParams{i})
            error('Can't vectorize excluded S-parameter');
        end
        vectData = getComplexData(sortedSParams{i});
        if ~isempty(vectFreq)
            freq = getFreq(sortedSParams{i});
            vectData = vectData(freq > vectFreq(1) &...
                freq < vectFreq(2));
        end
        vector = [vector; vectData];
    end
end
end
end
end
end

```


D.6 MRep

```
classdef MRep < SubMeas
    %MREP Class containing a repetition of a measurement
    % Consists of an array of SParams

    properties
        rName
    end

    methods
        function obj = MRep(path)
            % Construct an MRep from path to directory containing data files
            if ~isdir(path)
                error('Must specify a directory');
            end

            % Get name of repetition
            % Same as name of folder
            pathComponents = strsplit(path,filesep);
            obj.rName = pathComponents{end};

            % Get list of paths to M-files in directory
            listing = dir(strcat(path,filesep,'*.m'));
            mFileIdxs = ~[listing.isdir];
            mFileNames = {listing(mFileIdxs).name};
            mFilePaths = strcat(path,filesep,mFileNames);

            % Create S-parameters
            obj.SParams = cell(1,length(mFilePaths));
            for i = 1:length(obj.SParams)
                obj.SParams{i} = SParam(mFilePaths{i});
            end

            % Add exclusions if exclusion file 'excl.txt' exists in path
            % 'excl.txt' should contain a regexp to match against the
            % names of the S-parameters
            if exist(strcat(path, filesep, 'excl.txt'), 'file') == 2
                re = fileread(strcat(path, filesep, 'excl.txt'));
                for i = 1:length(obj.SParams)
                    if ~isempty(regexp(obj.SParams{i}.getName,re,'ONCE'))
                        obj.SParams{i}.exclude(true)
                    end
                end
            end
        end

        function name = getName(obj)
            % Returns name of repetition
    end
end
```

```

        name = obj.rName;
    end
end
end
end

```

D.7 MProcessed

```

classdef MProcessed < SubMeas
    %MPROCESSED Processed measurement created from repetitions
    % Created from the average of all included repetitions

    properties
    end

    methods
        function obj = MProcessed(mReps, varargin)
            % Construct a processed measurement from repetitions of
            % measurement. Can also supply an optional reference measurement.

            % Get reference measurement if supplied
            if length(varargin) == 1
                mRef = varargin{1};
            else
                mRef = {};
            end

            numReps = length(mReps);
            if numReps <= 0
                error('Must supply at least one repetition');
            %elseif numReps == 1
            % % If 1 repetition, just copy the S-parameters
            % obj.SParams = getAllSParams(mReps{1});
            else
                % Initialize temporary S-parameter struct
                sParamCells = cell(1,getNumSParams(mReps{1}));
                SPStruct = struct('name',sParamCells,'freq',sParamCells,...
                    'S',sParamCells, 'reps',sParamCells,...
                    'excl',sParamCells);

                for i = 1:numReps;
                    % Sum each S-parameter over all repetitions
                    tempSParams = getAllSParams(mReps{i});
                    if length(tempSParams) ~= length(SPStruct)
                        error('Mismatch in number of S-parameters');
                    end
                end
                for j = 1:length(tempSParams)
                    if i == 1

```

```
        % Copy S-Parameters first iteration
        SPStruct(j).name = getName(tempSParams{j});
        SPStruct(j).freq = getFreq(tempSParams{j});
        SPStruct(j).S = getComplexData(tempSParams{j});
        SPStruct(j).excl = isExcluded(tempSParams{j});
        SPStruct(j).reps = 1;
    else
        % Sum S-parameters following iterations
        if ~isExcluded(tempSParams{j})
            % Do nothing if current S-parameter
            % is excluded
            currName = getName(tempSParams{j});
            currIdx = ...
                find(strcmp({SPStruct.name},...
                    currName));
            if length(currIdx) ~= 1
                error('S-parameter name mismatch');
            end
            currIdx = currIdx(1);
            if SPStruct(currIdx).excl
                % If all previous S-parameters were
                % excluded overwrite with this one
                SPStruct(currIdx).S = ...
                    getComplexData(tempSParams{j});
                SPStruct(currIdx).excl = false;
            else
                SPStruct(currIdx).S = ...
                    SPStruct(currIdx).S + ...
                    getComplexData(tempSParams{j});
                SPStruct(currIdx).reps = ...
                    SPStruct(currIdx).reps + 1;
            end
        end
    end
end
end
end

for i = 1:length(SPStruct)
    % Calculate average for each S-parameter
    tempS = SPStruct(i).S;
    SPStruct(i).S = tempS./SPStruct(i).reps;

    % Subtract reference measurement if it exists
    if ~isempty(mRef)
        refProcMeas = getProcMeas(mRef);
        try
            refS = getSParams(refProcMeas,...
                {SPStruct(i).name});
            if isExcluded(refS{1})
```

```

        % Exclude S-parameter if reference
        % S-parameter is excluded
        SPStruct(i).excl = true;
    else
        % Calculate difference in dB from reference
        % S-parameter
        SPStruct(i).S =...
            smooth(20*log10(abs(SPStruct(i).S)) -...
                getdBData(refS{1}),11);
    end
    catch E
    disp(E);
    % Set S-parameter to excluded if unable to
    % get reference S-parameter
    SPStruct(i).excl = true;
    end
end

% Construct S-parameters
sParamCells{i} = SParam(SPStruct(i));
end
obj.SParams = sParamCells;
end
end
end
end
end

```

D.8 SParam

```

classdef SParam < handle
    %SPARAM Class containing the data of an S-parameter
    % Can be constructed from either a struct of data or a data file
    % Contains methods to get the data in different forms
    % Can be excluded if the data is deemed bad

    properties
        excl
        SName
        dataArray
    end

    methods
        function obj = SParam(indata)
            if isstruct(indata)
                % Construct an S-parameter from a struct of data
                obj.SName = indata.name;
            end
        end
    end
end

```

```
        obj.dataArray = [indata.freq indata.S];
        obj.excl = indata.excl;
    else
        % Construct an S-parameter from the path to a data file
        if isdir(indata)
            error('Must specify path to data file');
        end

        % Get name for S-parameter
        % Same as filename without extension
        pathComponents = strsplit(indata,filesep);
        fileName = pathComponents{end};
        tempName = strsplit(fileName, '.');
        tempName = tempName(1);

        % Load data from file
        fileContents = load(indata);

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

        obj.SName = tempName{1};
        obj.dataArray = [freq S];
        obj.excl = false;
    end
end

function [] = exclude(obj,tf)
% Set if S-parameter is excluded
% tf = true or false
    obj.excl = tf;
end

function excl = isExcluded(obj)
% Returns true if S-parameter is excluded
    excl = obj.excl;
end

function name = getName(obj)
% Returns name of S-parameter
    name = obj.SName;
end

function freq = getFreq(obj)
% Returns frequency array of S-parameter
    freq = obj.dataArray(:,1);
end

function trans = getdBData(obj)
```

```

% Returns an array of the amplitude of the S-parameter in dB
    trans = 20*log10(abs(obj.dataArray(:,2)));
end

function ampl = getAmplData(obj)
% Returns an array of the amplitude of the S-parameter
    ampl = abs(obj.dataArray(:,2));
end

function complex = getComplexData(obj)
% Returns an array of the raw complex data of the S-parameter
    complex = obj.dataArray(:,2);
end

function re = getRealData(obj)
% Returns an array of the real data of the S-parameter
    re = real(obj.dataArray(:,2));
end

function ph = getPhaseData(obj)
% Returns an array of the phase data of the S-parameter
    ph = phase(obj.dataArray(:,2));
end

function intAmp = getIntAmp(obj)
% Return total integrated amplitude
    intAmp = trapz(obj.dataArray(:,1),...
        abs(obj.dataArray(:,2)));
end
end
end

```

D.9 UiHugePlot

```

classdef UiHugePlot < handle
    %UIHUGE PLOT Class for visualizing measurements
    % Contains options for hiding or showing
    % repetitions and excluded S-parameters

    properties
        % Measurement variables
        dataClass
        measments
        measNames
        measColors
    end
end

```

```
% Plot numPlots * numPlots S-parameters
numPlots
% Scroll variables
x
y
% UI elements
popup
btnUp
btnDown
btnLeft
btnRight
% Figure handle
fig
% Input parser
p
% Plotting function
plotFunc
yLabel
% Plot colors (MATLAB default colors)
col=[0    0.4470    0.7410;
     0.8500    0.3250    0.0980;
     0.9290    0.6940    0.1250;
     0.4940    0.1840    0.5560;
     0.4660    0.6740    0.1880;
     0.3010    0.7450    0.9330;
     0.6350    0.0780    0.1840];

end

methods
function obj = UiHugePlot(dataSets, varargin)
% Construct a huge plot of measurements or measurement classes
% Parse input arguments
obj.p = inputParser;
defaultShowReps = true;
defaultShowExcluded = true;
defaultShowLegend = true;
defaultClassColors = false;
defaultVerbose = false;
defaultNumPlots = 2;

addOptional(obj.p, 'showReps', ...
            defaultShowReps, @islogical);
addOptional(obj.p, 'showExcluded', ...
            defaultShowExcluded, @islogical);
addOptional(obj.p, 'showLegend', ...
            defaultShowLegend, @islogical);
addOptional(obj.p, 'classColors', ...
            defaultClassColors, @islogical);
addOptional(obj.p, 'verbose', ...
```

```

        defaultVerbose,@islogical);
addOptional(obj.p,'numPlots',...
            defaultNumPlots,@isnumeric);

parse(obj.p,varargin{:});

% Get measurements to plot
obj.measments = {};
obj.measNames = [];
obj.measColors = {};
for i=1:length(dataSets)
    dataSet = dataSets{i};
    if i == 1
        obj.dataClass = class(dataSet);
    else
        if ~strcmp(obj.dataClass,class(dataSet))
            error('Must plot objects from same class')
        end
    end
end
switch class(dataSet)
    % Get measurements and measurement names
    % depending on the input class
    case 'MClass'
        newMeases = getProcMeases(dataSet);
        newNames = strcat(getName(dataSet),...
            ': ', getMeasNames(dataSet));
    case 'Measurement'
        if obj.p.Results.showReps
            newMeases = getAllMeas(dataSet);
            repNames = strcat(getName(dataSet),...
                ': ', getRepNames(dataSet));
            procName = strcat(getName(dataSet),...
                ': ', 'processed');
            newNames = [repNames procName];
        else
            newMeases = {getProcMeas(dataSet)};
            newNames = {getName(dataSet)};
        end
    end
    case 'cell'
        newMeases = cell(1,length(dataSet));
        newNames = cell(1,length(dataSet));
        for j = 1:length(newMeases);
            newMeases{j} = getProcMeas(dataSet{j});
            newNames{j} = getName(dataSet{j});
        end
    end
    otherwise
        error('No support for plotting class %s',...
            obj.dataClass);
end
end

```



```
obj.measments = [obj.measments...
                newMeases];
obj.measNames = [obj.measNames...
                newNames];
% Select colors for the measurements
newColors = cell(size(newMeases));
for j = 1:length(newColors)
    newColors{j} = obj.col(mod(i,7)+1,:);
end
obj.measColors = [obj.measColors...
                newColors];
end

obj.fig = figure('units','normalized',...
                'outerposition',[0 0.05 1 0.95]);

% Scroll variables
obj.x = 0;
obj.y = 0;

% Create buttons
obj.btnLeft = uicontrol('Style', 'pushbutton',...
    'String', '<',...
    'Parent',obj.fig,...
    'Units', 'normalized',...
    'Position', [0 0.4 0.02 0.2],...
    'Callback', @obj.scrollCallback,...
    'enable', 'off');
obj.btnRight = uicontrol('Style', 'pushbutton',...
    'String', '>',...
    'Parent',obj.fig,...
    'Units', 'normalized',...
    'Position', [0.98 0.4 0.02 0.2],...
    'Callback', @obj.scrollCallback);
obj.btnUp = uicontrol('Style', 'pushbutton',...
    'String', '^',...
    'Parent',obj.fig,...
    'Units', 'normalized',...
    'Position', [0.4 0.96 0.2 0.04],...
    'Callback', @obj.scrollCallback,...
    'enable', 'off');
obj.btnDown = uicontrol('Style', 'pushbutton',...
    'String', 'v',...
    'Parent',obj.fig,...
    'Units', 'normalized',...
    'Position', [0.4 0 0.2 0.04],...
    'Callback', @obj.scrollCallback);

% Create pop-up menu
```

```

obj.popup = uicontrol('Style', 'popup',...
    'String', {'Amplitude [dB]', 'Amplitude',...
              'Phase', 'Real part'},...
    'Parent', obj.fig,...
    'Units', 'normalized',...
    'Position', [0 0.9 .1 .1],...
    'Callback', @obj.popupCallback);

% Set default plotting function
obj.plotFunc = @getDBData;
obj.yLabel = 'Amplitud [dB]';

% Disable warnings if not in verbose mode
if ~obj.p.Results.verbose
    warning('off', 'HugePlot:subplot:SParamFail');
    warning('off', 'MATLAB:legend:PlotEmpty');
else
    warning('on', 'HugePlot:subplot:SParamFail');
    warning('on', 'MATLAB:legend:PlotEmpty');
end

redraw(obj);
end

% Scroll functions
function scrollCallback(obj, srcHandle, eventData)
% Callback function for scroll buttons
    if srcHandle == obj.btnUp
        scrollY(obj, -1);
    elseif srcHandle == obj.btnDown
        scrollY(obj, 1);
    elseif srcHandle == obj.btnLeft
        scrollX(obj, -1);
    elseif srcHandle == obj.btnRight
        scrollX(obj, 1);
    end
end

function scrollX(obj, value)
% Calculate and if possible set new x value
newX = obj.x + value;
if (newX >= 0)
    obj.x = newX;
end

% Disable and enable scroll buttons
if (newX <= 0)
    set(obj.btnLeft, 'enable', 'off')
    set(obj.btnRight, 'enable', 'on')
end

```

```
else
    set(obj.btnLeft, 'enable', 'on')
    set(obj.btnRight, 'enable', 'on')
end

% Redraw plots
redraw(obj);
end

function scrolly(obj, value)
% Calculate and if possible set new y value
newY = obj.y + value;
if (newY >= 0)
    obj.y = newY;
end

% Disable and enable scroll buttons
if (newY <= 0)
    set(obj.btnUp, 'enable', 'off')
    set(obj.btnDown, 'enable', 'on')
else
    set(obj.btnUp, 'enable', 'on')
    set(obj.btnDown, 'enable', 'on')
end

% Redraw plots
redraw(obj);
end

function popupCallback(obj,srcHandle,eventData)
% Callback function for the popup menu for
% choosing plotting function
val = get(srcHandle,'Value');
disp(val);
switch val
    case 1
        obj.plotFunc = @getdBData;
        obj.yLabel = 'Amplitud [dB]';
    case 2
        obj.plotFunc = @getAmplData;
        obj.yLabel = 'Amplitud';
    case 3
        obj.plotFunc = @getPhaseData;
        obj.yLabel = 'Fas [radianer]';
    case 4
        obj.plotFunc = @getRealData;
        obj.yLabel = 'Realdel';
end
redraw(obj);
```

```

end

function redraw(obj)
% Function to draw plots
    for i=1:obj.p.Results.numPlots
        for j=1:obj.p.Results.numPlots
            % Calculate which S-parameter to draw
            s1 = obj.y + i;
            s2 = obj.x + j;
            SParam = strcat('S',num2str(s1),'_',num2str(s2));

            % Get array of measurements
            meas = cell(1,length(obj.measments));
            for k = 1:length(meas)
                try
                    SP = getSParams(obj.measments{k}, {SParam});
                    meas{k} = SP{1};
                catch E
                    warning('HugePlot:subplot:SParamFail',...
                        'Problem loading S-parameter %s: %s ',...
                        SParam, E.message);
                end
            end
        end

        % Select and clear the correct subplot
        currPlot = (i-1)*obj.p.Results.numPlots + j;
        sp = subplot(obj.p.Results.numPlots,...
            obj.p.Results.numPlots,currPlot);
        cla(sp);
        hold on;
        xlabel('Frekvens [Hz]');
        ylabel(obj.yLabel);
        title(strcat('S',num2str(s1),'_',num2str(s2)));

        % Draw measurements in subplot
        for k=1:length(meas)
            if ~isempty(meas{k}) &&...
                (obj.p.Results.showExcluded ||...
                ~obj.p.Results.showExcluded &&...
                ~isExcluded(meas{k}))
                xData = getFreq(meas{k});

                % Plot data using chosen function
                yData = obj.plotFunc(meas{k});

                % Get a color for the line
                color = obj.measColors{k};

                % Dash line if measurement is excluded

```

```
        if isExcluded(meas{k})
            linespec = '--';
        else
            linespec = '-';
        end
        if obj.p.Results.classColors
            plot(xData,yData,linespec,'Color',color);
        else
            plot(xData,yData,linespec);
        end
    end
end

%Create legend
if length(obj.measNames) >= 1
    idxs = ~cellfun('isempty', meas);
    leg = legend(obj.measNames(idxs),...
        'Interpreter','none','Location','best');
    if ~obj.p.Results.showLegend
        set(leg, 'visible', 'off');
    end
end
end
end
end
end
end
end
```

D.10 UiErrorPlot

```
classdef UiErrorPlot < handle
    %UIERRORPLOT Class for visualizing means and standard deviations
    % Uses a standard deviation struct returned from the
    % method getSPDevs() in GLRTTester
    % Utilizes the function shadedErrorBar() by Rob Campbell

    properties
        % Data structure
        dataStruct
        % Plot numPlots * numPlots S-parameters
        numPlots
        % Scroll variables
        x
        y
        % UI elements
        btnUp
        btnDown
    end
end
```

```

    btnLeft
    btnRight
    % Figure handle
    fig
    % Input parser
    p
    % Plot colors (MATLAB default colors)
    col=[0    0.4470    0.7410;
         0.8500    0.3250    0.0980;
         0.9290    0.6940    0.1250;
         0.4940    0.1840    0.5560;
         0.4660    0.6740    0.1880;
         0.3010    0.7450    0.9330;
         0.6350    0.0780    0.1840];
end

methods
function obj = UiErrorPlot(dataStruct, varargin)
% Construct an error plot from a standard deviation struct
    addpath(strcat('.',filesep,'shadedErrorBar'));
    % Parse input arguments
    obj.p = inputParser;
    defaultShowError = true;
    defaultShowLegend = true;
    defaultVerbose = false;
    defaultNumPlots = 2;

    addOptional(obj.p,'showError',defaultShowError,@islogical);
    addOptional(obj.p,'showLegend',defaultShowLegend,@islogical);
    addOptional(obj.p,'verbose',defaultVerbose,@islogical);
    addOptional(obj.p,'numPlots',defaultNumPlots,@isnumeric);

    parse(obj.p,varargin{:});

    % Get data to plot
    obj.dataStruct = dataStruct;

    obj.fig = figure('units','normalized',...
        'outerposition',[0 0.05 1 0.95]);

    % Scroll variables
    obj.x = 0;
    obj.y = 0;

    % Create buttons
    obj.btnLeft = uicontrol('Style','pushbutton',...
        'String','<',...
        'Parent',obj.fig,...
        'Units','normalized',...

```

```
        'Position', [0 0.4 0.02 0.2],...
        'Callback', @obj.scrollCallback,...
        'enable', 'off');
obj.btnRight = uicontrol('Style', 'pushbutton',...
    'String', '>',...
    'Parent',obj.fig,...
    'Units', 'normalized',...
    'Position', [0.98 0.4 0.02 0.2],...
    'Callback', @obj.scrollCallback);
obj.btnUp = uicontrol('Style', 'pushbutton',...
    'String', '^',...
    'Parent',obj.fig,...
    'Units', 'normalized',...
    'Position', [0.4 0.96 0.2 0.04],...
    'Callback', @obj.scrollCallback,...
    'enable', 'off');
obj.btnDown = uicontrol('Style', 'pushbutton',...
    'String', 'v',...
    'Parent',obj.fig,...
    'Units', 'normalized',...
    'Position', [0.4 0 0.2 0.04],...
    'Callback', @obj.scrollCallback);

% Disable warnings if not in verbose mode
if ~obj.p.Results.verbose
    warning('off','ErrorPlot:subplot:SParamFail');
    warning('off','MATLAB:legend:PlotEmpty');
end

redraw(obj);
end

% Scroll functions
function scrollCallback(obj,srcHandle,eventData)
% Callback function for scroll buttons
    if srcHandle == obj.btnUp
        scrollY(obj,-1);
    elseif srcHandle == obj.btnDown
        scrollY(obj,1);
    elseif srcHandle == obj.btnLeft
        scrollX(obj,-1);
    elseif srcHandle == obj.btnRight
        scrollX(obj,1);
    end
end

function scrollX(obj, value)
    % Calculate and if possible set new x value
    newX = obj.x + value;
```

```
if (newX >= 0)
    obj.x = newX;
end

% Disable and enable scroll buttons
if (newX <= 0)
    set(obj.btnLeft, 'enable', 'off')
    set(obj.btnRight, 'enable', 'on')
else
    set(obj.btnLeft, 'enable', 'on')
    set(obj.btnRight, 'enable', 'on')
end

% Redraw plots
redraw(obj);
end

function scrolly(obj, value)
    % Calculate and if possible set new y value
    newY = obj.y + value;
    if (newY >= 0)
        obj.y = newY;
    end

    % Disable and enable scroll buttons
    if (newY <= 0)
        set(obj.btnUp, 'enable', 'off')
        set(obj.btnDown, 'enable', 'on')
    else
        set(obj.btnUp, 'enable', 'on')
        set(obj.btnDown, 'enable', 'on')
    end

    % Redraw plots
    redraw(obj);
end

function redraw(obj)
% Function to draw plots
    for i=1:obj.p.Results.numPlots
        for j=1:obj.p.Results.numPlots
            % Calculate which S-parameter to draw
            s1 = obj.y + i;
            s2 = obj.x + j;
            SParam = strcat('S',num2str(s1),'_',num2str(s2));

            % Get S-parameter from data structure
            currSP = ...
                obj.dataStruct(strcmp({obj.dataStruct.name},...
```



```
        SParam));

% Select and clear the correct subplot
currPlot = (i-1)*obj.p.Results.numPlots + j;
sp = subplot(obj.p.Results.numPlots,...
            obj.p.Results.numPlots,currPlot);
cla(sp);
hold on;
xlabel('Frekvens [Hz]');
ylabel('Amplitud [dB]');
title(strcat('S',num2str(s1),'_',num2str(s2)));

if ~isempty(currSP)
    % Get array of measurements and names
    measNames = cell(1,length(currSP.devs));
    legendObjects = gobjects(1,length(currSP.devs));
    for k = 1:length(currSP.devs)
        % Draw measurements in subplot
        %plot(currSP.freq,...
            % currSP.devs(k).mean);
        color = obj.col(mod(k,7)+1,:);
        if obj.p.Results.showError
            H = shadedErrorBar(currSP.freq,...
                currSP.devs(k).mean,...
                currSP.devs(k).dev,...
                {'Color',color},...
                1);
            legendObjects(k) = H.mainLine;
        else
            H = plot(currSP.freq,...
                currSP.devs(k).mean,...
                'Color',color);
            legendObjects(k) = H;
        end

        measNames{k} = currSP.devs(k).className;
    end
    %Create legend
    if obj.p.Results.showLegend
        legend(legendObjects,measNames,...
            'Interpreter','none','Location','best');
    end
else
    warning('ErrorPlot:subplot:SParamFail',...
        'Problem loading S-parameter %s ',...
        SParam);
end
end
end
```

```

        end
    end
end

```

D.10.1 shadedErrorBar - license.txt

Copyright (c) 2015, Rob Campbell
All rights reserved.

Redistribution and use in source and binary forms, with or without modification, are permitted provided that the following conditions are met:

- * Redistributions of source code must retain the above copyright notice, this list of conditions and the following disclaimer.
- * Redistributions in binary form must reproduce the above copyright notice, this list of conditions and the following disclaimer in the documentation and/or other materials provided with the distribution

THIS SOFTWARE IS PROVIDED BY THE COPYRIGHT HOLDERS AND CONTRIBUTORS "AS IS" AND ANY EXPRESS OR IMPLIED WARRANTIES, INCLUDING, BUT NOT LIMITED TO, THE IMPLIED WARRANTIES OF MERCHANTABILITY AND FITNESS FOR A PARTICULAR PURPOSE ARE DISCLAIMED. IN NO EVENT SHALL THE COPYRIGHT OWNER OR CONTRIBUTORS BE LIABLE FOR ANY DIRECT, INDIRECT, INCIDENTAL, SPECIAL, EXEMPLARY, OR CONSEQUENTIAL DAMAGES (INCLUDING, BUT NOT LIMITED TO, PROCUREMENT OF SUBSTITUTE GOODS OR SERVICES; LOSS OF USE, DATA, OR PROFITS; OR BUSINESS INTERRUPTION) HOWEVER CAUSED AND ON ANY THEORY OF LIABILITY, WHETHER IN CONTRACT, STRICT LIABILITY, OR TORT (INCLUDING NEGLIGENCE OR OTHERWISE) ARISING IN ANY WAY OUT OF THE USE OF THIS SOFTWARE, EVEN IF ADVISED OF THE POSSIBILITY OF SUCH DAMAGE.

D.10.2 shadedErrorBar

```

function varargout=shadedErrorBar(x,y,errBar,lineProps,transparent)
% function H=shadedErrorBar(x,y,errBar,lineProps,transparent)
%
% Purpose
% Makes a 2-d line plot with a pretty shaded error bar made
% using patch. Error bar color is chosen automatically.
%
% Inputs
% x - vector of x values [optional, can be left empty]
% y - vector of y values or a matrix of n observations by m cases
%     where m has length(x);
% errBar - if a vector we draw symmetric errorbars. If it has a size
%           of [2,length(x)] then we draw asymmetric error bars with
%           row 1 being the upper bar and row 2 being the lower bar
%           (with respect to y). ** alternatively ** errBar can be a
%           cellArray of two function handles. The first defines which

```

```
%      statistic the line should be and the second defines the
%      error bar.
% lineProps - [optional, '-k' by default] defines the properties of
%      the data line. e.g.:
%      'or-', or {'-or', 'markerfacecolor', [1,0.2,0.2]}
% transparent - [optional, 0 by default] if ==1 the shaded error
%      bar is made transparent, which forces the renderer
%      to be openGl. However, if this is saved as .eps the
%      resulting file will contain a raster not a vector
%      image.
%
% Outputs
% H - a structure of handles to the generated plot objects.
%
%
% Examples
% y=randn(30,80); x=1:size(y,2);
% shadedErrorBar(x,mean(y,1),std(y),'g');
% shadedErrorBar(x,y,{@median,@std},{'r-o','markerfacecolor','r'});
% shadedErrorBar([],y,{@median,@std},{'r-o','markerfacecolor','r'});
%
% Overlay two transparent lines
% y=randn(30,80)*10; x=(1:size(y,2))-40;
% shadedErrorBar(x,y,{@mean,@std},'-r',1);
% hold on
% y=ones(30,1)*x; y=y+0.06*y.^2+randn(size(y))*10;
% shadedErrorBar(x,y,{@mean,@std},'-b',1);
% hold off
%
%
% Rob Campbell - November 2009
```

```
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
```

```
% Error checking
error(nargchk(3,5,nargin))
```

```
%Process y using function handles if needed to make the error bar
%dynamically
if iscell(errBar)
    fun1=errBar{1};
    fun2=errBar{2};
    errBar=fun2(y);
    y=fun1(y);
else
    y=y(:)';
end
```

```

if isempty(x)
    x=1:length(y);
else
    x=x(:)';
end

%Make upper and lower error bars if only one was specified
if length(errBar)==length(errBar(:))
    errBar=repmat(errBar(:)',2,1);
else
    s=size(errBar);
    f=find(s==2);
    if isempty(f), error('errBar has the wrong size'), end
    if f==2, errBar=errBar'; end
end

if length(x) ~= length(errBar)
    error('length(x) must equal length(errBar)')
end

%Set default options
defaultProps={'-k'};
if nargin<4, lineProps=defaultProps; end
if isempty(lineProps), lineProps=defaultProps; end
if ~iscell(lineProps), lineProps={lineProps}; end

if nargin<5, transparent=0; end

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% Plot to get the parameters of the line
H.mainLine=plot(x,y,lineProps{:});

% Work out the color of the shaded region and associated lines
% Using alpha requires the render to be OpenGL and so you can't
% save a vector image. On the other hand, you need alpha if you're
% overlaying lines. There we have the option of choosing alpha or a
% de-saturated solid colour for the patch surface .

col=get(H.mainLine,'color');
edgeColor=col+(1-col)*0.55;
patchSaturation=0.15; %How de-saturated or transparent to make patch
if transparent

```

```
        faceAlpha=patchSaturation;
        patchColor=col;
        set(gcf,'renderer','openGL')
    else
        faceAlpha=1;
        patchColor=col+(1-col)*(1-patchSaturation);
        set(gcf,'renderer','painters')
    end

    %Calculate the error bars
    uE=y+errBar(1,:);
    lE=y-errBar(2,:);

    %Add the patch error bar
    holdStatus=ishold;
    if ~holdStatus, hold on, end

    %Make the patch
    yP=[lE,fliplr(uE)];
    xP=[x,fliplr(x)];

    %remove nans otherwise patch won't work
    xP(isnan(yP))=[];
    yP(isnan(yP))=[];

    H.patch=patch(xP,yP,1,'facecolor',patchColor,...
        'edgecolor','none',...
        'facealpha',faceAlpha);

    %Make pretty edges around the patch.
    H.edge(1)=plot(x,lE,'-', 'color',edgeColor);
    H.edge(2)=plot(x,uE,'-', 'color',edgeColor);

    %Now replace the line
    %(this avoids having to bugger about with z coordinates)
    delete(H.mainLine)
    H.mainLine=plot(x,y,lineProps{:});

    if ~holdStatus, hold off, end

    if nargout==1
        varargout{1}=H;
    end
```

end

D.11 GLRTTester

```

classdef GLRTTester < handle
    %GLRTTESTER Class to test the performance of the GLRT classifier
    % Contains methods for LOO-cross validation and
    % different kinds of data analysis of the measurement classes

    properties
        glrtPath
        classes
        knownClasses
        goodSParams
        classingFreq
    end

    methods
        function obj = GLRTTester(classes)
            % Construct a GLRTTester-object from a
            % cell array of measurement classes
            obj.glrtPath = uigetdir('',...
                'Select directory of file glrt.p');
            addpath(obj.glrtPath);
            obj.classes = classes;
            obj.knownClasses = [];
            for i = 1:length(classes)
                obj.knownClasses = [obj.knownClasses...
                    i*ones(1,getNumMeases(classes{i}))];
            end
            obj.goodSParams = cell(0);
            obj.classingFreq = [];
        end

        function predClasses = looCrossValidate(obj)
            % Does a LOO-cross validation of all measurements in the
            % GLRTTester. Returns an array containing the predicted classes.
            predClasses = zeros(size(obj.knownClasses));

            if ~isempty(obj.goodSParams)
                % Prioritize specified S-parameters
                vectSParams = obj.goodSParams;
            else
                % Find names of S-parameters included in all measurements
                vectSParams = getIncSParams(obj);
            end
        end
    end
end

```

```
disp(vectSParams);

% TODO: Proper function for preallocating data matrix
dataMatrix = [];
for i = 1:length(obj.classes)
    procMeases = getProcMeases(obj.classes{i});
    for j = 1:length(procMeases)
        dataMatrix = [dataMatrix...
            vectorize(procMeases{j},vectSParams,...
                obj.classingFreq)];
    end
end

% L00 loop
for i = 1:length(predClasses)
    x = dataMatrix(:,i);
    data = dataMatrix(:,[1:(i-1) (i+1):end]);

    tempClasses = obj.knownClasses([1:(i-1) (i+1):end]);
    finalClass = tempClasses(end);
    idxColumns = zeros(1,finalClass);

    for j = 1:length(idxColumns)
        idxColumns(j) = sum(tempClasses == j);
    end

    class =...
        glrt(x, 'Alldata', data, 'indAll', idxColumns);

    predClasses(i) = class;
end
end

function knownClasses = getKnownClasses(obj)
% Returns an array containing the known classes
% of all measurements
    knownClasses = obj.knownClasses;
end

function [] = setGoodSParams(obj,goodSPs)
% Manually sets the S-parameters used for classifying
    obj.goodSParams = goodSPs;
end

function [] = setClassingFreq(obj,classingFreq)
% Manually set the frequency span used for classifying.
% classingFreq should be an array in the form of
% [startFreq endFreq]
    obj.classingFreq = classingFreq;
```

```

end

function incSPParams = getIncSPParams(obj)
% Find names of S-parameters included in all measurements
incSPParams = {};
for i = 1:length(obj.classes)
    procMeases = getProcMeases(obj.classes{i});
    for j = 1:length(procMeases)
        if isempty(incSPParams)
            incSPParams = ...
                getIncludedSPNames(procMeases{j});
        else
            incSPParams = intersect(incSPParams,...
                getIncludedSPNames(procMeases{j}));
        end
    end
end
end

function SPScores = scoreSPParams(obj)
% Returns an array consisting of a score for each included
% S-parameter. The score is calculated by performing a
% LOO-cross validation for each S-parameter and counting
% the number of correct classifications.
incSPParams = getIncSPParams(obj);
emptyCells = cell(size(incSPParams));

SPScores = struct('name',emptyCells,'score',emptyCells);

oldGoodSPParams = obj.goodSPParams;

for i = 1:length(incSPParams)
    currSP = incSPParams{i};
    SPScores(i).name = currSP;

    setGoodSPParams(obj,{currSP});

    predClasses = looCrossValidate(obj);

    SPScores(i).score = sum(predClasses == obj.knownClasses);
end

setGoodSPParams(obj,oldGoodSPParams);
end

function SPDevs = getSPDevs(obj)
% Returns a struct containing mean values and standard
% deviations for all S-parameters and all measurement classes.
% This struct can be visualized in UiErrorPlot.

```



```
incSPParams = getIncSPParams(obj);

emptyCells = cell(size(incSPParams));

SPDevs = struct('name',incSPParams,...
    'freq',emptyCells,...
    'devs',emptyCells);

for i = 1:length(SPDevs)
    currSPName = SPDevs(i).name;
    % No "all classes" if only one class
    emptyCells = cell(1,length(obj.classes));
    SPDevs(i).devs = struct('className',emptyCells,...
        'mean', emptyCells,...
        'dev', emptyCells);
    freq = [];
    totalData = [];
    for j = 1:length(obj.classes)
        SPDevs(i).devs(j).className = ...
            getName(obj.classes{j});
        procMeases = getProcMeases(obj.classes{j});
        classData = [];
        for k = 1:length(procMeases)
            currSP = getSPParams(procMeases{k},{currSPName});
            % Check for same frequency
            if j == 1 && k == 1
                freq = getFreq(currSP{1});
            else
                if ~isequal(freq, getFreq(currSP{1}))
                    error(...
                        'Frequency mismatch in class %s, measurement %s',...
                        SPDevs(i).devs(j).className, num2str(k));
                end
            end
            dBData = getdBData(currSP{1});
            classData = [classData;
                dBData'];
        end
        SPDevs(i).devs(j).mean = mean(classData,1);
        SPDevs(i).devs(j).dev = std(classData,0,1);
    end
    SPDevs(i).freq = freq;
end
end
end
end
end
```