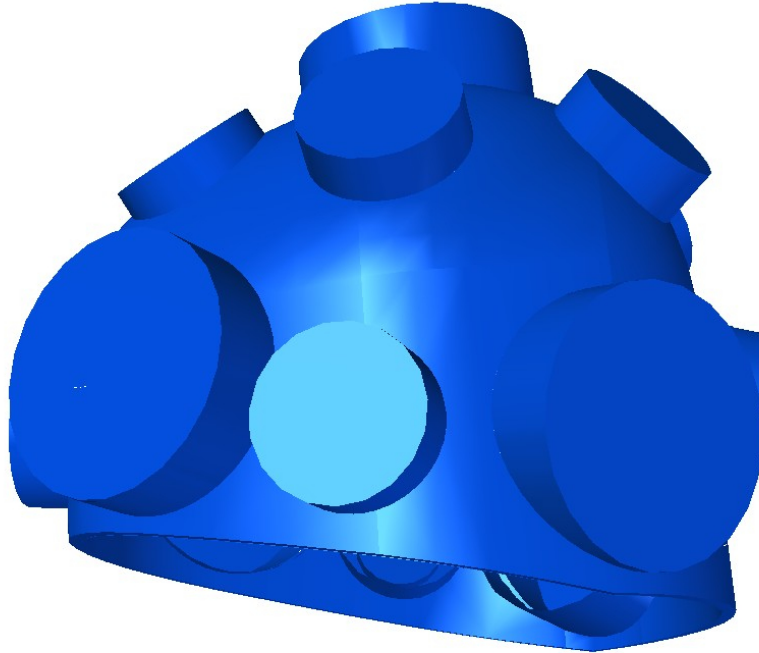




CHALMERS
UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



Hypertermibehandling av hjärntumörer hos barn

Utformning av ett antensystem

Kandidatarbete inom Datateknik, Elektroteknik, Teknisk fysik och Teknisk matematik

MARYAM ASOUDEH, MARCUS ARVIDSSON, SAMUEL BERGER,
ERIKA EK, ELLEN ESKILSSON, PER WIKLUND

Sammandrag

Syftet med projektet är att utforma ett designförslag på en antennuppsättning för hypertermibehandling av hjärntumörer hos barn under femton år. Principen bygger på antenner som sänder mikrovågor och värmer tumören med elektromagnetisk energi och orsakar apoptosis i tumören utan att skada omkringliggande frisk vävnad. För att uppnå detta studeras olika uppsättningar av antensystem med kylsystemet vattenbolus för att ge optimalt resultat. Fokus ligger på att finna den mest gynnsamma storleken på antensskalning med ett lägre frekvensband för kombinera med originalstora antenner till ett antensystem som sänder på olika frekvenser samtidigt.

För att beräkna den effekt som tillförts tumören används verktygen Matlab och CST. Inledningsvis utförs simuleringar det på en förenklad geometri som approximation av ett barnhuvud och slutligen används resultaten för att utforma ett antensystem på en modell av ett barnhuvud. Simuleringar på en skapad muskelcylinder utförs för att sedan jämföras med experiment utförda på cylinderformad fantom skapad för att ha liknande dielektriska egenskaper som muskel. Fokuseringsförmågan av de konstruerade antensystemen har analyserats både med metoden för tidsreversering i CST och analytisk beräkning av fasförskjutning i Matlab. För att framställa ett fullständigt designförslag utformades en vattenbolus till antennhjälmen.

Utifrån simuleringar och experimentell verifiering av fokuseringsförmåga har ett designförslag på ett komplett antensystem utarbetats som klarar av att värma tumören Medulloblastoma. Det består av femton antenner placerade i en kombination av sicksackmönster med varannan antenn i originalstorlek och varannan med skala på 1,6 och alternerande antenner i rader av skalade och oskalade antenner. Dessa är fastsatta på en hjälm med tillhörande vattenbolus för kylning av huden.

Abstract

The purpose of the project is to develop a design proposal of an antenna set used for hyperthermia treatment of brain tumors affecting children up to the age of fifteen. The principle used is based on heating a tumor using antennas to transmit electromagnetic microwaves causing apoptosis without damaging the surrounding healthy tissue. In order to achieve this, different sets of antennas and cooling systems are examined to help with the pursuit of an optimal solution. The main focus is finding the most beneficial scaling of the antennas with lower frequency range. These are then combined with the original antennas, forming a set transmitting on multiple frequencies simultaneously.

Furthermore, calculations of the power affecting the tumor are carried out using the softwares Matlab and CST. Initially, simplified geometries are used for the simulations as an approximation of a human head and finally a design based on the results is created on a model of a child's head. Simulations on a cylinder of muscle tissue are created and compared with experimental results, calculated on a cylindrical shape of similar dielectrical properties. The antennas' directivity has been analysed through time reversal in CST and through an analytical calculation of phase delay in Matlab. In order to propose a complete design of an antenna set, a complimentary water bolus to the set was created.

Based on the simulations and the experimental verification, a final set of antennas with the capability to heat the tumor Medulloblastoma was designed. The final set consists of fifteen antennas, with a scale factor of 1.6 of the original, in a combination of a zigzag pattern and a pattern with different antenna sizes on different rows. Thence, these antennas are placed on a helmet, in the same pattern, and combined with the aforementioned water bolus to cool the skin.

Förord

Vårt projekt hade aldrig varit möjligt utan all hjälp. Vi vill tacka vår handledare Dr. Hana Dobšíček Trefná vid institutionen för Signaler och system för hennes brinnande engagemang och kunskap. Genom många fartfyllda diskussioner med henne har detta projekt fått liv. Tack Pegah Takook för stor hjälp i frågor kring CST och Matlab. Slutligen vill vi även tacka tidigare års kandidatarbeten, och framför allt Joel Wanemark, som har givit oss ovärderlig hjälp.

Begreppförklaringar

aPA - *Average Power Absorption*. Ett mått på hur hög effekt som absorberats i tumören relativt upptagen effekt i övrig vävnad.

Apoptosis - En form av celldöd.

Cytostatika - En behandling mot cancer, även känt som cellgifter.

Hotspots - Punkter där ett antensystem har positiv interferens.

Hypertermibehandling - Uppvärmning av tumörer till en temperatur som leder till apoptosis.

Medulloblastoma - Stor och djupliggande hjärntumör som oftast är belägen i lillhjärnan.

RTMi - *Remaning Tissue Maximum index*. Relaterar uppvärmningen i frisk vävnad till uppvärmning i tumören.

SAR - *Specific Absorption Rate*. Ett mått på den maximala effekt som absorberas per massenhet.

Vattenbolus - Ett avkylningssystem vars uppgift är att förhindra oönskad uppvärmning i frisk vävnad vid kontaktytan.

Innehåll

1 Inledning	1
1.1 Syfte med projektet	2
1.2 Problemformulering	3
1.3 Avgränsningar	3
2 Teori gällande utformning av ett antenssystem	4
2.1 Medicinsk bakgrund	4
2.2 Översikt om elektromagnetiska vågor	5
2.3 Kvalitetsindikatorn SAR	5
2.4 Kvalitetsindikatorerna aPA och RTMi	6
2.5 Värmeledning i vävnader	7
2.5.1 Relevanta samband inom värmeledning	7
2.5.2 Värmeledning mellan och inom olika material	8
2.6 Antenssystem för hypertermibehandling	9
2.6.1 Antennen som används i systemet	9
2.6.2 Vattenbolus som kylsystem	9
2.6.3 Spridningsparametrar för antenner	10
3 Metod för utveckling av en hjälmdesign	11
3.1 Modifikation av antenner	11
3.1.1 Analys av matchningskrets	11
3.2 Utformning av antenssystemet	12

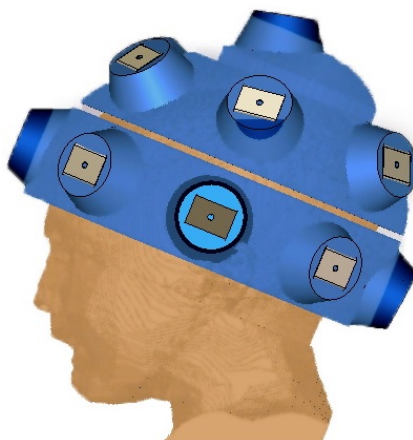
3.2.1	Simuleringar på cylinder	12
3.2.2	Simuleringar på modell av barnhuvud	14
3.3	Fokuseringsförmåga av antennsystem	15
3.4	Tidsreversering som metod för fokusering	16
3.5	Modelleringsverktyg	16
3.6	Experimentiell verifiering av fokuseringsförmåga	17
3.6.1	Förberedelser inför experimentet	17
3.6.2	Utförande av experimentet	18
3.7	Tillverkning av ny vattenbolus	19
3.8	Design av fästansordning	19
4	Resultat	21
4.1	Modifikation av antenner	21
4.1.1	Analys av matchningskrets	24
4.2	Utformning av antennsystemet	25
4.2.1	Simuleringar på cylinder	25
4.2.2	Simuleringar på modell av barnhuvud	32
4.3	Fokuseringsförmåga av antennsystem	34
4.4	Tidsreversering som metod för fokusering	39
4.5	Experimentiell verifiering av fokuseringsförmåga	41
4.6	Tillverkning av ny vattenbolus	43
4.7	Design av fästansordning	45
5	Diskussion	46

5.1	Utformning av antennsystemet	46
5.1.1	Simuleringar på cylinder	46
5.1.2	Simuleringar på modell av barnhuvud	48
5.2	Fokuseringsförmåga av antennsystem	49
5.3	Tidsreversering som metod för fokusering	51
5.4	Experimentiell verifiering av fokuseringförmåga	51
5.5	Tillverkning av ny vattenbolus	52
5.6	Design av fästnanordning	52
5.7	Framtida arbete inom området	52
6	Slutsats	54
A	Jämförelse av antennskalningar	57
A.1	Koppling mellan antennerna	58
B	Fokuseringsförmåga i antennsystem	60
C	Experiment	62
D	Beräkning av sändningsfrekvens för skalad antenn	64
E	Grafer över spridningsparametern S_{11}	65

1 Inledning

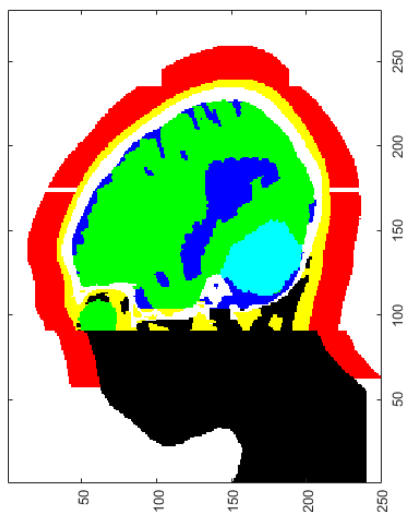
Hjärntumörer är den näst vanligaste cancerformen i åldrarna 0-15 år. Den nuvarande behandlingmetoden utgör en risk för flera allvarliga konsekvenser, såsom tillväxtstörningar, inlärningssvårigheter och sociala problem, då den utförs på en inte fullt utvecklad hjärna [1], [2]. Detta arbete fokuserar på att försöka minska de kognitiva komplikationer som kan uppstå av strålning- och cytostatikabehandling av hjärntumörer hos barn genom att i tillägg utföra hypertermibehandling. I dagsläget överlever barn som drabbas av cancer i cirka 80 % av fallen efter två år. Det är en betydligt högre siffra än de cirka 65 % som överlever i två år av patienter i alla åldrar [3], [4]. Den nuvarande överlevnadsstatistiken anses vara hög och lämnar därmed inte mycket utrymme för förbättring, men behandlingen sätter dock sina spår [1]. Barn som överlever cancer har hela livet framför sig, vilket gör det särskilt viktigt att försöka minimera de bestående men som behandlingen kan orsaka.

Hypertermibehandling går ut på att värma upp den djupliggande tumören med hjälp av mikrovågor till en temperatur som orsakar *apoptosis*, vilket sker i temperaturspannet 40-45°C [5], [6]. Den friska vävnaden som omsluter tumören klarar av den önskade temperaturnivån utan skador med hjälp av kroppens egna avkylningssystem bestående av ökad blodtillförsel. Behandlingen hjälper till att tillintetgöra tumören samtidigt som den ökar blodtillförseln till området, vilket i sin tur hjälper cytostatikan att nå fram till det önskade området. Att använda hypertermi som tillägg till strålning och cytostatika kan alltså effektivisera behandlingen och därmed minska dosen strålning och cytostatika som hjärnan utsätts för. En risk med hypertermibehandling är att mikrovågorna värmer den friska vävnaden till en skadlig temperaturnivå som är högre än 45°C. Om dessa förekommer högst två centimeter innanför skallbenet kan de kylas med ett effektivt avkylningssystem, vilket kan göra det möjligt att undvika den typen av skador. Om värmen inte påverkar den friska vävnaden negativt bör denna metod kunna minska de långvariga kognitiva komplikationerna som kan uppstå.



Figur 1: Förslag på antennsystem för behandling av hjärntumörer som framtagits under kandidatarbetet 2013 [7].

Figur 1 visar ett tidigare antensystem för hypertermibehandling av djupliggande tumörer. Förslaget har dock visat sig vara ineffektiv vid behandling av en stor och djupliggande tumör belägen i lillhjärnan kallad *Medulloblastoma*, illustrerad i figur 2. Denna typ av tumör är en av de fyra vanligaste hjärntumörerna hos barn och den har en femårsöverlevnad på cirka 60 %. Medulloblastoma är även den typ av tumör som har störst benägenhet att sprida sig till centrala nervsystemet och är därför i behov av hypertermibehandling [1]. Således är den klassen av tumörer utgångspunkten för simuleringarna i detta arbete. Målet med projektet är att utforma ett antensystem som klarar att värma sådana tumörer till förskrivna temperatur utan att skada den omkringliggande friska vävnaden.



Figur 2: Genomskärning av ett barnhuvud i profil. Olika vävnader representeras med olika färger. Medulloblastoman befinner sig långt bak i huvudet och är turkos. Vattenbolusen kring huvudet representeras med rött.

1.1 Syfte med projektet

Syftet med detta projektet är att utforma en hjälmdesign för hypertermibehandling. Antensystemet konstrueras med fokus på att effektivt värma hjärntumörer av typen Medulloblastoma hos barn genom att framställa en antenn som kan stråla med lägre frekvenser än tidigare system. Målet är att presentera en hjälmdesign som kan utvecklas till en fungerande prototyp.

1.2 Problemformulering

Hjärntumören Medulloblastoma är en relativt stor tumör och behandling av dessa kräver att hjälmens antennsystem kan fokusera på större områden. En utmaning med all form av hypertermibehandling är att frisk vävnad riskerar att bli uppvärmd till för hög temperatur i processen. Hjärnan är ett känsligt område och minsta påverkan på frisk vävnad kan medföra allvarliga skador. Således blir det en utmaning i projektet att få antennsystemet att endast fokusera på tumören och värma den effektivt. Det är redan problematiskt att värma upp mindre tumörer i hjärnan med hjälp av hypertermibehandling då samtliga tumörer i hjärnan ligger förhållandevis långt innanför skallbenet. Medulloblastoma är både stor och djupliggande, vilket ökar uppvärmningssvårigheten ytterligare.

1.3 Avgränsningar

Projektet utgår från huvudstorleken hos en femtonåring. Den slutgiltiga hjälmdesignen anses vara lättare att förminska än att förstora av den orsaken att ett mindre huvud innebär ett kortare avstånd mellan antenner och tumör och därmed ett kortare avstånd för vågorna att färdas. Således minskar svårigheten med uppvärmning av tumören med kortare avstånd. Projektet fokuserar endast på tumörer av typen Medulloblastoma, då den nuvarande prototypen inte har givit tillfredsställande resultat för denna typen av tumör. Det kylsystem som används för hjälmdesignen är vattenbolus och alternativa former undersöks inte ytterligare. Vidare utesluts fallet med separata bolusar för varje antenn då detta kan leda till hotspots mellan bolusarna där huden ska kylas ned. Slutligen kommer inte fysisk konstruktion av hjälm eller antennsystem vara en del av projektet då det ligger utanför projektets tidsrymd.

2 Teori gällande utformning av ett antensystem

För att få djupare förståelse av den bakomliggande teorin till projektet presenteras inledningsvis medicinsk bakgrund av tumören Medulloblastoma. Elektromagnetiska vågor beskrivs sedan kortfattat med fokusering på plana vågor. Formler för tre olika mått på uppvärmning med hjälp av hypertermi introduceras och förklaras. Därefter ges grundläggande värmeledningsteori om hur värmen leds genom olika delar av huvudet beroende på materiaegenskaper. Vidare följer teori om antenner, specifikt den självjordade *Bow-tie* antennen som används i detta projekt. Det beskrivs även hur koppling kan ske mellan närliggande antenner och vad antennstrålningens inträngningsdjup och fokus beror på. Slutligen presenteras kylsystemet som består av vattenbolus med en beskrivning av hur den fungerar i praktiken.

2.1 Medicinsk bakgrund

Medulloblastoma är en typ av hjärntumör som oftast är belägen i lillhjärnan. Den delen av hjärnan styr bland annat balans och koordination [8]. En risk med tumören är att den kan spridas till andra delar av hjärnan samt till ryggraden. Oftast drabbas barn under sexton år och endast cirka 33 % av alla nya diagnoser är hos vuxna patienter [9]. Första steget i behandlingen av Medulloblastoma är vanligtvis en operation där målet är att avlägsna tumören. Vid en lyckad operation behandlas patienten med låga doser av strålning och cytostatika för att minimera risken för en återkommande tumör. Om operationen misslyckas behandlas patienten med höga doser av traditionella strålningsbehandlingar för att sedan även behandlas med cytostatika. För överlevande patienter väntar i många fall allvarliga biverkningar så som problem med hörseln, fertiliteten och inlärningssvårigheter [8].

I 75 % av fallen där Medulloblastoma drabbar barn börjar tumören växa från Cerebellar Vermis, vilken är den fåra som separerar lillhjärnans olika delar [10]. I de fall tumören sprids ytterligare är det oftast till den fjärde ventrikeln mellan lillhjärnan och hjärnstammen denna är placerad [11]. Tumören klassificeras efter storlek och ålder. En standardrisktumör bör inte ha spridit sig de senaste tre åren samt ha maximal genomskärningsarea på $1,5 \text{ cm}^2$. För att klassas som högrisktumör ska något av de tidigare kriterierna ha överskridits eller att diagnosen skett inom de senaste tre åren [11]. Volymen på tumören kan variera avsevärt mellan olika patienter. Bland annat ålder på patienten samt ålder på tumören påverkar tumörens volym.

Speciellt i små tumörer gäller att blodflödet i tumören är större eller lika med den omkringliggande vävnaden. Vid uppvärmning ökar blodflödet mer i den omkringliggande vävnaden än i tumören, vilket medför att den termiska spridningen är lägre i tumören. Det vill säga att den tillförda energin snabbare omvandlas till värmeenergi i tumören än den gör utanför tumören. Följaktligen ökar tumörtemperaturen snabbare än i den omkringliggande vävnaden [12]. Den optimala termiska dosen är 43°C under en timme [13].

2.2 Översikt om elektromagnetiska vågor

En elektromagnetisk våg överför energi genom en oscillation kombinerad med energi som färdas genom ett medium. Det finns flera olika sorters vågor och detta avsnittet fokuserar på den mest grundläggande varianten känd som plan våg. Den kan uttryckas både på exponential form och som en kombination av sinus- och cosinustermer enligt ekvation 1:

$$E(\mathbf{r}, t) = Ae^{i(\mathbf{kr} - \omega t + \varphi)} = A(\cos(\mathbf{kr} - \omega t + \varphi) + i \sin(\mathbf{kr} - \omega t + \varphi)), \quad (1)$$

där $E(\mathbf{r}, t)$ betecknar storleken på vågen i given position i tid och rum, A representerar vågens amplitud i [m], \mathbf{k} vågvektorn, \mathbf{r} positionsvektorn, t tiden i [s] och φ vågens fasförskjutning. Den sistnämnda parametern anger var i vågrörelsen vågen startas. Vågen kan skickas med en specifik frekvens som bestämmer hur våglängden förändras givet propageringsmaterialet. Förändring av de beroende parametrarna, såsom fasan φ och amplituden A , ändrar vågens egenskaper. I det här projektet används det till att bestämma var i huvudet två antenners signaler ska mötas. Det görs genom att en antens och dess motstående antens fas och amplitud sätts till sådana värden att positiv interferens sker på önskat ställe i tumören.

Mikrovågor färdas olika långt då de tränger genom olika material. Med andra ord varierar inträngningsdjupet, δ , med materialets dielektriska egenskaper vilka ger upphov till en dämpning av den propagerande vågen. Inträngningsdjupet mäts till den punkt där effekten halverats och beräknas med ekvation 2 [14].

$$\delta_{1/2} = \frac{1}{\sqrt{\pi\sigma\mu f}}. \quad (2)$$

Längden δ har enheten [m], där σ är konduktiviteten mätt i [S/m], μ är permeabiliteten i [H/m] och f är frekvensen i [Hz]. Inträngningsdjupet används vid jämförelse mellan olika antenners förmåga att stråla i ett medium. Det används även vid undersökning av hur effekten i signalen avtar på grund av de dielektriska konstanterna i mediumet och signalens frekvens.

2.3 Kvalitetsindikatorn SAR

Specific Absorption Rate, SAR, är ett mått på den effekt som absorberas per massenhet. Den biologiska materian i tumören och hjärnans olika delar har olika dielektriska egenskaper. Det gör att det kan uppstå avsevärda SAR-gradienter, vilket medför högre temperaturer. Viskösa material som blod, skinn, muskler och interna organ har högre absorptionskoefficient, medan ben och fettvävnad har en lägre koefficient [15].

Den specifika absorptionsnivån beräknas med ekvation 3 och har enheten [W/kg]:

$$SAR = \int_V \frac{\sigma(r) |\mathbb{E}(r)|^2}{\rho} dV, \quad (3)$$

där σ representerar konduktiviteten av enhet [S/m], \mathbb{E} är elfältet mätt i [V/m] och ρ är massdensiteten i [kg/m³] [6].

Ytterligare ett mått på värmespridningen är *Power Loss Density*, PLD. Liket SAR är PLD är ett mått på effekttätheten fast per volymenhet. Det gör att PLD och SAR beror på varandra enligt ekvation 4.

$$SAR = \frac{PLD}{\rho} \quad (4)$$

Om huvudets exponering överstiger 10 mW/cm² ger strålningen upphov till en märkbar temperaturskillnad [15]. Biologiska effekter uppstår efter femton minuter om effekttätheten är hög. Materia innanför skallbenet tar skada om dess temperaturökning är högre än fem grader celsius [15].

Vid hypertermibehandling av djupliggande tumörer med antensystem strålar antennerna samtidigt för att nå positiv interferens i tumören i syfte att värma upp tumören så effektivt som möjligt. Området då detta sker benämns *fokusområde*. Definitionen av ett sådant område är där amplituden A av vågen är över $A_{max}/\sqrt{2}$, vilket är ekvivalent med att den absorberade effekten överstiger hälften av maxeffekten. För exempelvis sinusvågor infinner sig detta mellan $\sin(\pi/4)$ och $\sin(3\pi/4)$, vilket ger en motsvarande diameter på fokuseringen $D_{fokus} = \lambda/4$. Våglängden λ kan beräknas enligt ekvation 5:

$$\lambda = \frac{c}{f\sqrt{\epsilon_r}}, \quad (5)$$

där c är ljusets hastighet i vakuum med enheten [m/s], f är vågens frekvens i [Hz] och ϵ_r är den relativa permitiviteten hos materialet och är dimensionslös [16].

2.4 Kvalitetsindikatorerna aPA och RTMi

En indikation på hur väl värmestrålningen fokuseras i tumören är det så kallade *Average Power Absorption*, aPA, vilket är ett mått på hur hög effekt som absorberats i tumören relativt upptagen effekt i övrig vävnad. Det framtagna aPA-värdet visar hur stor del av den tillförda effekten som fokuserats i tumören. Detta mått är dimensionslöst och beräknas enligt ekvation 6 [5]:

$$aPA = \frac{\frac{1}{N_{V_{tumör}}} \sum^{V_{tumör}} PA(x, y, z)}{\frac{1}{N_{V_{huvud}}} \sum^{V_{huvud}} PA(x, y, z)}. \quad (6)$$

$N_{V_{tumör}}$ och $N_{V_{huvud}}$ presenterar antalet volymentelement i tumören respektive resten av huvudet och PA är effektförlusttäteten av enhet [W/kg], vilken summeras över $V_{tumör}$ och V_{huvud} . Ett högt värde på aPA, indikerar en effektiv antennuppsättning, då detta innebär att stor del av den tillförda effekten har absorberats i tumören och inte i den friska vävnaden.

En annan indikator på hur stor effekt som upptagits är *Remaining Tissue Maximum index*, RTMi. Den visar förhållandet mellan den absorberade effekten i hotspots och den absorberade effekten i tumören och definieras enligt ekvation 7:

$$RTMi = \frac{PA_{1_{icke-tumör}}}{PA_{50_{tumör}}}, \quad (7)$$

där PA_1 är värdet som indikerar den högsta percentilen av effektdistributionen i frisk vävnad och PA_{50} är medianen av den absorberade effekten i tumören [17]. Även RTMi är dimensionslöst och visar hur effektivt tumören kan behandlas utan att få oönskade hotspots. Till skillnad från aPA-värdet bör värdet på RTMi vara så lågt som möjligt [5].

2.5 Värmeledning i vävnader

I följande stycke presenteras initialt tre samband gällande värmeledning som är relevanta vid beskrivning av hypertermibehandling. Därefter beskrivs vilka samband som uttrycker hur värmen breder ut sig genom bolusen, inne i kroppen samt mellan bolusen och kroppen.

2.5.1 Relevanta samband inom värmeledning

Inledningsvis presenteras två relevanta ekvationer gällande värmeledning; *Fouriers lag*, även känd som lagen om värmekonduktion, samt *värmeledningsekvationen*. Fouriers lag relaterar energimängden per areaenhet, q , till ett materials värmekonduktivitet, k , och den negativa temperaturförändringen, $-\nabla T$, enligt ekvation 8:

$$q(x, t) = -k(x, t) \cdot \nabla T(x, t), \quad (8)$$

där q har enheten [W/m²], k är av enhet [W/mK] och ∇T har enheten [K/m] [18]. Värmeledningsekvationen beskriver hur inre energiförändringar hos ett material beror på yttre parametrar enligt ekvation 9:

$$\rho(x)c(x)\frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot q + P, \quad (9)$$

där densiteten ρ har enheten [kg/m³], värmekapaciteten c har [J/(kg·K)] och temperaturförändringen

$\partial T/\partial t$ har enheten [K/s]. I högerledet betecknar q energimängden per areaenhet och P den yttre tillförda effekten per volymsenhet. Båda termerna är av enhet [W/m³] [18].

Värmeledning över ett tvärsnitt mellan två olika material kan beskrivas med hjälp av sambandet som presenteras i ekvation 10:

$$q = hA(T_1 - T_2). \quad (10)$$

I det här fallet betecknar q värmen i [W], h är värmeövergångstalet mellan medierna i [W/(K·m²)], A är kontaktarean i [m²] samt T_1 och T_2 är temperaturerna av det första respektive det andra mediet mätt i [K] [18].

2.5.2 Värmeledning mellan och inom olika material

Vattenbolusen kyls, som tidigare nämnts, genom strömmande vatten av konstant temperatur. Det gör att det inte sker någon inre värmeledning i själva bolusen [7]. Däremot sker det värmeledning mellan vattenbolusen och huvudet via kontaktytan enligt ekvation 10, då huvudet och bolusen håller olika temperaturer. Det är denna princip som ligger till grund för kylsystemet, då det är önskvärt att kyla ned huvudets yta från antennstrålningen. Huvudet består av olika vävnader med unika värmeledningsegenskaper som varierar. Det gäller inte bara från individ till individ, utan även beroende på dagsformen. Detta gör det komplicerat att exakt bestämma värmeutbredningen genom kroppen [7].

Värmeutbredningen i kroppen kan beräknas approximativt genom en utveckling av värmelednings-ekvationen 9, [19]. Ekvationen är en parabolisk linjär partiell differentialekvation som löses med en numerisk approximation baserad på *Eulermetoden*, då kroppen saknar enkla geometrier. Den observerade ekvationen kan ses i ekvation 11 [7].

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t}(t, x) = \nabla \cdot (k \nabla T(t, x)) - \rho \omega_b \rho_b c_b (T(t, x) - T_b(t, x)) + q_e + q_m. \quad (11)$$

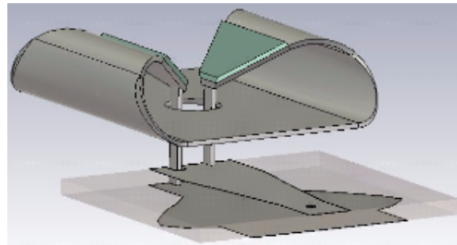
Ekvation 11 modellerar hur temperaturen $T(t, x)$ förändras i en kroppsvävnad där $\rho(x)$ är vävnadens densitet och $c(x)$ är dess värmekapacitet. Materialparametern $k(t, x)$ betecknar som tidigare beskrevs värmekapaciteten. Den tillförda effekten q från omgivningen har enheten [W/m³]. Effekten är uppdelad i q_e som är bidraget från den elektromagnetiska strålningen och q_m som är bidraget från metabolismen. Konvektionstermen, $\rho \omega_b \rho_b c_b (T(t, x) - T_b(t, x))$, beror på densiteten hos vävnaden samt blodet, betecknad $\rho(x)$ respektive $\rho_b(x)$. Blodets specifika värmekapacitet $c_b(x)$, skillnaden mellan vävnadens och blodets temperatur $T(t, x) - T_b(t, x)$ samt perfusionshastigheten $\omega_b(t, x, T)$ är mätt i [m³/(kg·s)]. Den sistnämnda parametern, ω_b , är den största osäkerhetsfaktorn för uttrycket i ekvation 11. Den har egenskaper som är patientspecifika och som varierar med temperaturen.

2.6 Antennsystem för hypertermibehandling

Hypertermibehandling av djupliggande tumörer utförs genom att låta ett antennsystem som är utformat efter huvudet stråla mikrovågor för att på så vis värma tumören till 40-45°C. I följande avsnitt beskrivs den antenn som används i systemet samt kylsystemet vattenbolus. Vidare förklaras hur överförd energi mellan antenner mäts med spridningsparametrar.

2.6.1 Antennen som används i systemet

I projektet används en självjordad *Bow-tie* antenn. Den har fått sitt namn efter sitt utseende, vilket kan ses i figur 3. Den har ett riktat strålningsmönster med ett högt förhållande mellan parallellt och vinkelrätt elektromagnetiskt fält över ett brett frekvensband. Den vinkelräta komponenten av det elektromagnetiska fältet bör vara så liten som möjligt för att undvika effektupptagning av huden. Strålningsmönstret ökas genom att forma vattenbolusen som i sin tur ökar inträngningsdjupet av strålningen av antennen.



Figur 3: Självjordad Bow-tie antenn med två gröna dielektriska lager ovanpå antennens spetsar med låg permittivitet och liten förlust av strålning [7], [20]. Matchningskretsens kontaktplatta syns liggande underst i bilden.

För att kunna sända frekvenser i intervallet 0,4-1 GHz har antennen två dielektriska lager på de strålande armarna. Antennen sänks ner i en bolus med avmineraliserat vatten för att matcha patientens impedans [20].

Om antennimpedansen inte överensstämmer med impedansen i anslutningskablarna på 50 Ω i behövs en matchningskrets för att anpassa impedansen från kabeln till antennen. Matchningskretsen kopplas till antennen med två kontaktstavar från varsin sida av en kontaktplatta. Figur 3 illustrerar hur matchningskretsens kontaktplatta kopplas till antennen.

2.6.2 Vattenbolus som kylsystem

Det vanligast förekommande kylsystemet inom hypertermibehandling är en så kallad *vattenbolus*. En sådan bolus består oftast av en silikonpåse som har konstant genomströmning av vatten. En

klar fördel med denna sortens bolus är att kylmediet kan hållas på en temperatur som är bekväm för patienten och det är även möjligt att reglera temperaturen under behandlingsprocessen. Det har dock visat sig problematiskt att finna en utformning av påsen där det inte uppkommer veck som kan störa strålningen från det omgivande antensystemet [7].

Förutom att vattenbolusen fungerar som ett kylsystem för att kyla huden och därmed undvika skador, så har den även som syfte att koppla elektromagnetisk energi till patienten. Ytterligare ett syfte med vattenbolusen är att den kan användas som immersionsmedie för att kunna använda en mindre antenn. Genom att sänka ner och omge antennen i avmineraliserat vatten som har hög permittivitet sjunker antennens impedans så den kan matcha patientens. En vattenbolus av begränsad storlek riktar energidistributionen in i fantomen och förhindrar koppling mellan antenner som är placerade nära varandra. På grund av bolusens två funktioner delas bolusen in i två delar. En separat bolus för kylning och prestantaförbättring av antenner samt en annan bolus som kyler huden. Fördelarna med antennvattenbolusens form utvärderas i form av *reflektionskoefficient*, som beskrivs i 2.6.3 och *SAR*-distribution beskrivet i avsnitt 2.3 [20].

2.6.3 Spridningsparametrar för antenner

Hur väl energi överförs mellan antenner kallas för antennernas koppling och mäts med spridningsparametrar, kallade *S-parametrar*. De ger ett mått på hur mycket energi som transmitteras och reflekteras från de observerade antennerna. Parametern S_{11} är ett mått på reflektionerna i antenn 1 och det är den parametern som observeras mest i detta projekt. För att antennens strålning ska anses vara effektiv bör parametern ligga under -10 dB, vilket motsvarar en förlust på 10 % av den totala effekten. Parametern S_{21} visar hur mycket strålning som transmitteras från antenn 2 till antenn 1. Detta fenomen är även benämnt som antennernas koppling och påverkar i det här fallet systemet negativt. Det kan medföra att verkningsgraden för systemet sänks och kan även orsaka en fäsvridning som kan påverka fokuseringen av de utsända mikrovågorna i hjärnan [21].

3 Metod för utveckling av en hjälmdesign

I följande avsnitt presenteras konstruktionen av hjälmdesignen. För att nå den djupliggande tumören Medulloblastoma skalades den självjordade Bow-tie antennen upp för att kunna sända på en lägre frekvens. Initialt redogörs det för hur antennen skalades. Därefter introduceras simuleringar på homogena cylindrar i CST, bland annat undersökning av antensskalning och antennmönster. Vidare beskrivs hur simuleringar på en modell av ett barnhuvud utfördes och om hur fokuseringsförmågan hos olika antenssystem utvärderades. Även fokuseringsmetoden tidsreversering beskrivs och de olika modelleringverktyn redogörs sedan för. Det experiment som genomfördes för att verifiera beräkning av fas och amplitud redovisas. Slutligen presenteras tillverkning av ny vattenbolus samt design av fästansordning.

3.1 Modifikation av antenner

Inledningsvis valdes en sändningsfrekvens som utgångspunkt för jämförelsen av olika antensskalningar. Antennen modifierades genom att öka storleken på den triangulära sändningsplattan och därmed hela antennen. Antensskalningen genomfördes genom att en färdigmodellerad självjordad Bow-tie antenn skalades upp för att fungera för frekvensen 300 MHz. Därefter studerades S_{11} -parametern för respektive skalning för att verifiera att antennen strålar mer effektivt för lägre frekvenser. Skalningen ändrar även den optimala antennimpedansen och för att analysera den nya impedansen utfördes ett parametersvep i CST. Parametersvepet testar olika impedanser och ger bland annat S_{11} -resultat som visar vilken impedans som är den optimala för den simulerade kretsen.

3.1.1 Analys av matchningskrets

Antensskalning kan medföra att en ny matchningskrets behöver skapas. Inför en eventuell tillverkning av skalade antenner undersöktes om möjligheten fanns att bruka samma matchningskrets som används för originalantennen, eller om matchningskretsen behövde modifieras. Då antennen skalades ökade portavståndet. Det orsakade att stavarna, som ses i figur 3 i avsnitt 2.6.1, inte längre hade kontakt med antennen. Det medförde att stavarna behövde omplaceras och att en ny kontakt i kretsen behövde skapas.

Efter genomförd modellering i CST sändes en simulerad gausspuls genom matchningskrets och antenn. Analys av S_{11} -parametern, given av gausspulsen, visade hur väl matchningskretsen fungerade. Matchningskretsen för en originalstor antenn kopplades till en 1,6-antenn för att undersöka om samma matchningskrets skulle fungera för båda storlekarna.

3.2 Utformning av antenssystemet

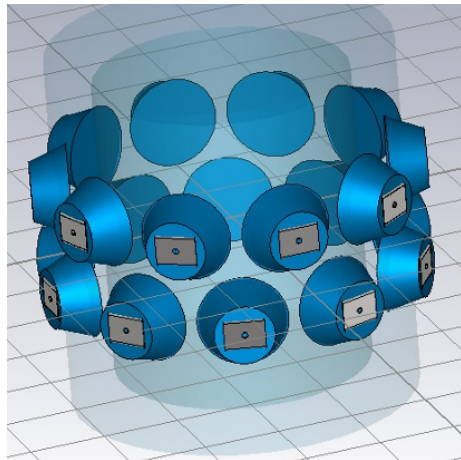
För att få beslutsunderlag inför valet av antenssystem utfördes simuleringar på en förenklad modell av ett barnhuvud i form av en cylinder. Det preliminära antenssystemet användes sedan för simuleringar på homogent barnhuvud. För att komma fram till ett slutgiltigt antenssystem evaluerades möjliga antensskalningar genom analys av värdena för kvalitetsindikatorerna aPA, RTMi, SAR och PLD.

3.2.1 Simuleringar på cylinder

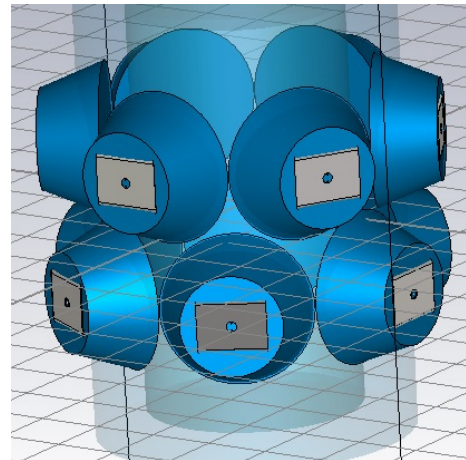
Cylinderformen konstrueras i CST som en approximation av ett barnhuvud för att användas till att undersöka och jämföra fokusering för olika antensskalningar. På så vis valdes den antensskalning som presterade högst för frekvensen 300 MHz. Cylindern användes även för att undersöka och jämföra olika placeringsmönster av skalade och oskalade antenner.

Jämförelse av olika antensskalningar

En homogen cylinder bestående av grå hjärnsubstans med radie 8,5 cm skapades, där valet av radie baserades på huvudstorleken för ett femtonårigt barn. På utsidan av cylindern skapades en två centimeter djup vattenbolus som omslöt cylindern. En simulering per antensskalning genomfördes. Vid varje simulering användes två rader av antenner, där högsta möjliga antal antenner placerades på varje rad. Utformningen ser ut enligt figur 4. Intervallet av skalfaktorer valdes från 1,5 till 2,0.



(a) En modell av en cylinder där 20 oskalade antenner är placerade på två rader.

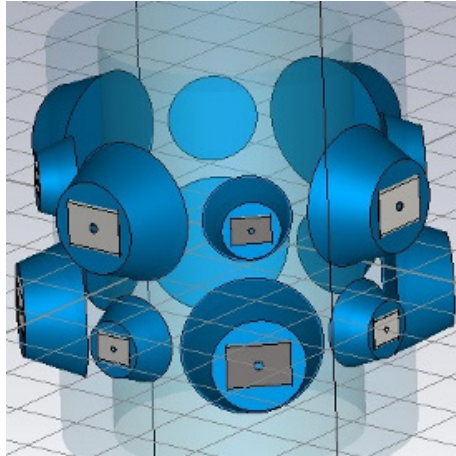


(b) En modell av en cylinder där 12 antenner av skala 2,0 är placerade på två rader.

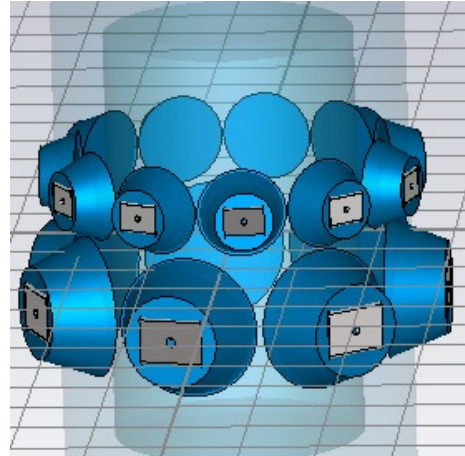
Figur 4: Jämförelse av två cylindermodeller skapade i CST med två rader av antenner med olika skalningsfaktorer.

Placeringsmönster av antenner

Olika sätt att kombinera skalade och oskalade antenner undersöktes genom att placera ut antennerna i olika mönster kring en homogen cylinder. Cylindern hade samma dimensioner som tidigare simuleringar på antennskalningar. Två olika konstellationer observerades: ett mönster med oskalade antenner och 1,6-antennerna placerade i ett sicksackmönster enligt figur 5a och ett annat mönster med en rad oskalade antenner och en rad 1,6-antennerna, med utformning enligt figur 5b. Vid simuleringarna användes olika frekvenser för de skalade och oskalade antennerna.



(a) En modell av en cylinder där originalstora antenner och 1,6-antennerna är placerade i ett sicksackmönster.



(b) En modell av en cylinder där originalstora antenner är placerade på en rad och 1,6-antennerna på en annan.

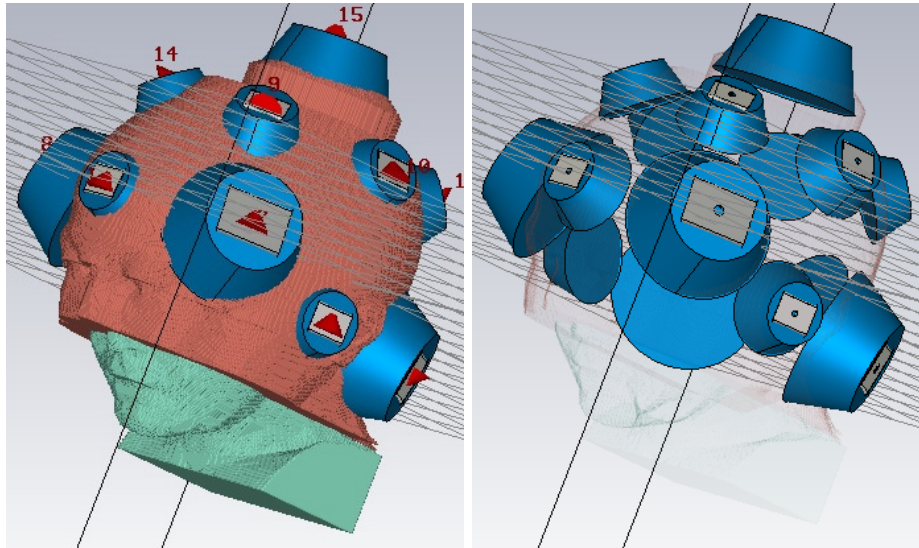
Figur 5: Två olika placeringsmönster, där figur a illustrerar ett sicksackmönster av skalade och oskalade antenner och b illustrerar ett mönster där en rad består av skalade antenner och en rad med oskalade antenner.

Koppling mellan antenner

Det är viktigt att studera hur avståndet mellan antenner påverkar fokuseringen, då det kan uppstå oönskad interferens mellan strålade antenner. Det undersöktes genom olika simuleringar för antenner med skalning 1,7. Under den ena simuleringen var det inget avstånd mellan antennerna utan att deras bolusar fysiskt överlappade. Vid den andra simuleringen placerades antennerna med ett avstånd på ungefär 1 cm mellan antennbolusarna. Koppling undersöktes även genom att undersöka S_{21} -parametern.

3.2.2 Simuleringar på modell av barnhuvud

Modellen av barnhuvudet skapades som en voxelmodell för att kunna importeras i CST. Tidigare val av antensskalning och mönster implementerades vid placering av antenner på ett homogent barnhuvud. Då barnhuvudet saknade cylinderns symmetriska egenskaper, utformades placeringsmönstret på barnmodellen som en kombination av de två analyserade mönstren i avsnitt 3.2.1. De skalade antennerna krävde en bolus på 34 mm för att undvika luftgap vid kanterna. På grund av begränsningar i CST behövde bolusen en separat del på toppen och resten sammanhängande. I annat fall hade både antenner av originalstorlek och de skalade antennerna inte kunnat placeras utefter de valda mönster, vars utformning kan ses i figur 6.



Figur 6: Illustration av slutgiltig antennplaceringen på modell av barnhuvud. De blå avstympade konerna är antennernas bolusar, de grå rektangulära plattorna är antennernas baksidor och det orangea området som omsluter huvudet är huvudets vattenbolus. De triangulära röda områdena, varav vissa har siffror, visar portarnas placering.

Simuleringen utfördes med olika sändningsfrekvenser för de skalade och de oskalade antennerna. För de olika frekvenskombinationerna undersöktes fokuseringsförmågan av antenssystemet i tumören Medulloblastoma. Därefter analyserades simuleringarna med hjälp av värden på aPA, RTMi och SAR för att bestämma hur väl det designade antenssystemet värmde tumören.

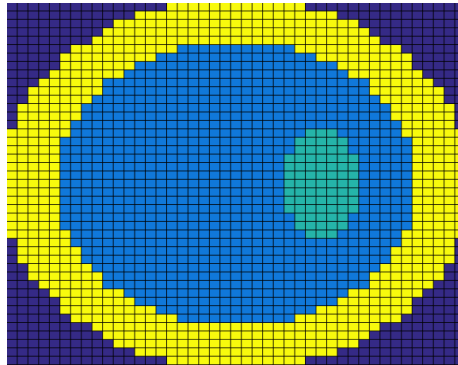
3.3 Fokuseringsförmåga av antennsystem

För att studera hur väl ett antennsystem fokuserar konstruerades ett matlabskript som en vidareutveckling på tidigare projekt inom området. Skriptet beräknar vilken fas och amplitud varje antenn behöver för att fokusera i en given voxel genom att använda en matris över vilken vävnad som finns i varje voxel i modellen samt positioner för modellens antennsystem. Först kalkylerades den amplitud och fasförskjutning som krävs för att skifta fokus till den valda voxeln. Fäsförändringen erhöles genom att beräkna avståndet till punkten och antal våglängder λ mikrovågen färdats för att nå punkten. Våglängden förändrades beroende på vilken vävnad den färdades genom, vilket togs hänsyn till i beräkningarna. Fäsförskjutningen för en antenn gavs av våglängsdifferansen mellan den aktuella antennen och den antenn vars våg färdats kortast. Denna våglängsdifferans multiplicerades med en hel period på 2π , vilket gav den önskade fäsförskjutningen.

För att beräkna amplituden som ger optimal fokusering kalkylerades effektförlusten till punkten med hjälp av dämpningen, betecknat δ , för de olika medierna. Fas- och amplitudförändringen för varje antenn beräknades genom att multiplicera korresponderande antens elektromagnetiska fält med amplituden och $e^{i\varphi}$, där i betecknar komplexitet och φ fäsförändringen, se ekvation 1.

Om fokuseringsförmågan undersöks för alla punkter i ett valt område är det möjligt att via bedömning av aPA- och RTMi-värde, enligt ekvationerna 6 respektive 7, för varje frekvens finna den punkt som systemet har svårast att fokusera i. Metoden har använts för en tänkt djupliggande tumör, liknande Medulloblastoma i storlek, som får minst fördelaktig fokusering. Testet utfördes med flera olika frekvenser för att detektera om en punkt gav sämst fokusering för flera av frekvenserna.

Ovanstående metod utfördes på cylindermodellerna med 20 oskalade antenner, 14 antenner med skalfaktor 1,6 och för modellen med sicksackmönster. Antennernas fokuseringsförmåga jämfördes genom att observera vilka punkter i en tänkt tumör som gav minst fördelaktig fokusering. För att göra en effektiv jämförelse exporterades simuleringarnas elektromagnetiska fält med en voxelstorlek på 5 mm, till skillnad från tidigare då 1 mm använts, vilket gav en motsvarande vävnadsmatris enligt figur 7.



Figur 7: Vävnadsmatris över en cylinder med voxelstorlek 5 mm. Den turkosa ellipsen i högra delen av cirkeln representerar tumören. Den blåa innersta cirkeln är grå hjärnsubstans. Den yttre gula cirkeln representerar vattenbolusen och färgen indigo kring cirkelarna är luft.

Faser och amplitud valdes även för att fokusera i samma punkt som använts vid tidsreverseringen. På så vis har resultatet från de två metoderna för fokusering kunnat jämföras.

3.4 Tidsreversering som metod för fokusering

Tidsreversering användes för att studera fokusering av det simulerade antennsystemet inför experimentet och för fokusering av sändningen från antennsystemet för barnhuvudet. Metoden utförs genom att en virtuell dipolantenn placeras i en vald fokuseringspunkt och sänder ut ett elektromagnetiskt fält. Antennerna i det konstruerade antennsystemet agerar som diskreta portar. På så vis inhämtas data om vilken fas och amplitud antennerna i systemet bör sända med för att erhålla maximalt fokus i punkten. Därefter tas den virtuella antennen bort och en simulering utförs med den beräknade optimala faser och amplituden. Kvaliteten av denna fokusering visar systemets förmåga att fokusera i den valda punkten.

3.5 Modelleringsverktyg

För att modellera och simulera beräkningar användes programmet CST Microwave Studio. En färdig modell av originalantennen var tillgänglig och behövde därmed inte konstrueras. Följaktligen konstruerades endast 3D-modeller av vald form och antennerna placerades ut på modellen med befintliga macron. Ett elektromagnetiskt fält simulerades genom det modellerade objektet för att analysera kvaliteten på det modellerade antennsystemet.

Efter avslutad simulering i CST exporterades det simulerade elektromagnetiska fältet som voxelmatriser för att analyseras i Matlab. Ytterligare en matris innehållande information om vilken

vävnad som respektive voxel innehåller skapades. Eftersom värden på konduktivitet och densitet för de olika vävnaderna var kända kunde SAR-värdet beräknas för varje voxel. Den aktuella antennuppsättningens fokus analyserades med hjälp av fyra olika parameterar: aPA, RTMi, maxvärde av SAR och fokusvolym. För att beräkna aPA och RTMi placeras en tänkt tumör på önskad placering av liknande storlek som Medulloblastoma. Maxvärdet är det högsta värdet av SAR i modellen, exkluderat området utanför vattenbolusens utsida. Fokusvolymen var antalet voxlar kring den voxel med högst SAR-värde som har minst 50 % av maxvärdet av SAR.

Värdet på SAR beräknades i Matlab och PLD-värden i CST och resultaten är därför inte jämförbara då olika beräkningsalgoritmer användes. SAR används då antenner strålar med olika frekvenser. Dielektriska egenskaper beror på frekvens och då SAR beror på den dielektriska egenskapen konduktivitet behövs bidragen från de olika antennerna multipliceras med olika värden. Det uppstår då en problematik i och med att SAR beror kvadratisk på fälten, vilket innebär att det inte är möjligt att addera fältens SAR-värden. Således behöver värdet på SAR beräknas genom att multiplicera det elektromagnetiska fältet från en viss frekvens med kvadratroten ur dielektriska egenskaper för frekvensen. SAR-värdet fås sedan genom addition av alla dessa delar upphöjt till två.

3.6 Experimentiell verifiering av fokuseringsförmåga

Ett experiment utfördes för att se hur väl det simulerade resultatet överensstämde med mätvärden från en praktisk tillämpning. Experimentets främsta syfte var att verifiera att fokuseringen ändrades vid användning av faser och amplituder från matlabskriptet. Under experimentet användes strålning från en antennuppsättning på en cylinderformad muskelfantom i försök att fokusera i mitten av fantomen och i en vald punkt. I tabell 8 i appendix C redovisas experimentutrustningen. Förutom de verktyg som presenteras i denna tabell användes även diverse kringutrustning för tillverkning av fantomen.

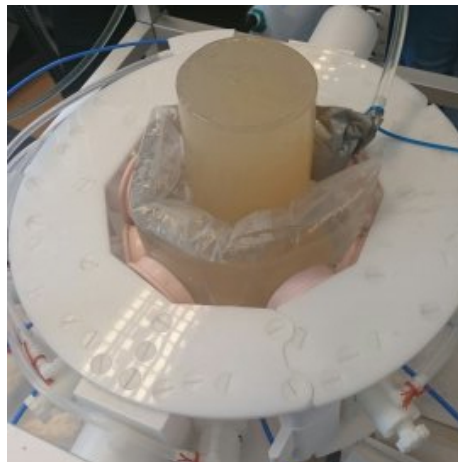
3.6.1 Förberedelser inför experimentet

Inledningsvis konstruerades en fantom av cylindrisk form gjord för att efterlikna mänsklig muskelmassa. Fantomen tillberedes genom uppvärmning av vatten och salt till cirka 50 °C. Då saltet lösts upp tillsattes socker och när även det var upplöst adderas slutligen förtjockningsmedlet agar. Då blandningen uppnådde 100 °C hälldes lösningen ner i en cylinderform med 10 cm i diameter som stod i ett kallvattenbad för att stelna. Fantomen uppnådde önskad konsistens då den vilat över natten. Dielektriska egenskaper för den skapade cylindern mättes och användes för att utföra en jämförande simulering i CST. Vid det aktuella tillfället fungerade systemet väl endast för ett fåtal frekvenser varav en av dessa, 507 MHz, valdes för CST-simuleringarna. Faser och amplituder för fokusering i samma valda punkt framtoogs teoretiskt i Matlab för att fokusera i vald punkt.

3.6.2 Utförande av experimentet

Då fantomen stelnat fördes den ur formen och beskars utefter ett observationsplan som valdes till xy-planet. Uppställningen mättes och en fantom skars ut för att observationsplanet skulle hamna så nära mitten av antensystemet som möjligt. Vattenbolusen bestod av en rektangulär påse som placerades i en cylindrisk form så kortsidorna möttes. Det gjorde att det infann sig en skarv då den omslöt fantomen, vilket resulterade i att en antenn i systemet blockerades av veck och därför inte nyttjades i experimentet.

Innan mätningen utfördes en kalibrering av S -parametrarna i Vector Network Analysern med en kalibreringsmodul, presenterad i tabell 8 i appendix C. Inledningsvis valdes samma fas och amplitud i labview-programmet för alla antenner för att nå fokus i mitten av fantomen. Därefter placerades fantomen i mitten av systemet och bolusen placerades mellan fantomen och antennerna. Bolusen fylldes med kallt vatten som cirkulerade genom vattenbolusen. Den färdiga uppställningen visas i figur 8.



Figur 8: Uppställning av antensystemet under experimentet. I mitten av systemet kan den cylinderformade fantomen observeras omsluten av vattenbolusen. Runt om dessa är själva antensystemet. I figuren kan vecket som gjorde att en antenn i systemet inte kunde nyttjas ses.

Vecken i boluspåsen förändrade faserna av strålningen från antennerna vilka mättes av Vector Network Analysern. Informationen visade om fasförsämringen var såpass markant att kompensation behövdes för att fokusera i mitten av fantomen. Dessa fasmätningar utfördes genom att en monopolantenn kopplad till Vector Analysern placerades i fantomens mitt. På så vis mättes faserna från monopolantennen, både ensam och tillsammans med de övriga antennerna.

De uppmätta faskompensationerna för att fokusera i mitten av fantomen användes därefter för att återfå utgångsläget med fokusering i mitten. Ett försök gjordes för att få fokusering i mitten och

ett försök till fokus i en vald punkt med hjälp av de framtagna faserna och amplituderna framtagna i Matlab. Utrustningen hade vissa begränsningar som orsakade att faserna och amplituderna fick modifieras ytterligare. Antennsystemet sattes igång med de valda faserna i sju minuter varefter mitten av fantomen fotograferades med värmekamera. Fantomen kylde ned och processen startades om på nytt på samma vis.

3.7 Tillverkning av ny vattenbolus

För att framställa och evaluera en fästordning för antennerna på hjälmen var det nödvändigt att tillverka en ny vattenbolus. Flera olika materialmöjligheter för vattenbolusen utvärderades. Latex valdes på grund av sin höga töjbarhet och frekventa förekomst inom sjukvården [22]. Flytande latex applicerades på två formar, illustration på detta ses i delfigurerna 9a och 9b. På varje modell applicerades flera lager med latex. När det sista latexlagret stelnat lades plastfilm på ytan som skulle utgöra det vattenfyllda hålrum, enligt delfigur 9c. Därefter fästes slangkopplingar på modellerna. Dessa plaströr används för att kunna fylla bolusen med vatten samt forsla bort det, enligt delfigur 9d. Ytterligare lager med latex applicerades på den av plastfilmen maskerade ytan. Extra material behövdes runt slangkopplingarna. Latex som rörts till ett skum applicerades runt slangkopplingen, se delfigur 9d.



(a) Vattenbolus för fantom.



(b) Vattenbolus för huvud.



(c) Maskering för hålrum.



(d) Skummad latex runt slangkoppling.

Figur 9: Tillverkning av vattenbolus med hjälp av flytande latex. I a kan den cylinderformade modellen ses och i b modellen för huvudet. Delfigur c illustrerar hur en plastfilm placerades mellan latexlagren för att utgöra hålrummet där vattnet ska strömma och delfigur d visar hur skummad latex applicerades runt slangkopplingen.

3.8 Design av fästordning

En fästordning konstruerades efter att antennmönster och vattenbolus färdigställdes. Då det är vitalt att antennerna hålls stadiga på sina platser konstruerades en hjälmliknande konstruktion med utformning enligt figur 37. Hjälmen använder bolusen för att hållas stabil runt huvudet och en hakrem fästes på utsidan av hjälmen för ytterligare stabilitet.

En förenklad modell av hjälmen skrevs ut. På grund av 3D-printerns begränsningar skrevs modellen ut i skalan 1:3. Även en nedskalad bolus skapades och ett sfäriskt föremål fästes i hjälmen varpå bolusen fylldes. Därefter utvärderades hjälmens förmåga att fixera sfären.

4 Resultat

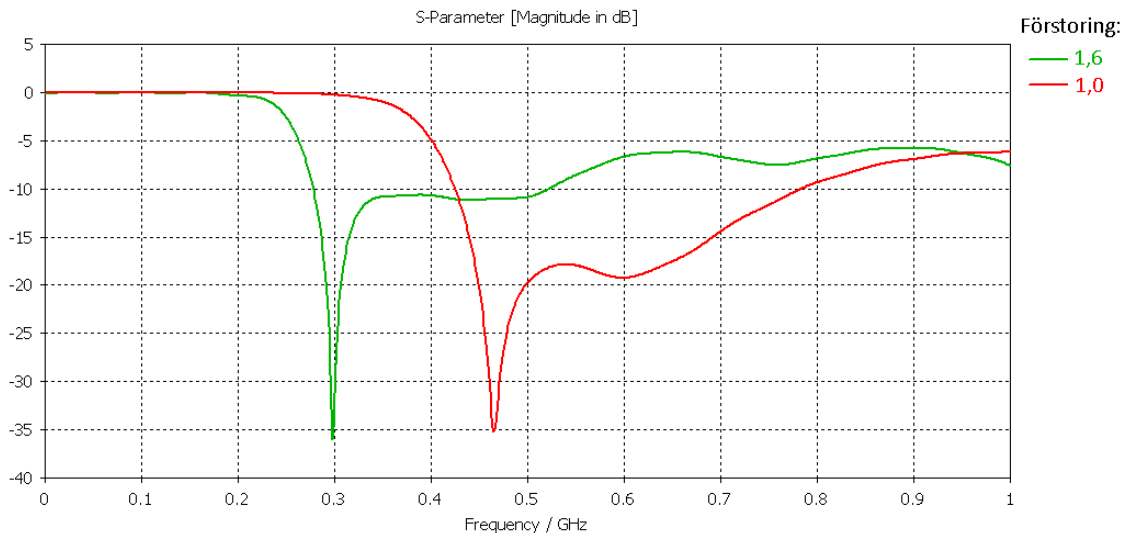
Detta avsnitt innehåller resultat från de metoder som är beskrivna i avsnitt 3. Initialt beskrivs resultat från parametersvepning och undersökning av matchningskrets. Därefter presenteras resultat från simuleringar på cylinder och på modell av ett barnhuvud. Det redogörs även för hur fokuseringen förändrades när faser och amplituder justerades. Antennsystems fokuseringsförmåga utvärderas sedan. Slutligen presenteras resultat från experimentets samt resultat från utformning av ny bolus och fästansordning.

4.1 Modifikation av antenner

Inträngningsdjupet för frekvenserna 250 och 300 MHz jämfördes enligt beräkningarna i appendix D. Frekvensen 250 MHz ledde till ett 11 % längre inträngningsdjup jämfört med 300 MHz. En antensskalning som fungerar bra för frekvensen 250 MHz skulle dock behöva vara cirka en tredjedel större än en antenn som fungerar för 300 MHz. Jämförelsen gjordes mellan skalningarna 1,5 och 2,0, eftersom 1,5 är den minsta skalningen som fungerar för 300 MHz i projektet.

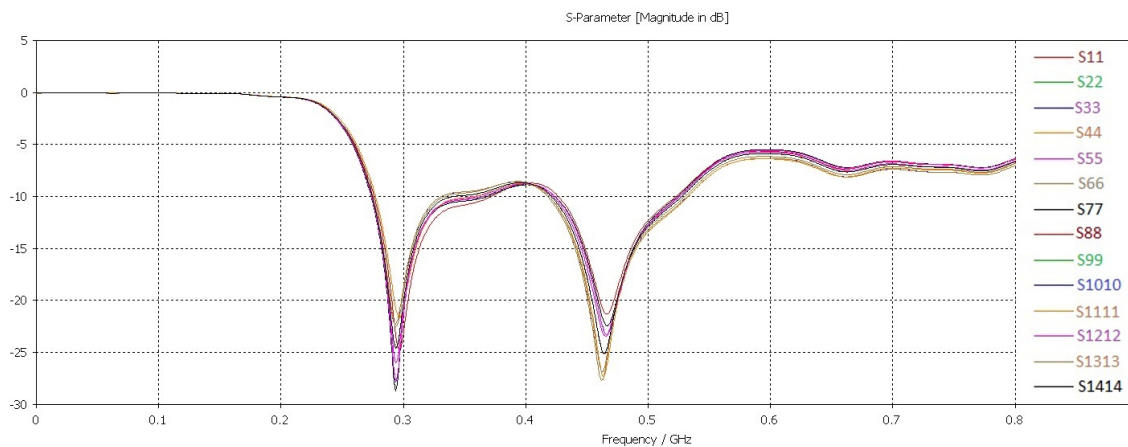
En antenn förstörades i skalningarna 1,5; 1,6; 1,7; 1,75 och 2,0 för att sända på frekvensen 300 MHz. S_{11} -parametern, beskriven i avsnitt 2.6.3, för både den oskalade och den 1,6 gånger skalade antennen ses i figur 10. Där kan det utläsas att frekvensområdet skiljer sig markant mellan de två antennerna. 1,6-antennen får ett värde under -10 dB vid frekvensen 278 MHz och ett värde över -10 dB vid 521 MHz. Den oskalade antennen passerar -10 dB vid frekvensen 428 MHz och får ett värde över -10 dB vid 785 MHz. De övriga antensskalningarnas S_{11} -parametrar redovisas i appendix E.

Utifrån figur 43 och figurerna i appendix E syns det att 300 MHz fungerar för samtliga observerade antensskalningar. Frekvensen 300 MHz är markant lägre än 428 MHz och därför har 300 MHz valts som sändningsfrekvens för de större antennerna.



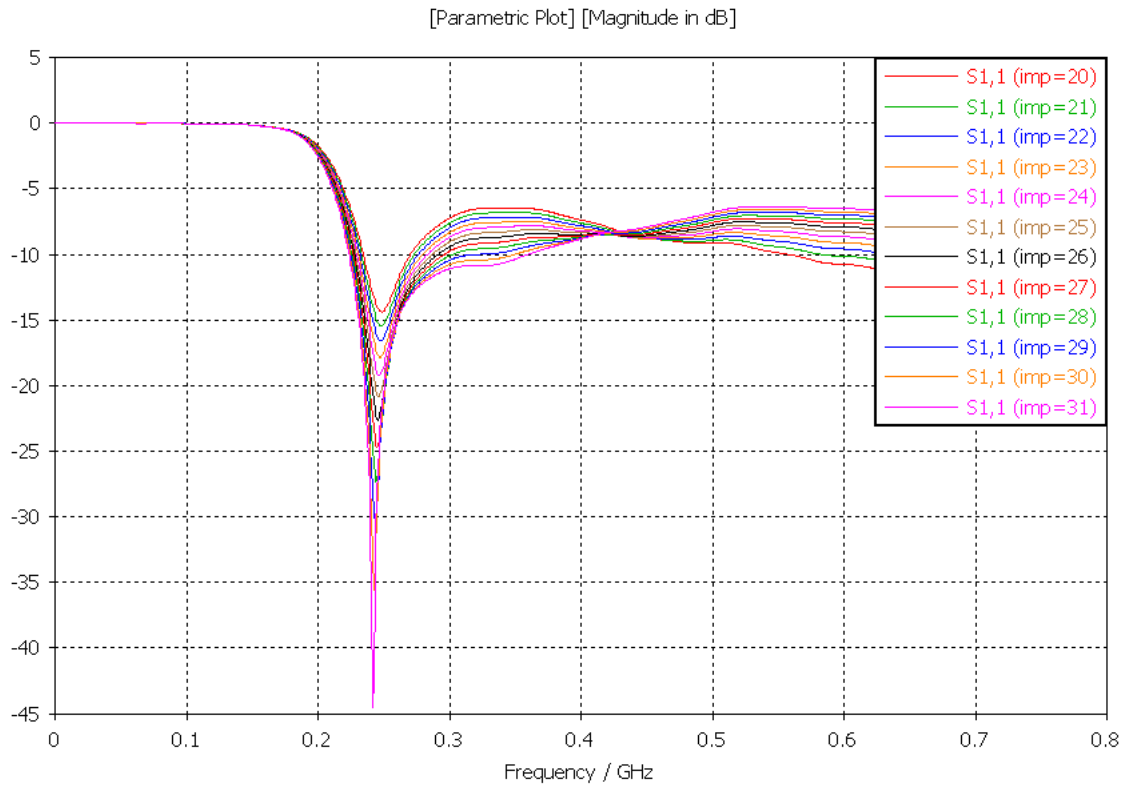
Figur 10: S_{11} -resultat för oskalad samt 1,6 gånger skalad antenn. För originalantennen minskar S_{11} -kurvan drastiskt tillfälligt kring frekvensen 460 MHz. Motsvarande beteende för 1,6-antennen sker cirka vid frekvensen 300 MHz.

I figur 11 presenteras S_{11} -resultatet för samtliga antenner i ett system innehållandes fjorton antenner av skala 1,6. Kurvan har avvikande karaktär jämfört med S_{11} -kurvan för en ensam 1,6-antenn, se figur 10. Vid flera antenner i systemet passerar kurvan gränsen -10 dB fyra gånger. De områden där kurvan har ett värde mindre än -10 dB är vid cirka 280-350 MHz och 420-520 MHz.



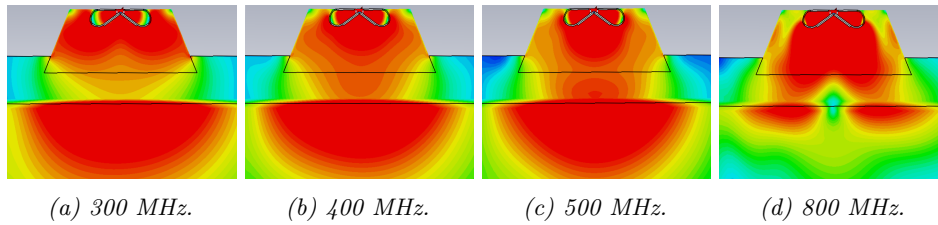
Figur 11: S_{11} -resultat för samtliga antenner i ett system bestående av 14 antenner av skala 1,6. Kurvan befinner sig under gränsen -10 dB vid två tillfällen vid de ungefärliga frekvensintervallen 280-350 MHz samt 420-520 MHz.

För att analysera hur antennimpedansen förändras då en antenn skalas undersöktes S_{11} -parametern för skalningen 2,0. Skalningen valdes eftersom dess impedans skiljer sig mest gentemot antennen av ordinarie storlek. Undersökningen bestod av ett paramtersvep med olika värden för antennimpedansen. Impedanserna som analyserades och deras resultat illustreras i graf 12.



Figur 12: S_{11} -resultat efter paramatersvepning med impedanserna 20-31 Ω med en antenn av skala 2,0.

I graf 12 kan det avläsas att det är först vid 30 Ω som ett längre frekvensintervall ligger under gränsen -10 dB. Intervallet kan avläsas till cirka 130 MHz brett och ökar inte kraftigt med en högre impedans. Resultatet indikerar att 30 Ω var en rimlig impedans att använda även för de skalade antennerna. Därmed indikerar paramatersvepningen att matchingskretsen för originalantennen även teoretiskt bör fungera för skalade antenner.

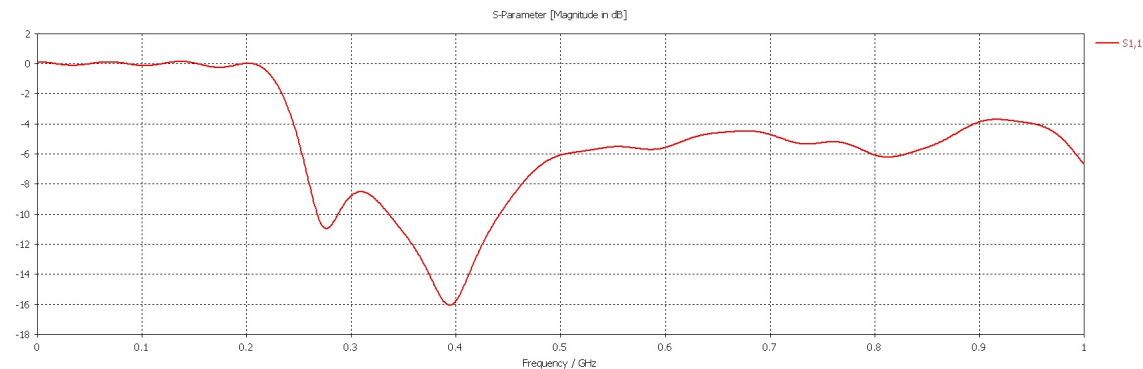


Figur 13: PLD-fördelning vid sändande 1,6-antenn för 4 olika frekvenser under 800 MHz, varav *a*, *b* och *c* har S_{11} -värde är under -10 dB. *d* visar skillnaden i pulsform för högre frekvenser.

Figur 13 illustrerar hur 1,6-antennen strålar vid fyra olika frekvenser. I delfigurerna 13a, 13b och 13c sänder antennen med frekvensen 300 MHz, 400 MHz respektive 500 MHz. Det syns tydligt att signalen propagerar in i fantomen. Delfigur 13d visar antennen då den strålar med 800 MHz, vilket är en frekvens som ligger utanför antennens frekvensband. Det syns tydligt att signalen avtar i nära anslutning med antennens position.

4.1.1 Analys av matchningskrets

För att undersöka om originalantennens matchningskrets även kan användas på antennen med skalning 1,6 simulerades antennen tillsammans denna. Om matchningskretsen fungerade skulle S_{11} -grafan för den skalade antennen, tillsammans med matchningskretsen, likna grafen för 1,6-antennen i figur 10. S_{11} -parametern för antennen med matchningskretsen kan ses i figur 14.



Figur 14: S_{11} -resultat för 1,6-antennen tillsammans med en matchningskrets.

Det kan observeras utifrån grafen i figur 14 att S_{11} för en 1,6-antenn med matchningskrets endast når under gränsen på -10 dB för ett kort frekvensintervall runt 300 MHz. Då ett större frekvensintervall är önskvärt innebär detta att en ny matchningskrets till de större antennerna kommer att behövas.

4.2 Utformning av antenssystemet

En hjälmdesign bestående av en kombination av original- och 1,6-antennerna konstruerades. Antennerna placerades främst i separata ringar utifrån antensskalning. I detta avsnitt presenteras de resultat som ledde fram till hjälmdesignen. Det redovisas även för hur det slutgiltiga antenssystemet fokuserar.

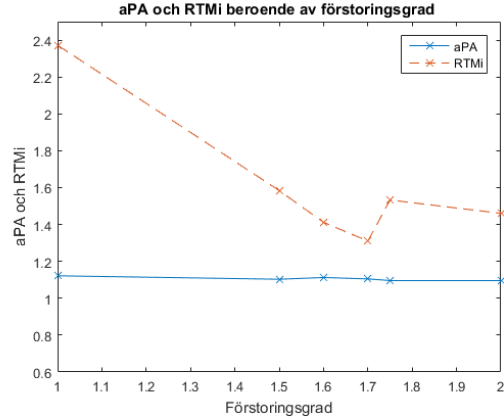
4.2.1 Simuleringar på cylinder

I följande avsnitt redovisas resultat som indikerade att antennen av skala 1,6 var mest fördelaktig att använda i resterande simuleringar efter jämförelse på en homogen cylinder i CST. Antenner av olika skalningar placerade i separata ringar visade sig också vara mest yteffektiv av de mönstren som jämfördes.

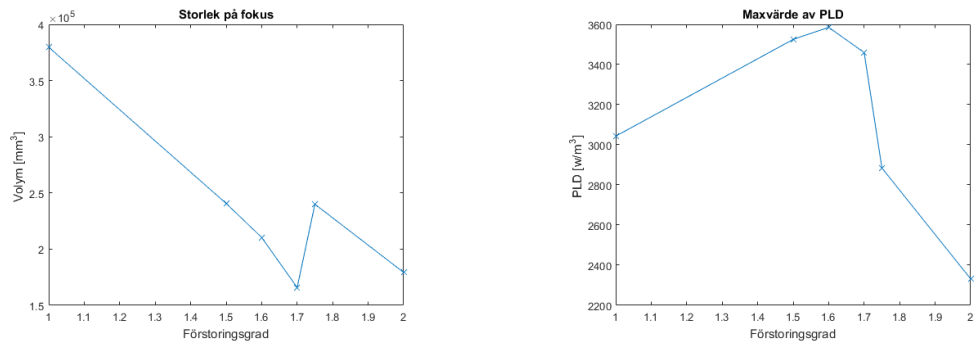
Jämförelse av olika antensskalningar

I avsnitt 3.2.1 beskrivs simuleringar utförda med syftet att bestämma vilken antensskalning som bör användas för att få mest fördelaktig fokusering vid frekvensen 300 MHz. Kvaliteten av fokuseringen mättes utefter högt maxvärde av PLD i området, stor fokusvolym, högt värde på aPA samt lågt värde på RTMi. Skalning med 1,6 har högst max av PLD i fokus, fjärde största fokusvolym, högst värde på aPA och näst lägst värde på RTMi, se tabell 4 i appendix A. Således valdes den skalningen för resterande simuleringar.

Förändring i värdet av aPA, RTMi, fokusvolym och max av PLD vid de olika simuleringarna kan ses i figur 15 och 16. I delfigur 16a observeras det att RTMi minskar med ökad förstöringsgrad fram till skalning 1,7. Därefter ökar den till och med förstöringsgraden 1,75 för att återigen börja minska. Denna struktur har även storleken på fokusområdet, se delfigur 16a. Delfigur 16b visar hur maxvärdet av PLD beror på förstöringsgrad. Maxvärdet ökar till skala 1,6 för att sedan börja minska.



Figur 15: Illustration av hur aPA och RTMi beror på skalning. Den översta röda, streckade linjen representerar aPA och den understa blå linjen representerar RTMi. Mätpunkterna är markerade med kryss.



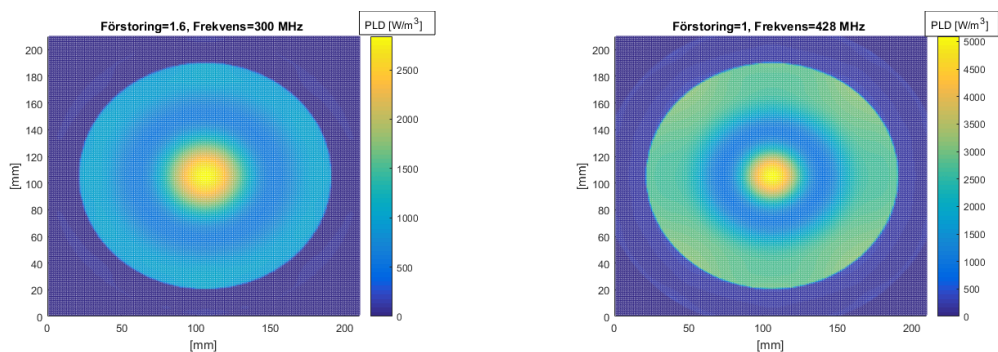
(a) Illustration av hur volymen av fokusområdet beror på antensskalning.

(b) Illustration av hur maxvärdet av PLD beror på antensskalning.

Figur 16: I delfigur a visas hur storleken på fokusområdet beror på skalning av antenn. På samma vis illustreras hur även maxvärdet av PLD i delfigur b beror på antensskalning. Mätpunkter för respektive skalning är markerade med kryss.

Delfigur 17a visar PLD-fördelningen i planet mellan två antennrader med skalning 1,6. Färgen visar vilket värde PLD har i varje punkt och till höger om figuren finns en färgskala som visar vilket PLD-värde som varje nyans innebär. I centrum av cylindern kan ett fokusområde med högt värde av PLD observeras. Resterande vävnad i cylindern har, i relation till detta område, relativt lågt PLD-värde. I figur 38 och 39 i appendix A visas PLD i planet mellan de två antennraderna för de övriga antennförstöringarna av skala 1,5 och 2,0 respektive 1,7 och 1,75. Notera att färgskalan varierar figurerna emellan. Samtliga har liknande utseende som 1,6-antennens PLD-fördelning i figur 17a. Modellerna med de olika skalningarna sänder alla med frekvensen 300 MHz.

I delfigur 17b ses originalantennens PLD-fördelning. Även denna simulering har högst PLD-värde i mitten av cylindern, men det kan även observeras att övrig vävnad i cylindern är uppvärmd i högre grad än i figur 17a. Den oskalade antennen sänder med frekvensen 428 MHz, eftersom den är lägsta frekvensen antennen fungerar väl för, enligt figur 10. Det kan observeras att fokusområdet i delfigur 17b är markant mindre till storleken än fokusområdet vid användning av 1,6-antennerna i delfigur 17a.

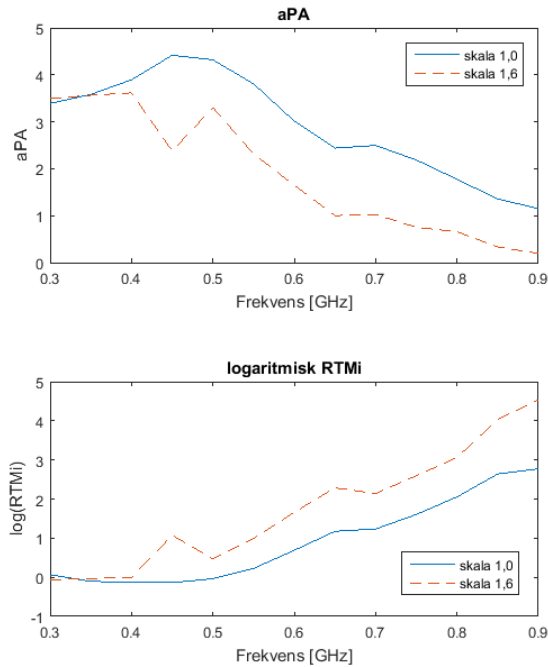


(a) Antenner med skalning 1,6 med 7 antenner på varje rad.

(b) Antenner med originalstorlek med 10 antenner på varje rad.

Figur 17: Power Loss Density, PLD, i planet mellan två antennrader. I a ses värden på PLD från simulering med totalt 14 antenner med skalning 1,6 på frekvensen 300 MHz. Delfigur b visar PLD-värden från simulering med totalt 20 oskalade antenner som sänder med frekvensen 428 MHz. Notera att PLD-skalan skiljer sig åt figurerna emellan.

Figur 18 illustrerar hur aPA och RTMi skiljer sig mellan cylindermodeller med två rader med oskalade antenner samt två rader med 1,6-antennerna för olika frekvenser i intervallet 300-900 MHz. Kvalitetsindikatorn aPA har en nedåtgående trend för ökande frekvenser för båda antennstorlekarna. 1,6-antennerna börjar på ett högt aPA-värde och sjunker sedan till och med 450 MHz. Då ökar aPA-värdet tillfälligt fram till frekvensen 500 MHz för att sedan återigen avta. För de originalstora antennerna ökar värdet på aPA mellan frekvensintervallet 300 till 500 MHz för att därefter börja sjunka. Värdet på RTMi för båda antennstorlekarna har en motsatt trend. RTMi-värdena illustreras logaritmiskt för att tydliggöra karaktären av variationen. Den icke-logaritmiska variationen i RTMi presenteras i figur 41 i appendix A. De skalade antennerna har ett lägre RTMi-värde vid låga frekvenser. Vid cirka 350 MHz har båda antennstorlekarna approximativt samma värden på RTMi. Därefter stiger RTMi-värdet för de skalade antennerna mer jämfört med de oskalade antennerna fram till frekvensen 900 MHz.



Figur 18: Graferna illustrerar hur värden på aPA och RTMi förändras i frekvensintervallet 300-900 MHz. Värdena avser simuleringar på cylinderm modeller med 1,6-antenn respektive originalantenn. Den översta grafen visar hur värdet på aPA förändras och i den undre grafen ses den logaritmiska förändringen av RTMi-värdet. 1,6-antennen representeras med en heldragen blå linje i båda graferna och originalantennen representeras med en streckad orange linje.

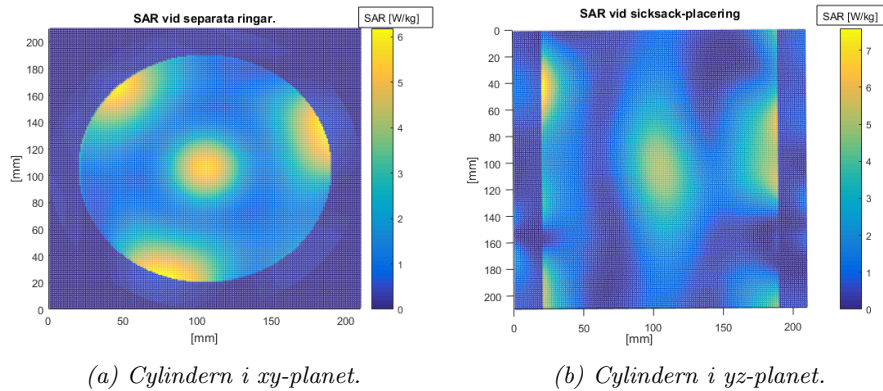
Placeringsmönster av antenner

Simuleringarna beskrivna i avsnitt 3.2.1 utfördes i syfte att undersöka vilket av två utvalda placeringsmönster som gav mest fördelaktigt fokusområde. Simuleringen utvärderades utifrån samma kvalitetsindikatorer som tidigare. Resultatet från simuleringarna kan observeras i tabell 1. Vid placering av antenner med skalning 1,6 i en separat ring från de oskalade antennerna erhöles högsta värdet på SAR, störst fokusvolym, högst aPA-värde samt lägst RTMi-värde.

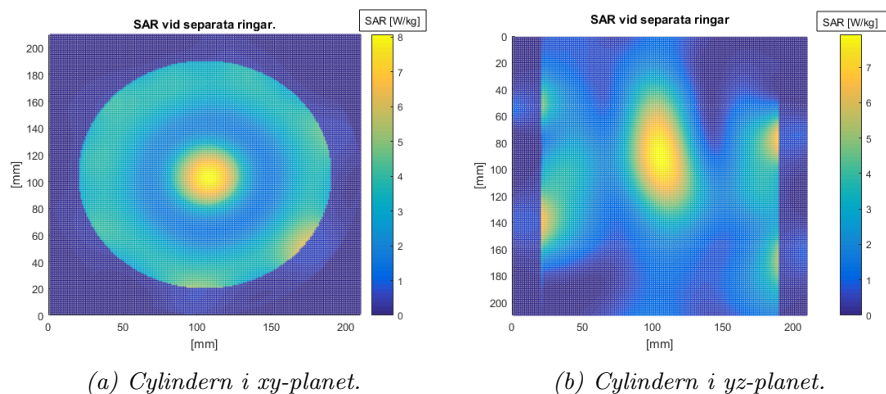
Tabell 1: Jämförelse av data för olika placeringsmönster av den självjordade Bow-tie antennen med skala 1,6 vid frekvensen 300 MHz tillsammans med likadan antenn av originalstorlek vid frekvensen 500 MHz.

Mönster:	Sicksack	Separata ringar
Skalning:	1.6	1.6
Antal stora antenner:	8	7
Antal små antenner:	8	11
Frekvens stora:	300	300
Frekvens små:	500	500
Storlek på fokus [mm ³]:	86396	88094
Max av SAR i fokus [W/kg]:	7.1488	8.6837
aPA [W/kg]:	1.3573	1.3960
RTMi [W/kg]:	4.7016	3.9764

SAR-fördelningen för sicksackplaceringen av antenner kan ses i figur 19. I delfigur 19a ses en genomskärning i xy-planet, då $z=100$. Cylindern har en total längd på 200 voxlar, vilket innebär att genomskärningen är i mitten av cylindern. På grund av det aktuella mönstret finns det inte ett xy-plan som har samma avstånd i z-led till alla antenner. Eftersom tre antenner befinner sig närmare det aktuella planet än resterande antenner är värdet på SAR högre i de tre antennernas närhet. I centrum av cylindern kan ett fokusområde observeras, men även vid cylinderkanten finns det höga värden på SAR. I delfigur 19b ses SAR-fördelning i yz-planet. Samma fokusområde i cylinderns centrum ses i mitten av figuren.



Figur 19: SAR-fördelning vid sicksackplacering av 8 originalstora antenner och 8 antenner av skala 1,6 enligt figur 5a i avsnitt 3.2.1. Notera att färgskalan skiljer sig något figurerna emellan.



Figur 20: SAR-fördelning vid placering av 11 originalstora antenner och 7 antenner av skala 1,6 placerade i separata ringar enligt delfigur 5b i avsnitt 3.2.1.

I figur 20 ses SAR-fördelningen vid två separata ringar med antenner. En ring har antenner av originalstorlek och en ring har 1,6-antenner. Delfigur 20a illustrerar SAR-fördelningen i xy -planet då $z=100$. Även här kan ett fokuseringsområde i centrum av cylindern observeras. Effektupptagningen som kan ses i det nedre högra hörnet är till storleken mindre än fokuseringen i centrum. Delfigur 20b illustrerar SAR-fördelningen i yz -planet. Ett större fokusområde ovanför centrum av cylindern samt fyra mindre områden där effektupptagning skett vid cylinderkanten kan observeras.

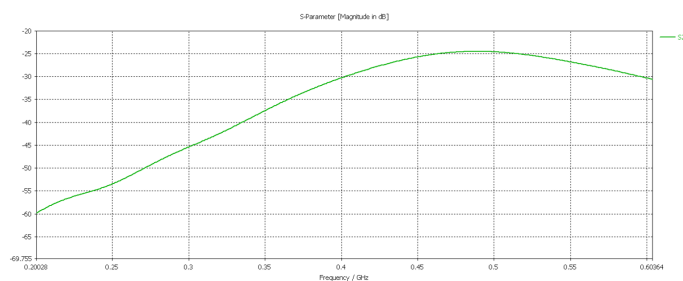
Koppling mellan antenner

Två simuleringar utfördes för att analysera hur antennernas koppling påverkade systemet då antennerna var placerade med minsta möjliga avstånd till varandra. Simuleringarna genomfördes på en antenn av skala 1,7 och resultaten kan utläsas i tabell 2. Då antennerna var placerade tätt intill varandra var värdena för fokusvolymen och aPA störst och värdet för RTMi var lägst. Simuleringen med portavståndet 150,9 mm däremot resulterade i högst PLD-värde i fokuseringsområdet. PLD-fördelningarna för de två simuleringarna kan ses i delfigur 39a och figur 40 i appendix A. Fördelningarna är liknande med en tydlig fokusering i centrum av cylindern.

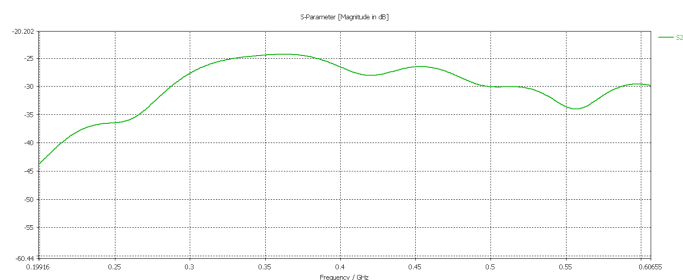
Tabell 2: Jämförelse av data för simuleringar med och utan avstånd mellan antennbolusar för antenner av skala 1,7 och frekvensen 300 MHz.

Skalning:	1.7	1.7
Avstånd mellan antennbolus:	Nej	Ja
Avstånd mellan antenner [mm]:	127.6	150.9
Antal antenner:	14	12
Storlek på fokus [mm ³]:	165830	175010
Max av SAR i fokus [W/kg]:	3459.8	2869.5
aPA [W/kg]:	1.4884	1.4843
RTMi [W/kg]:	1.3102	1.3585

Efter att ha studerat PLD-fördelningen för olika avstånd mellan 1,7-antennerna analyserades S_{21} -parametern för 1,6- och originalantenner. Detta eftersom det slutgiltiga antenssystemet skulle bestå av dessa antenner. Figur 21 visar S_{21} för de olika antenssystemen.



(a) S_{21} för antenssystemet med 20 originalstora antenner.



(b) S_{21} för antenssystemet med 14 antenner av skala 1,6.

Figur 21: S_{21} -kurva för två antenssystem bestående av a) 20 originalantenner och b) 14 antenner av skala 1,6 under frekvensintervallet 200-600 MHz.

Utifrån figur 21 kan det observeras att de två antenssystemen har en koppling under maxvärdet -20 dB. Det kan även utläsas att kopplingen för de olika antenssystemen varierar med frekvensen.

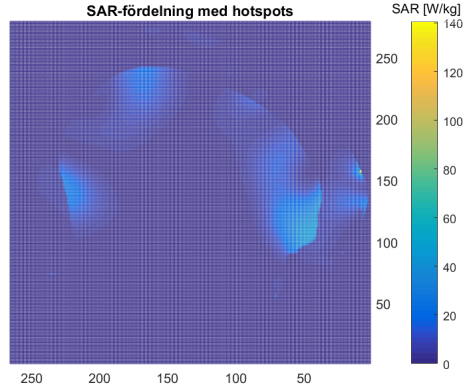
4.2.2 Simuleringar på modell av barnhuvud

Tabell 3 redovisar resultat från simuleringar som utförts på barnhuvudmodellen. Hjälmdesignen som använts är en kombination av original- och 1,6-antennerna, enligt figur 6 i avsnitt 3.2.2. Två olika simuleringar utfördes. En då antennerna av ordinarie storlek hade sändningsfrekvensen 428 MHz och en då de sände med frekvensen 500 MHz. De 1,6 skalade antennerna sände på frekvensen 300 MHz i båda simuleringar. Med hjälp av kvalitetsindikatorerna aPA och RTMi jämfördes fokuseringsförmågan av dessa simuleringar. De jämförs även med när faser och amplituder valts från beräkning i Matlab. Faser och amplituder valdes att fokusera i centrum av tumören. Värdet på aPA är markant högre och RTMi-värdet är betydligt lägre då fas- och amplitudförändringar använts för att fokusera i tumören för 500 MHz. För frekvensen 428 MHz är både aPA och RTMi högre vid fokusändring.

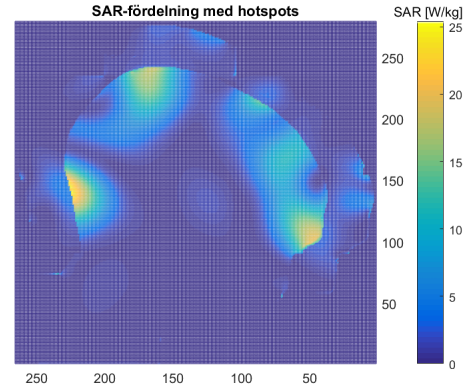
Tabell 3: Jämförelse av data för simulering på barnhuvud. 10 antenner av originalstorlek och 5 stycken 1,6-antennerna användes. De 1,6 gånger skalade antennerna sänder med 300 MHz.

Originalantenners frekvens [MHz]:	428	428	500	500
Fokusering:	Nej	Ja	Nej	Ja
aPA [W/kg]:	1.1009	1.3938	0.4902	1.0154
RTMi [W/kg]:	6.3177	7.8572	28.5065	11.2024

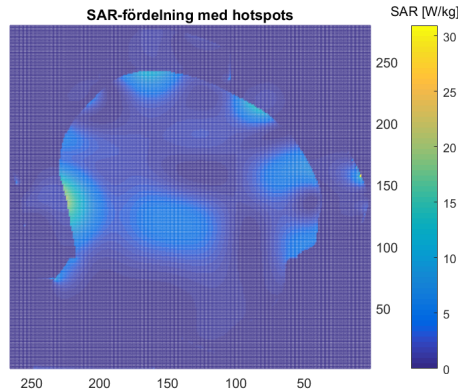
SAR-fördelning på den homogena barnmodellen utan fas- och amplitudändringar då de skalade antennerna sände med 300 MHz och de oskalade med 428 MHz respektive 500 MHz kan ses i figur 22. Hotspots kan ses utanför vattenbolusens kant i delfigurerna 22a och 22c. I delfigurerna 22b och 22d är hotspotsen utanför huvudmodellen inte med och fördelningen av PLD inuti huvudet framgår därför tydligare. Figurerna visar tydligt att hotspotsen påverkar simuleringen mer då de originalstora antennerna strålar med en högre frekvens, vilket även kan observeras från färgskalorna på figurernas högra sida. Observera även att då de oskalade antennerna strålar med den lägre frekvensen 428 MHz uppnås ett tydligt fokuseringsområde i barnhuvudmodellens mitt.



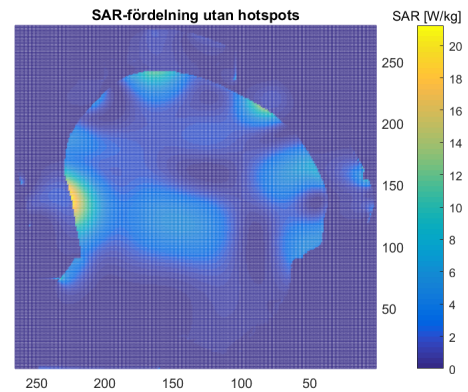
(a) Med hotspots utanför bolus. Originalstora antenner som sänder med 500 MHz.



(b) Utan hotspots utanför bolus. Originalstora antenner som sänder med 500 MHz.



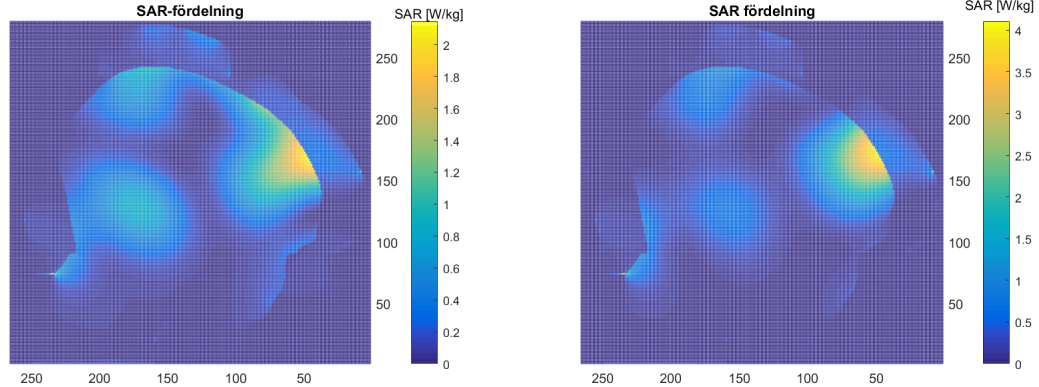
(c) Med hotspots utanför bolus. Originalstora antenner som sänder med 428 MHz.



(d) Utan hotspots utanför bolus. Originalstora antenner som sänder med 428 MHz.

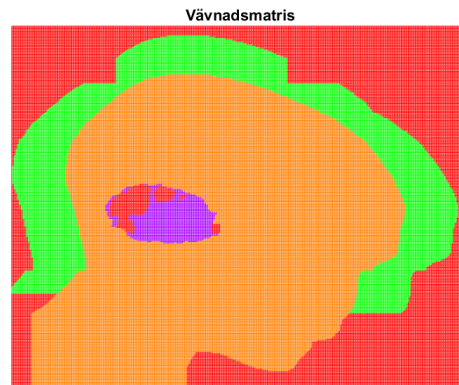
Figur 22: I delfigurerna *a* och *b* ses SAR-fördelningen vid simulering utan fas- och amplitudändringar på en modell av ett barnhuvud. De oskalade antennerna sände i detta fall med 500 MHz och de skalade med 300 MHz. I delfigurerna *c* och *d* görs samma jämförelse, men med oskalade antenner som sände med frekvensen 428 MHz. Alla antenner har samma fas och amplitud. Notera att färgskalorna i figurerna skiljer sig åt.

I figur 23 visas SAR-fördelningen då faser och amplituder valdes genom teoretiska beräkningar i Matlab för att få fokusering i Medulloblastoma. Delfigur 23a och 23b visas SAR-fördelningen då de oskalade antennerna sände med frekvensen 428 MHz respektive 500 MHz. I båda fallen kan en hotspot ses i pannan samt ett fokuseringsområde kring tumörens position. Notera att färgskalan skiljer sig åt figurerna emellan. Delfigur 23c visar vilka vävnader som befinner sig i varje voxel.



(a) SAR-fördelning vid fokusering i tumören Medulloblastoma. Originalstora antenner sänder med frekvensen 428 MHz.

(b) SAR-fördelning vid fokusering i tumören Medulloblastoma. Originalstora antenner sänder med frekvensen 500 MHz.



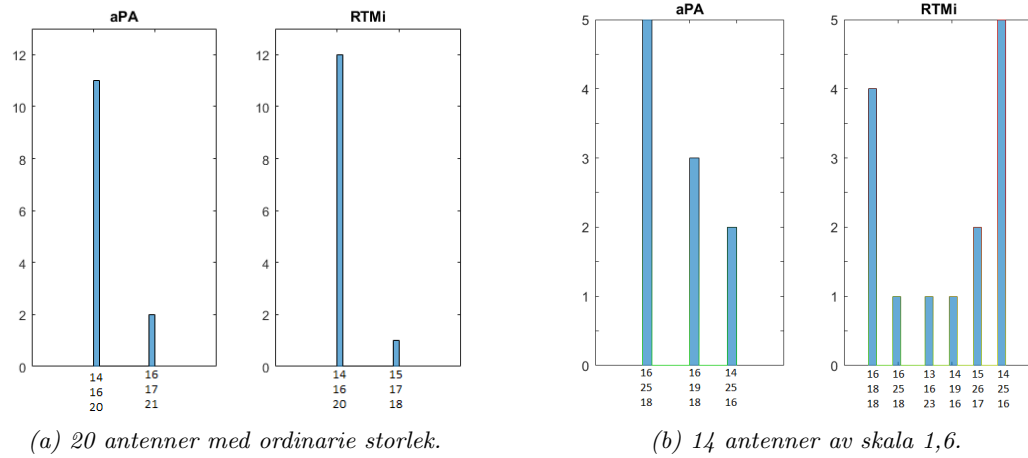
(c) Vävnadsmatris över den använda barnhuvudmodellen.

Figur 23: I delfigur a och b ses SAR-fördelningen vid simulering på modell av barnhuvud då faser och amplituder är inställda på att fokusera i centrum av tumören Medulloblastoma vid 428 respektive 500 MHz. Notera att färgskalorna skiljer sig åt delfigurerna emellan. Delfigur c visar de olika vävnaderna i det aktuella planet där den ellipsoida formationen i bakhuvudet representerar den aktuella tumören.

4.3 Fokuseringsförmåga av antenssystem

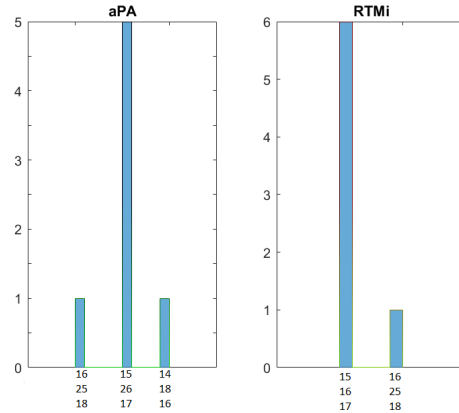
I detta avsnitt presenteras resultat från undersökningen av fokuseringsförmåga av olika antenssystem. I Matlab undersöktes vilken punkt i en tänkt tumör som är svårast att fokusera i. Undersökningen utfördes för tre olika antennuppsättningar: en med tjugo antenner av originalstorlek, en med fjorton antenner av skala 1,6 samt en med åtta originalantenner och åtta antenner av skala 1,6 placerade i sicksackformation. Alla undersökningar gjordes på cylindrar med antennerna fördelade på två rader.

De punkter i tumören som resulterade i minst fördelaktiga värden av aPA och RTMi samt antalet frekvenser det skedde kan ses i figur 24a. Två olika punkter resulterade i lägst aPA, varav en även gav lägst RTMi-värde i majoriteten av frekvenserna. Motsvarande histogram för antennuppsättningen med de skalade antennerna kan ses i delfigur 24b. Fyra olika punkter resulterade i lägst aPA-värde och fyra olika punkter gav högst RTMi-värde. Frekvenser, värden på aPA och RTMi samt koordinater kan utläsas i appendix B, där värdena för antenner av originalstorlek hittas i tabell 5 och värdena för de skalade antennerna ses i tabell 6.



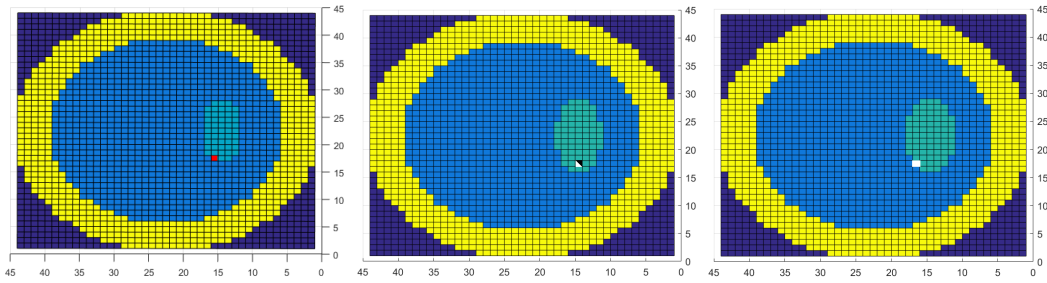
Figur 24: Histogram över vilka fokuseringspunkter som resulterade i lägst värde på aPA och högst värde på RTMi samt antal gånger dessa förekommer.

Även 1,6-antennerna och originalstora antenner placerade i ett sicksackmönster analyserades. Histogram över vilka punkter som resulterade i lägst aPA-värde och högst RTMi-värde kan ses i figur 25. Tre olika punkter resulterade i lägst värde på aPA och fyra olika punkter gav högst värde på RTMi. Frekvenser, värden på aPA och RTMi samt koordinater kan ses i tabell 7 i appendix B.



Figur 25: Histogram över vilka fokuseringspunkter som resulterade i lägst värde på aPA och högst värde på RTMi samt antal gånger dessa förekommer. Antennsystemet som användes var en kombination av antenner av skala 1,6 och originalantenner. Antennerna var placerade i ett sicksackmönster.

Placering i tumören för de tre olika punkter som resulterade i högst RTMi-värde och lägst aPA-värde vid användning av originalstora antenner kan observeras i figur 26. Cylinderns längd är 44 längdenheter, vilket innebär att alla tre planen i genomskärningsbilderna är nära centrum av cylindern. Alla tre punkterna är placerade i nedersta delen av tumören i figurerna.

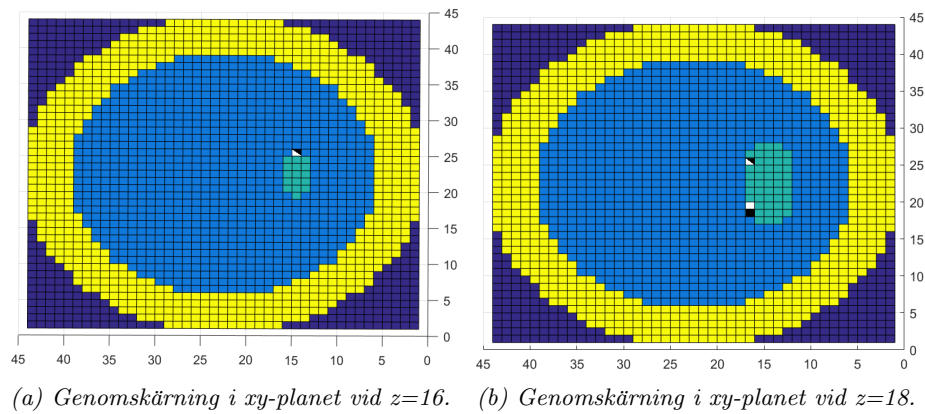


(a) Genomskärning i xy -planet vid $z=18$. (b) Genomskärning i xy -planet vid $z=20$. (c) Genomskärning i xy -planet vid $z=21$.

Figur 26: Placering av de punkter som resulterade i lägst aPA-värde och högst RTMi-värde vid användning av 20 antenner av ordinarie storlek. Punkterna som resulterade i lägst värden på aPA är vita, punkter som gav högst värden på RTMi är svarta och punkter som gav både lägst aPA-värde och högst RTMi-värde är hälften svarta och hälften vita.

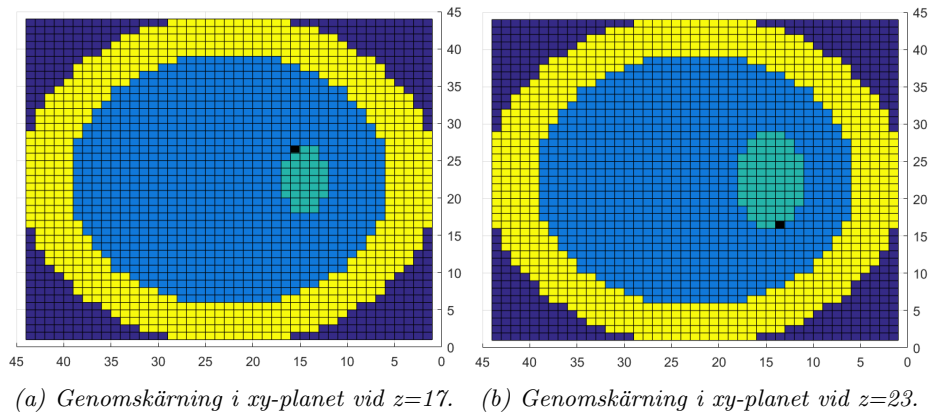
Punkterna i tumören som gav lägst värde på aPA, samt vissa av de punkter som gav högst värde på RTMi, vid användning av antenner med skalning 1,6 kan ses i figur 28. Punkterna är främst

placerade i den vänstra delen av tumören i figuren.



Figur 27: Illustration av de punkter som resulterade i lägst aPA-värde och högst RTMi-värde vid användning av 1,6-antennerna. Punkterna som gav lägst värde på aPA är markerat med vitt, högst värde på RTMi är markerat med svart och om en punkt gav både lägst aPA-värde och högst RTMi-värde är de till hälften vita och till hälften svarta.

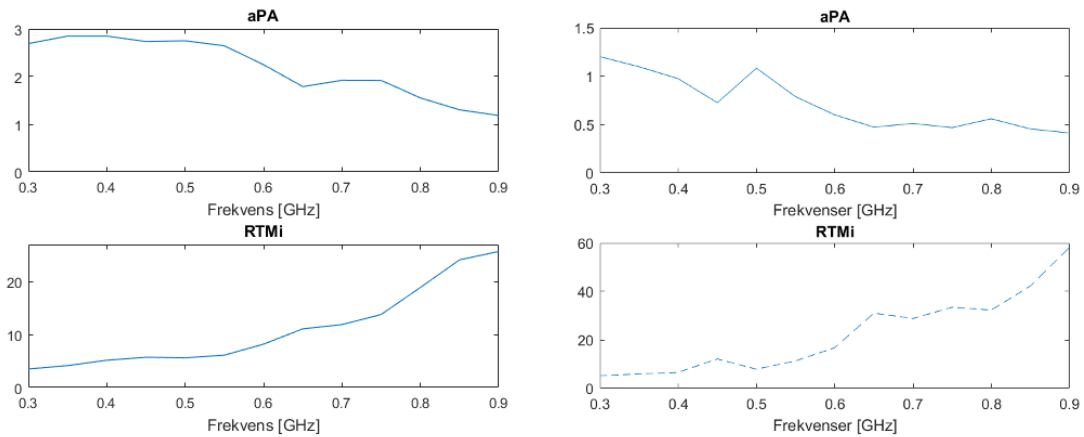
Punkterna som ses i figur 28 gav högst värde på RTMi vid simulering med 1,6-antennerna. De är placerade i olika delar av tumören; en av punkterna är i vänstra övre hörnet och den andra är i högra understa hörnet.



Figur 28: Illustration av de punkter i tumören som genererade högst RTMi-värde vid simuleringar med enbart 1,6-antennerna. Dessa punkter är svartmarkerade och kan ses vid tumörens kant.

Hur storleken på lägst aPA-värde och högst RTMi-värde ändras för antenner med ordinarie storlek beroende på frekvens kan ses i figur 29a. Maxvärdet för aPA ligger kring frekvensen 350 MHz och

blir därefter lägre. RTMi-värdet blir konstant högre för stigande frekvenser.

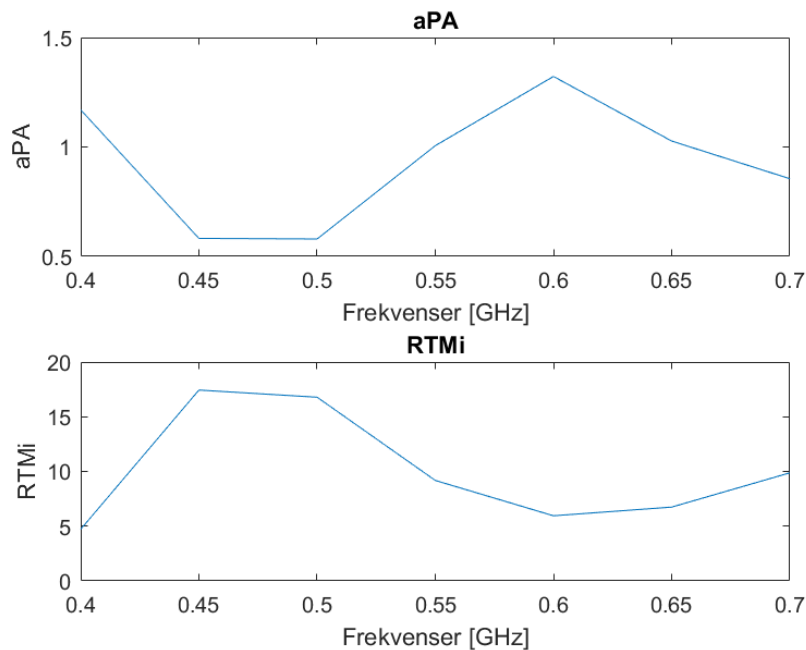


(a) Värden på aPA och RTMi för olika frekvenser då originalantennerna används.

(b) Värden på aPA och RTMi för olika frekvenser då 1,6-antennerna används.

Figur 29: Illustration av hur värden på aPA och RTMi ändras beroende på frekvens. I a har antenner av originalstorlek använts och det kan utläsas att högst värde på aPA erhålls vid lägre frekvenser och lägst värde på RTMi erhålls vid högre frekvenser. I b där 1,6-antennerna används gäller samma trend som i a. Notera att skalan på aPA och RTMi skiljer sig åt i figurerna emellan.

För antennen med skalning 1,6 ses förändringen av lägsta värdet på aPA och högsta värdet på RTMi beroende på frekvens i figur 29b. Kvalitetsindikatorn aPA minskar mellan 300 och 450 MHz. Därefter ökar den tillfälligt tills frekvensen 500 MHz, då den återigen sjunker med ökande frekvens. RTMi ökar med högre frekvens.

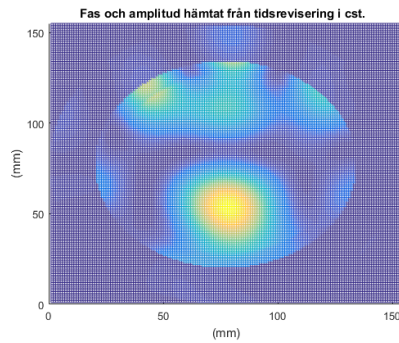


Figur 30: Illustration av hur värden på aPA och RTMi ändras beroende på frekvens. Normalstora antenner och antenner med skalfaktor 1,6 placerade i sicksackmönster har använts. 1,6-antennerna sänder med frekvensen 300 MHz, medan sändningsfrekvensen för de originalstora antennerna varierar. Frekvensen för den originalstora antennen ses på x-axeln.

Förändringen av lägsta värdet på aPA och högsta värdet på RTMi för original- och 1,6-antennerna placerade i ett sicksackmönster ses i figur 30. RTMi har högsta värdet kring 450 och 500 MHz. Kurvan för aPA har en nedåtgående trend förutom mellan 500 och 600 MHz då den ökar tillfälligt. Notera att strukturen på aPA-kurvan har liknande karaktär som aPA-kurvan för systemet med enbart 1,6-antennerna, se figur 29b.

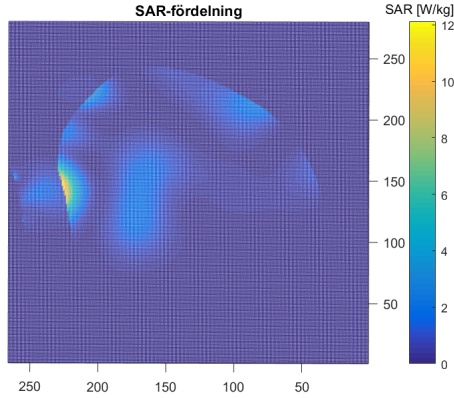
4.4 Tidsreversering som metod för fokusering

I CST användes tidsreversering för att studera vilka faser som bör användas för att fokusera i en given punkt. I figur 31 ses PLD-fördelningen i en cylinder efter en simulering med faser från tidsreversering. De teoretiska faserna var inställda på att fokusera i punkten $[0, -20, 0]$ och ett fokus kring den önskade punkten kan observeras.

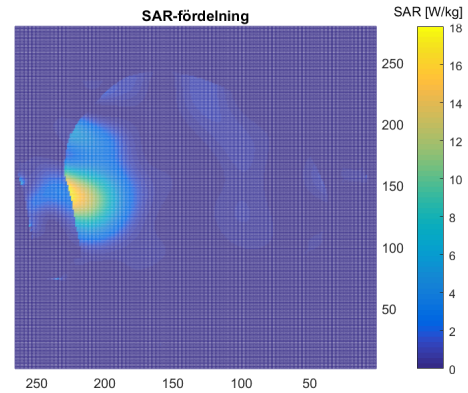


Figur 31: PLD-fördelningen i xy -planet vid $z=0$ vid försök att fokusera i punkten $[0, -20, 0]$, då origo är placerad i centrum av cylindermodellen. Faser från tidsreversering i CST har använts.

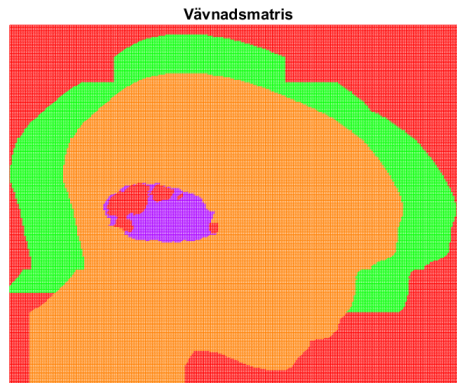
Tidsrevisering användes även för att fokusera på en modell av ett barnhuvud. Antennuppsättningen som användes har utformning enligt figur 6. Genom fas- och amplitudförändring framtagna med hjälp av tidsreversering i CST uppnås en fokusering i tumören Medulloblastoma, se figur 32. I delfigur 32a sänder 1,6-antennerna med frekvensen 300 MHz och originalantennerna med 428 MHz. Ett ovalt fokusområde kan observeras i närheten av tumörens placering och kvalitetsindikatorerna aPA och RTMi har värdena 2,4 respektive 11,1. I delfigur 32b sänder originalantennerna istället med frekvensen 500 MHz. En hotspot i bakre delen av huvudet syns, men ingen tydlig fokusering vid tumörens placering. Kvalitetsindikatorerna aPA och RTMi har värdena 2,5 respektive 5,6.



(a) SAR-fördelning vid fokusering i tumören Medulloblastoma med hjälp av tidsreversering då de originalstora antennerna strålade med 428 MHz.



(b) SAR-fördelning vid fokusering i tumören Medulloblastoma med hjälp av tidsreversering då de originalstora antennerna strålade med 500 MHz.



(c) Vävnadsmatris över den använda barnhuvudmodellen.

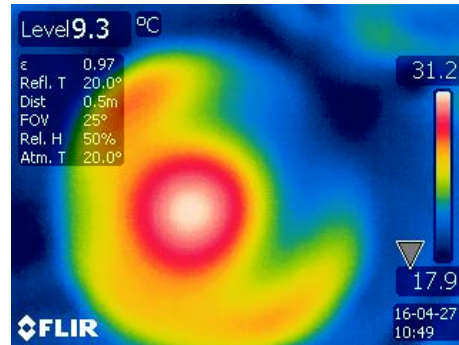
Figur 32: I a och b ses SAR-fördelningen vid frekvenserna 428 respektive 500 MHz vid simulering på modell av barnhuvud då med fas- och amplitudändring för att fokusera i centrum av tumören Medulloblastoma framtagna genom tidsreversering. Delfigur c visar de olika vävnaderna i det aktuella planet där den ellipsoida formationen i bakhuvudet representerar den aktuella tumören.

4.5 Experimentiell verifiering av fokuseringsförmåga

Ett experiment genomfördes för att studera om teoretiska faser och amplituder från Matlab i praktiken gav fokusering i önskad punkt. Faskompensationen samt de framtagna faserna och amplituderna presenteras i appendix C i tabell 10. I samma appendix redovisas även de implementerade faserna

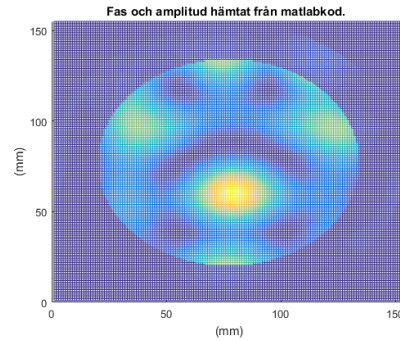
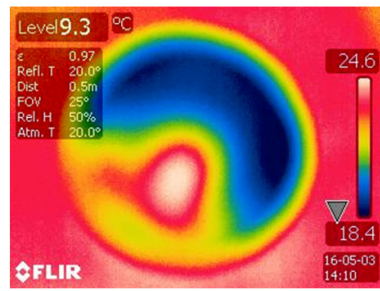
och amplituderna.

Under experimentet togs ett fotografi av fantomen med en värmekamera efter att fantomen bestrålats under sju minuters. Inledningsvis valdes en fokuseringspunkt i mitten av cylindern. Kompensation för veck orsakat av bolusen enligt kalibrering samt begränsningar i signalutrustningen utfördes. Ett fotografi på värmefördelningen efter bestrålningen kan ses i figur 33 där ett tydligt fokus observerades vid centrum av cylindern. Större delen av cylindern var uppvärmd, med undantag för figurens övre högra hörn där det var svalare.



Figur 33: Fotografi av cylinderfantomen taget med värmekamera efter sju minuters bestrålning i ett försök att fokusera i mitten av fantomen.

Fotografiet i delfigur 34a visar värmefördelningen på cylinderfantomen då antennerna strålade med faser och amplituder beräknade i Matlab för en önskad fokusering i punkten $[0, -20, 0]$, där origo är i centrum av cylindern. I figuren kan en tydlig hotspot noteras uppskattningsvis på önskad plats. Vänstra nedre delen är något uppvärmd, medan resten av cylindern är sval. PLD-fördelningen för en simulering med en modell av fantomen som användes i experimentet syns i delfigur 34b. I simuleringen sänder antennerna med de faser och amplituder som användes i experimentet. En fokusering ses kring önskad plats.



(a) Temperaturfördelning från experiment. (b) PLD-fördelning från simulering i CST

Figur 34: I delfigur b ses ett fotografi av cylinderfantomen taget med värmekamera efter sju minuters bestrålning. Antennerna har faser hämtade från teoretisk beräkning i Matlab. Delfigur a visar PLD-fördelningen från simulering i CST på modell av den fantom som användes i experimentet. Samma faser och amplituder används.

Båda delfigurerna i figur 34 visar en tydlig fokusering. Notera att temperaturfördelningen i delfigur 34a är något vriden gentemot det införda koordinatsystemet, eftersom fotografiet inte togs i samma vinkel.

4.6 Tillverkning av ny vattenbolus

Passformen av den egentillverkade huvudbolusen av latex testades på tre barn i de ungefärliga åldrarna 1,5; 4 och 5,5 år. Huvudbolusen fick inga observerade veck vid utprovning och figur 35 illustrerar passformen.



(a) 1,5 år gammalt barn med vattenbolus.



(b) Snart 4 år gammalt barn med vattenbolus.

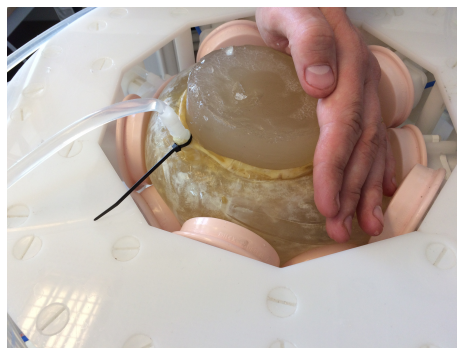


(c) 5,5 år gammalt barn med vattenbolus.

Figur 35: Undersökning av passform för den egentillverkade vattenbolusen av latex på tre barn i olika åldrar. Inga synliga veck upptäcktes vid undersökningen.

Fantombolusen testades genom att fyllas med både luft och vatten. Latexmaterialets höga elasticitet resulterade i att bolusen kunde fyllas utan att synliga veck uppstod. En approximativ kontroll av spridningsparametrarna genomfördes med Vector Network Analysen som visade på goda resultat.

En olägenhet med bolusen är att den blev tung då den fylldes med vatten och började hasa ned längst fantomen. De två faktorerna samverkade till att bolusen var fick att hållas på plats på det sätt som ses i figur 36.

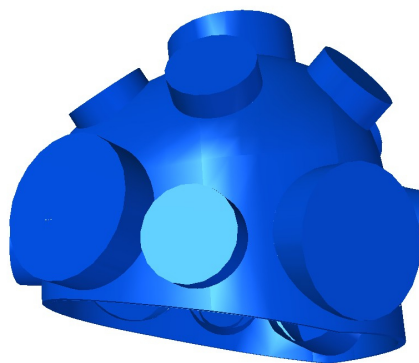


Figur 36: Den egentillverkade vattenbolusen av latex runt fantomen. Då bolusen fylldes med vatten blev den för tung och hasade ned längs fantomen, vilket medförde att den fick hållas på plats.

Det kunde konstateras att vattnet i latexbolusen cirkulerade väl och att den läckte mindre än de bolusar som tidigare använts. Tack vare bolusens elasticitet gick den även att trä runt en testpersons nacke.

4.7 Design av fästansordning

Den framtagna fästansordningen illustreras i figur 37. Vid utvärdering av dess fixeringsförmåga upptäcktes det att då en sfär placerades i bolusen kunde den flyttas ifall den utsattes för yttre krafter. Då den yttre kraften slutade verka på sfären observerades det att sfären inte återgick till sin ursprungsposition. Det motsvarar att om en patient skakar på huvudet skulle huvudets placering i hjälmen, och därmed tumörens placering i förhållande till antenssystemet, rubbas permanent.



Figur 37: Skiss över fästansordning till antenssystemet.

5 Diskussion

I följande avsnitt diskuteras bland annat valet av skalning och antennmönster, fokuseringsförmåga hos antensystem samt utformning av fästansordning. Diskussionen riktar sig främst till att analysera resultatet, metoden som använts samt eventuella felkällor och möjliga förbättringar.

5.1 Utformning av antensystemet

Medulloblastoma är en stor och djupliggande tumör och för att behandla en sådan tumörtyp behövs ett större fokusområde än det som originalantennerna kan leverera. Det krävs lägre sändningsfrekvenser och för att erhålla dessa behövdes en ny och större antennstorlek konstrueras. Först efter att denna antenn framtagits kunde antensystemet börja designas.

Originalantennens lägsta möjliga frekvens är 428 MHz. För att få en tydlig bild över hur ett antensystem påverkas av en lägre sändningsfrekvens valdes en frekvens som var markant lägre än denna. Det nuvarande förstärkningssystemets lägsta möjliga sändningsfrekvens är 300 MHz. För att undersöka om det var relevant att gå lägre i frekvens utfördes en analytisk jämförelse mellan 250 och 300 MHz. Då inträngningsdjupet endast var marginellt längre vid frekvensen 250 MHz ansåg fördelen med denna försumbar gentemot den antennstorlek som skulle krävas. Därmed drogs slutsatsen att en sändningsfrekvens på 300 MHz är att föredra. I framtida projekt kan det dock vara relevant att undersöka ytterligare frekvenser som är lägre än 428 MHz och därmed även andra antennstorlekar.

5.1.1 Simuleringar på cylindrar

Det slutgiltiga antensystemet togs fram genom flera olika simuleringar på homogena cylindrar. Detta tillvägagångssätt är fördelaktigt då barnhuvuden är svåra modeller att handskas med jämfört med cylindrar. Först när antensskalning, avstånd mellan antenner samt antennmönster bestämts modellerades en slutgiltig antennuppsättning på ett homogent barnhuvud. Eftersom det som studerades på cylindrar främst var hur olika antenner samverkar, så skulle resultatet inte bli markant bättre på en modell av ett barnhuvud.

Jämförelse av olika antensskalningar

Valet av antennstorlek med skalning 1,6 grundades på en sammanvägning av olika parametrar. Från figur 15 och 16 framgår det att 1,6-antennen har högst maxvärde av SAR i vald fokuseringspunkt, högst värde på aPA, näst lägst värde på RTMi och den fjärde största storleken på fokusvolym. RTMi och aPA är traditionella mått på fokusering, medan fokusvolym och maxvärde av SAR inte är lika etablerade. Fokusvolym och maxvärde valdes att användas som kvalitetsindikatorer eftersom de

bedömdes ge en god översikt av hur effektiv antennuppsättningen är. De fyra parametrarna tillsammans ansågs ge en uppskattning av resultatets kvalitet. Inget förstoringsalternativ hade önskvärda resultat i alla kategorier och skalningarna 1,6 och 1,7 hade liknande resultat. Den sistnämnda skalningen hade eventuellt något bättre resultat totalt, men den skulle leda till att färre antenner får plats på hjälmen med den skalningen. En bedömning gjordes att fler antenner är mer önskvärdt och därav valdes skalning 1,6.

Fokuseringsområdet vid den lägre sändningsfrekvensen 300 MHz i delfigur 17a är märkbart större än då 428 MHz används i delfigur 17b. Antennmodifikationen genom skalning har därmed uppnått sin funktion genom att öka storleken på ett antensystems fokus för att värma större tumörer mer effektivt. I figur 18 jämförs värden på aPA och RTMi för den ordinarie antennstorleken och antennen med skalning 1,6 för var femttonde frekvens mellan 300 och 900 MHz. Båda antennstorlekarna har en ökande trend på RTMi för ökande frekvenser. Båda skalorna har liknande värden på kvalitetsindikatorerna för frekvensen 300 MHz. Detta betyder dock inte att den originalstora antennen presterar likvärdigt för denna frekvens. Kvalitetsindikatorerna relaterar effektupptagningen i tumör med upptagningen i frisk vävnad, men visar inte hur stor effektupptagningen är. Vid beräkning av kvalitetsindikatorerna infördes en tänkt tumör. Då fokusområdet var stort för 1,6-antennen kan fokusområdet täcka även området kring den tänkte tumören, vilket bidrar negativt till samtliga kvalitetsindikatorer. Kurvan som beskriver förändringen i aPA för den skalade antennen har liknande utseende som motsvarande S_{11} -graf för systemet, se figur 11, vilket kan förklara den markanta minskningen mellan 400 och 500 MHz.

Volymen av fokusområdet är för varje simulering beräknad utifrån maxvärdet av SAR i fokuseringspunkten. Om maxvärdet är under den nivå som krävs för att tumören ska uppnå en temperaturskillnad är fokuseringsvolymen ett otillräckligt mått på kvaliteten hos antennuppsättningen. För att en tumör ska märka av en termisk effekt krävs det en upptagen effekt över $0,1 \text{ mW/mm}^2$, se avsnitt 2.3. Då värdet på PLD är beräknat för voxlar med storleken 1 mm^3 krävs det att PLD dividerat med 0,001 är större än $0,1 \text{ mW/mm}^2$. Det uppfylls i fokusområdet av samtliga antensskalningar. En vidareutveckling av parametern, volym av fokusområde, vore att definiera fokusområdet som det område där en temperaturökning sker.

Vid simuleringar för olika antensskalningar får olika antal antenner plats. Detta påverkar resultatet, då fler antenner leder till fler elektromagnetiska fält och därmed högre total intensitet. Även negativa följder finns av fler och tätare placerade antenner. Exempelvis finns en ökad risk för oönskade hotspots och koppling mellan antenner. Valet av att använda olika antal antenner för olika skalningar gjordes för att jämföra vilken yteffektivitet de olika skalningar har. Om en mindre skalning väljs kommer fler antenner få plats på den slutliga hjälmdesignen. Det är därför relevant att jämföra yteffektivitet istället för ett konstant antal antenner för samtliga skalningar.

Placeringsmönster av antenner

Maxvärdet av SAR för de observerade mönstren uppfyller kravet på att PLD-värdet ska vara över $0,1 \text{ mW/mm}^3$ för att uppnå en temperaturskillnad. Det innebär att måttet fokusvolym är ett fungerande mått på kvaliteten hos antenssystemen. Placeringen av de olika antennerna i två separata ringar

ansågs vara något mer fördelaktig än då antennerna placerades i ett sicksackmönster. Detta eftersom modellen med separata ringar presterade marginellt högre på jämförelseparametrarna.

Placeringsmönster av antenner jämfördes på en homogen cylinder för att fastställa vilket mönster som bör implementeras på hjälmen. En begränsning var att endast två olika mönster jämfördes. För att erhålla mer beslutsunderlag angående vilket mönster som ger optimalt resultat bör fler mönster undersökas. En olägenhet med eventuell undersökning av andra mönster är svårigheten att implementera mönstret på modellen av barnhuvudet på grund av asymmetri samt att det är hög effektupptagning av vävnader i ryggraden och ögonen. Resultatet för de två olika mönstren är liknande, vilket tyder på att mönstret generellt inte har så stor betydelse. Mönstret kan dock vara betydelsefullt vid fokusering på ett specifikt område eftersom olika mönster är lämpliga för olika områden.

Koppling mellan antenner

Metoden för att ta fram ett sammanlagt elektromagnetiskt fält innebär att olika simuleringar görs för original- och 1,6-antennerna. Därmed kan S_{21} -kurvorna ge en felaktig bild av kopplingen för system där 1,6-antennerna eller originalantennerna inte ligger grannar med varandra. Eftersom det är fallet för den slutgiltiga antennuppsättningen approximeras inverkan av koppling utifrån figur 21, då även antennuppsättningen är sådan att det finns avstånd mellan antennbolusarna. Dessutom är kopplingen hög för de olika antennstorlekarna vid olika frekvenser och därför bör även kopplingen mellan 1,6-antenn och originalantenn vara mindre än mellan antenner av samma storlek. Därmed antas att kopplingen mellan antennerna i antensystemet för simuleringar på barnhuvudet är under -20 dB.

5.1.2 Simuleringar på modell av barnhuvud

Den framtagna hjälmdesignen har en tydlig fokuseringsförmåga i tumören Medulloblastoma, vilket kan observeras vid jämförelse av strålningen i delfigurna 23a och 23b med vävnadsmatrisen i delfigur 23c. Den starkaste uppvärmningen sker dock i båda fallen vid pannan, men då det är såpass nära ytan anses den vara försumbar då detta område kommer kylas ned av vattenbolusen. Det är en något mindre fokusering i barnmodellen än i cylindermodellerna, men värdet på SAR i den djupliggande tumören ligger trots detta över gränsen för att det ska ske temperaturskillnader i vävnaden. Anledningen till svårigheterna att fokusera i barnhuvudet kan bero på huvudets asymmetri, som medför att färre antenner får plats.

Utifrån figurerna 22 och 23 är det tydligt att då den lägre sändningsfrekvensen 428 MHz används för de oskalade antennerna blir fokusområdet betydligt större och täcker märkbart tumören Medulloblastoma presenterad i delfigur 23c. Vid denna frekvens verkar systemet även ha en naturlig uppvärmning av tumören utan fasköjning, se delfigur 22d. Frekvensen 428 MHz leder dock till ett något högre värde på RTMi vid fokusering i tumören än utan försök till fokusering. Det kan bero på att uppvärmningen i pannan vid fokusering är såpass hög för att antennens strålning ska nå den djupliggande tumören. Den friska vävnaden som värms bör kunna kylas av vattenbolusen, vilket leder till att de högre RTMi-värdena kan förbises. Resultatet indikerar därför att en så låg frekvens

som möjligt för originalantennerna, vilket är 428 MHz, är att föredra. Då de originalstora antennerna strålade med frekvensen 500 MHz genererades dock ett något högre aPA-värde vid fokusering i tumören än för frekvensen 428 MHz, se tabell 3. Det kan bero på att mer frisk vävnad värms då antennerna strålar med den frekvensen. Genom att observera färgskalan på bildernas högra sida framgår det däremot att uppvärmningen är såpass låg att den inte bör skada den friska vävnaden.

Ett fåtal hotspots bildades precis vid vattenbolusens yttre kant, vilket leder till effektförluster. Då systemet observeras utan försök till fokusering och bortsett från de oönskade hotspotsen, se delfiguren 22b och 22d, påvisas i båda fallen en fokusering i centrum av huvudet. Det implicerar att antennerna har korrekt vinkling in mot huvudets mitt. Anledningen till att SAR-värdet är relativt lågt i fokuseringsområdet kan bero på att effekt går förlorad till hotspots utanför bolusen. Bolusen kan designas om så att effektförlusten till omgivningen minskar, vilket leder till att effekten hos strålningen riktad in i huvudet blir starkare. Notera att de yttre hotspotsen påverkar modellen mer vid den högre frekvensen, vilket kan medföra att en lägre frekvens är att föredra.

Vid konstruktion av hjälmdesignen användes en kombination av sicksackmönstret och separata ringar. Kombinationen valdes för att få en så yteffektiv hjälmdesign som möjligt. Koppling mellan antennerna kan leda till försämrat resultat, men resultaten i tabell 2 från simuleringarna som undersökte detta tyder på att en yteffektiv placering av antennerna väger upp för de eventuella kopplingsförlusterna. När de två mönstren jämfördes på en cylinder var det inte ett mönster som var överlägset det andra, utan skillnaden i resultatet mellan sicksack och separata ringar var förhållandevis liten. Om fler antenner fås plats vid en blandning av mönstren antogs det vara bättre.

5.2 Fokuseringsförmåga av antenssystem

Vid jämförelse av simuleringar på cylindrar med olika antensskalning påvisade resultatet att antenner med lägre frekvens täcker något fler punkter för olika frekvenser. Histogrammet i delfigur 24a visar tydligt att simuleringen med 20 originalantenner har återkommande punkter som ger sämst resultat, mätt i aPA och RTMi, för alla frekvenser i det valda intervallet. Det indikerar att system inte täcker dessa voxlar och att antennplaceringen därav behöver modifieras. I delfigur 24b visar histogrammet att modellen med 14 antenner av skala 1,6 har en något större spridning på vilka punkter som inte nås av systemet beroende på frekvens. Punkterna som ger lägst aPA skiljer sig till viss del från de som leder till högst RTMi. Detta implicerar att systemet med 1,6-antenner värmer tumören jämnare än systemet med 20 originalantenner.

De voxlar som gav minst fördelaktig fokusering för sicksackmönstret på cylinder, se figur 25, visar att mönstret presterar som ett mellanting av cylindern med original- och 1,6-antenner. Det eftersom den punkt som förekommer mest frekvent är gemensam för aPA och RTMi, men det förekommer även punkter som inte är gemensamma för de båda kvalitetsindikatorerna. Den slutsats som kan dras av denna analys är att ett system med enbart 1,6-antenner värmer tumören något jämnare jämfört med då enbart oskalade antenner används och än då en kombination av de olika storlekarna används. Vid uppvärmning av ett barnhuvud kan en kombination av skalade och oskalade antenner behövas för att få tillräckligt hög effektupptagning.

Utifrån figurerna 26, 27, 28, och 29 är det tydligt att placeringen av den punkt som resulterar i lägst värde på aPA och högst värde på RTMi ligger på kanten av tumören. Detta är väntat eftersom då fokusering nås i tumörens kant uppstår inte hela fokusområdet i själva tumören, vilket medför att tumören värms upp mindre effektivt. Delfiguren 27b illustrerar att fokusering vid kanten av tumören närmast centrum verkar ge något lägre aPA-värde och RTMi jämfört med tumörens kant närmast vattenbolusen. Antennsystemet har som regel svårare att fokusera närmare bolusens kanter. Det medför att fokusområdet förskjuts närmare systemets mitt, i det här fallet närmare tumörens mitt, vid fokusering i en sådan punkt. Orsaken till att aPA antar lägre värden vid tumörens inre kant kan således bero på att fokusering vid dessa punkter uppnås i en högre grad, vilket leder till att större del av fokuseringsområdet hamnar utanför tumören.

Den avtagande trenden av aPA-värdet och den ökande trenden för RTMi-värdet som redovisas i figur 29 är väntade då lägre frekvenser genererar ett större fokusområde. Trots att de båda antennstorlekarna undersökts för frekvenser utanför dess frekvensband visar aPA- och RTMi-värdena samma trend för de olika frekvenserna. Detta eftersom båda dessa kvalitetsindikatorer relaterar SAR-fördelningen i tumören till övrig vävnad, vilket inte visar storleken på själva fördelningen. Delfigur 29b visar att för antennerna med skalning 1,6 börjar kurvan av aPA-värden på ett högt värde för att därefter sjunka till och med 450 MHz. Vid den frekvensen bryts den nedåtgående trenden och ökar istället. Vid frekvensen 500 MHz börjar värdet på aPA återigen sjunka. Det beteendet efterliknar karaktären hos S_{11} -kurvan för den skalade antennen när den används i system, se figur 11. Mellan frekvenserna 370 och 430 MHz går S_{11} -parametern över -10 dB och fungerar därför sämre, vilket är förklaringen till det okaraktäristiska beteendet kring de frekvenserna.

Förändringen i lägst värden på aPA och högst värden på RTMi för cylindermodellen med sick-sackmönstret är tydligt mest fördelaktigt då de originalstora antennerna strålade med frekvenserna 400 MHz och 600 MHz, se figur 30. Då ett stort fokuseringsområde är önskat valdes den lägre av de två frekvenserna att undersökas ytterligare. För frekvensbandet 400-428 MHz är den korresponderande S_{11} -parametern över -10 dB, vilket medför stora effektförluster för systemet. Frekvensen 428 MHz uppskattas, enligt figur 30, endast leda till marginellt högre aPA-värden och lägre RTMi-värden, vilket implicerar att den lägre frekvensen trots detta är att föredra. Resultat indikerar därmed att då 1,6-antennerna och oskalade antenner samverkar är det fördelaktigt att använda den lägsta möjliga sändningfrekvensen för de originalstora antennerna.

För att beräkna fas och amplitud i Matlab användes vissa förenklingar. Interpolation över steglängd och upplösning gjordes, vilket ledde till lägre noggrannhet. En lågupplöst modell söktes igenom i syfte att studera vilket område som ger minst fördelaktigt fokusering. Ett problem i metoden kan vara att på grund av upplösningen i Matlab förbises den högupplösta punkt som det är faktiskt svårast att fokusera i. Punkten behöver därmed inte befinna sig i det valda området. Eftersom det är troligt att även punkterna kring den svåraste punkten är svåra att fokusera i är det liten sannolikhet att punkten inte är i det svåraste området. Ett annat problem är att det i nuläget inte tas hänsyn till ifall flera områden skulle resultera i ekvivalenta fokus. Om två områden har samma värde på exempelvis aPA, så kan bara ett av områdena väljas. Även om det inte är sannolikt att två fokuseringspunkter resulterar i exakt samma värde bör det åtgärdas.

5.3 Tidsreversering som metod för fokusering

Figurerna 31 och delfigur 34b visar att både vid användning av faser från tidsreversering i CST och teoretiska faser från Matlab skiftas fokuseringen till önskat område. Det implicerar att båda metoderna för att välja faser och amplituder fungerar tillfredsställande. Trots att båda metoderna resulterar i fokusering i ungefär samma punkt är de faser som används märkbart olika. Orsaken kan vara att programmen använder olika lösningmetodik. Matlabkoden beräknar antal våglängder som vågen har färdats när den når fokuseringspunkten. Om CST beräknar fasförskjutning exempelvis via tidsförändringen kan det förklara varför resultaten skiljer sig.

Då tidsreversering utfördes i centrum av Medulloblastoman i barnhuvudmodellen, se figur 32, blev fokuseringen till synes sämre jämfört med den fokusering som uppnåddes med hjälp av analytisk beräkning i Matlab, se figur 23. Resultatet från tidsreverseringen genererar däremot mer fördelaktiga värden på båda kvalitetsindikatorerna för sändningfrekvensen 500 MHz för de originalstora antennerna. Vid frekvensen 428 MHz medförde tidsreverseringen ett högre värde på både RTMi och aPA gentemot den analytiska beräkningen. Slutsatsen som kan dras av detta är att de olika fokuseringsmetoderna fungerar olika väl beroende på frekvens.

Vid den lägre frekvensen, 428 MHz, för de oskalade antennerna uppnås ett tydligt fokusområde med tidsreversering, vilket inte är fallet då samma antenner sänder med 500 MHz. Den tydliga skillnaden antyder att antensystemet har en högre fokuseringsförmåga då de oskalade antennerna sänder med lägsta möjliga frekvens.

Det finns flertalet fördelar med att teoretiskt beräkna faser och amplituder i Matlab istället för med hjälp av tidsreversering i CST. Effektivitet är en av dem, då det tar betydligt kortare tid att använda Matlab. Vid användning av Matlab är det dessutom simpelt att ändra parametrar så som frekvens, noggrannhet och fokuseringspunkt. Flera simuleringar i CST behöver därmed inte köras och tid och lagringsutrymme på datorn sparas.

När fas och amplitud är valda kan de studeras på två sätt. Antingen simuleras modellen på nytt med de önskade faserna och amplituderna, eller så multipliceras det befintliga elektromagnetiska fältet med amplituderna och modifieras med faserna i Matlab. Fördelen med att göra det i Matlab är att det går på ett fåtal sekunder. En ny simulering i CST kan dock eventuellt ge mer korrekta resultat.

5.4 Experimentiell verifiering av fokuseringförmåga

På grund av effektbegränsningar i utrustningen valdes mätningstiden till sju minuter som var den kortast möjliga tiden som gav värmspridning som liknar en SAR-fördelning. Det kan ha medfört en eventuell felkälla i temperaturfördelningen. Amplituden begränsades av utrustningens maxeffekt som låg runt 7,4 W per antenn även om antennernas maxeffekt var 150 W. Om utrustningen haft en högre effektkapacitet hade fantomen kunnat värmas upp under kortare tid, vilket hade givit en värmspridning som bättre motsvarat en SAR-fördelning. Den tillgängliga utrustningen medförde även begränsningen att endast faser mellan -180 och 94 °C var möjliga. Faserna som var framtagna

via Matlab för att få fokusering i önskad punkt var i vissa fall utanför de gränserna. Berörda faser sattes då till närmaste tillåtna fas.

På grund av vattenbolusens utformning uppstod ett veck i bolusen och antennen som skulle sända genom vecket blev oanvändbar. Antennuppsättningen blev då inte symmetrisk och de faser och amplituder som beräknats gav därmed en felaktig fokusering.

Endast antenner av ordinarie storlek användes under experimentet, eftersom inga uppskalade antenner fanns att tillgå. Metoden att ta fram teoretiska faser via Matlab kunde ändå utvärderas i experimentet, men en utvärdering av de olika mönster var inte möjlig. Om ytterligare experiment skulle genomföras vore det intressant att testa den skalade antennen. Olika antennmönster skulle då kunna testas. Även placering av en tumör i fantomen och därmed göra den mer verklighetstrogen vore intressant.

5.5 Tillverkning av ny vattenbolus

Den egentillverkade vattenbolusen fyllde sin funktion, men vissa förbättringar kan göras. Under analys av fantombolusen noterades det att latexen var ojämnt fördelad på grund av bristande tillverknings teknik. Det ledde till att bolusen svällde asymmetriskt på olika ställen. Den problematiken kan undvikas genom att anlita en professionell latexskräddare för tillverkning av modellerna. Latex är ett naturmaterial och har därför vissa nackdelar; det bör förvaras mörkt, svalt och vid jämn luftfuktighet. Om inte latexprodukter tas tillvara på rätt sätt kan de torka, vilket ger en högre risk för sprickbildning. Latex är ett väl etablerat material inom sjukvården och därför kan det antas att adekvata förvaringsmetoder redan existerar. Om dessa möjligheter inte existerar är ytterligare ett alternativ engångsbolusar. Det förekommer även latexallergiska patienter, så olika ersättningsmaterial kan också antas vara framtagna som kan användas som framtida bolusmaterial.

5.6 Design av fästansordning

Hjälmens bristande fixeringsförmåga kan bero på latexbolusens höga elasticitet. En bolus enbart fylld med vatten klarar inte att bibehålla antennernas position i förhållande till tumören. Det kan motverkas genom att införa ett antal distanser i bolusen. Distanserna föreslås vara klossar tillverkade av ett styvt hydrogelmaterial och mellan gelliklossarna bör kanaler finnas där kylmediet kan flöda. Hjälmmodellen som skrevs ut i ABS-plast klarar inte mer än 100 °C [23]. Om en fungerande prototyp ska skrivas ut bör 3D-utskriften ske i ett mer värmebeständigt material om antennernas maxeffekt på 150 W ska kunna utnyttjas fullt ut.

5.7 Framtida arbete inom området

En intressant vidareutveckling vore att testa ifall en mindre förstöringsgrad, och därmed en högre sändningsfrekvens, vore optimal. I detta projekt valdes en markant lägre sändningsfrekvens än tidigare

som medförde en fokusering i Medulloblastoman, enligt figur 23b i avsnitt 4.2.2. Det är dock möjligt att en mindre frekvenssänkning även skulle vara effektiv. En mindre antennskalning skulle även innebära att fler antenner fås plats på hjälmen. Det är också möjligt att en lägre förstoringsgrad skulle göra att den nuvarande matchningskretsen inte behöver bytas ut.

I framtiden kan en jämförelse av svåraste fokuseringspunkt för flera olika frekvenser kunna genomföras för barnhuvudets antensystem. På så vis kan det vara möjligt att finna eventuella punkter som inte kan nås av antensystemet. Om det är många punkter som inte kan nås, eller alternativt att punkter av stor betydelse inte kan nås, så kan antensystemet behöva modifieras. Ett annat användningsområde för det konstruerade matlabskriptet kan vara att finna den punkt som ger optimal fokusering i den djupliggande tumören. Den funna punkten kan då användas för att värma upp tumören maximalt.

Bolusen som byggts har visats sig få färre veck än tidigare vattenbolusar. Inget experiment har dock gjorts med den nya bolusen. För att utvärdera om bolusen kan vara användbar i framtiden är ett första steg att analysera värmefördelningen i en fantom vid användning av bolusen.

6 Slutsats

Projektets syfte var att utveckla ett antensystem för hypertermibehandling med fokus på behandling av tumörtypen Medulloblastoma. Då denna tumör sitter djupt i bakhuvudet undersöktes det om antenner som strålar med lägre frekvens har möjlighet att förbättra ett antensystems förmåga att nå tumören. Antenner skalades och nådde därmed ett lägre frekvensband. Det framtagna antensystemet för barnmodellen kunde således fokusera på den observerade tumören. Fokusområdet har dock en relativt låg SAR-fördelning jämfört med de förberedande simuleringar som utfördes på en cylinder. Det kan grundas i att det förekom oönskade hotspots vid vattenbolusens kanter som orsakade effektförluster. Om så var fallet är det något som kan åtgärdas utan att ändra antennplaceringen. För att vidare utveckla designförslaget på hjälmen till en fungerande prototyp studerades möjligheter för att fästa antennerna på hjälm och vattenbolus. En möjlighet är att konstruera en hjälm i värmetålig plast med hålrum för antennerna. För att undersöka denna konstruktion utvecklades en ny vattenbolus av latex. Denna bolus visade sig ha hög potential då latex är lättarbetat, elastiskt och ekonomiskt gångbart.

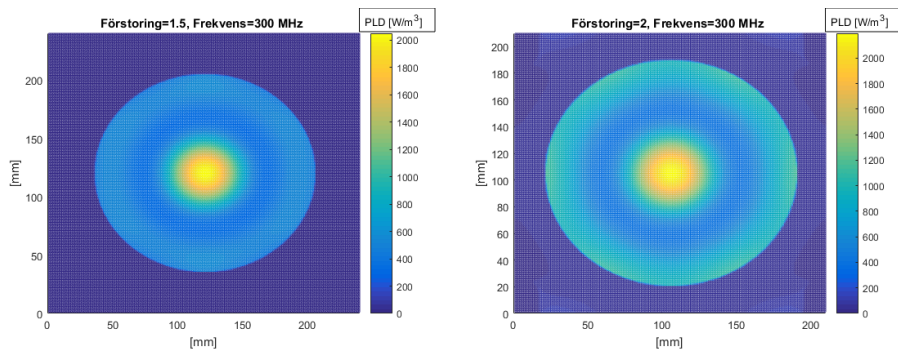
Vidare behandlades utmaningen att få ett antensystem att värma den djupliggande tumören effektivt utan att skada kringliggande frisk vävnad. Resultatet är att antenner som sänder med lägre frekvens inkorporeras i ett system och ökar storleken på fokusområdet. Två olika metoder implementerades för att analysera antensystems fokusering och båda gav lovande resultat. Då samtliga fokusskiften implementerades uppkom inga oönskade hotspots i frisk vävnad som vattenbolusen inte har möjlighet att kyla ned. Även om den framtagna hjälmdesignen kan fokusera i tumören Medulloblastoma är det inte verifierat att tumören kan värmas till önskad temperaturnivå. Detta är något som bör analyseras efter att hotspotsen vid bolusens kanter har eliminerats.

Referenser

- [1] Barncancerfonden. (26 jan. 2016). Hjärntumörer hos barn, URL: <http://www.barncancerfonden.se/fakta-och-rad/barncancersjukdomar/diagnoser/hjarntumorer/>.
- [2] Cancerfonden. (2014). Hjärntumör, URL: <https://www.cancerfonden.se/om-cancer/hjarntumor>.
- [3] Barncancerfonden. (2013). Hög överlevnad - färre biverkningar, URL: <http://www.barncancerfonden.se/barncancerreporten/barncancerreporten-2013/artiklar/hogre-overlevnad--med-farre-biverkningar/>.
- [4] Cancerfonden. (2015). Statistik om cancer i sverige, URL: <https://www.cancerfonden.se/cancerfondsrapporten/statistik-om-cancer-i-sverige>.
- [5] H. D. Trefná, J. Jonsson och B. Vessman, "Antenna applicator for microwave hyperthermia treatment of pediatric brain cancer", 2014.
- [6] H. D. Trefná, "Microwave hyperthermia: A quick introduction", jan. 2016.
- [7] L. Adelbäck, A. Hjalmarsson, J. Jonsson, J. Wanemark, B. Vessman, J. Wanemark och E. Woxlin, "Hypertermibehandling av hjärntumörer hos barn", Bachelor thesis, 2013.
- [8] D. o. N. S. University of California San Fransisco. (2016). Medulloblastoma, URL: <http://neurosurgery.ucsf.edu/index.php/medulloblastoma-treatment.html>.
- [9] A. B. T. ASSOCIATION. (2016). Medulloblastoma, URL: <http://www.abta.org/secure/medulloblastoma-brochure.pdf>.
- [10] P. Brodal, *The Central Nervous System - Structure and Function, third edition*. 198 Madison Avenue, New York: Oxford University Press, 2004.
- [11] R.-M. DeSouza, B. R. T. Jones, S. P. Lewis och K. M. Kurian. (2014). Pediatric medulloblastoma – update on molecular classification driving targeted therapies, URL: <http://neurosurgery.ucsf.edu/index.php/medulloblastoma-treatment.html>.
- [12] C. W. Song, "Effect of local hyperthermia on bloodflow and microenvironment: A review", i *Cancer Research* 1984 Oct;44(10 Suppl):4721s-4730s. 1984.
- [13] H. P. Kook, C. A. T. van den Berg, A. Bel och J. Crezee, "Fast thermal simulations and temperature optimization for hyperthermia treatment planning, including realistic 3d vessel networks", *Medical Physics*, vol. 40, nr 10, s. 103303, 2013. DOI: 10.1118/1.4821544. URL: <http://scitation.aip.org/content/aapm/journal/medphys/40/10/10.1118/1.4821544>.
- [14] C. Nodling och J. Östermalm, *Physics Handbook for Science and Engineering*. Studentlitteratur, 2006, ISBN: 978-91-44-04453-8.
- [15] P. M. Achey. (). Radiation biology, URL: <http://www.accessscience.com/content/radiation-biology/566500#566500s009>.
- [16] D. K. Cheng, *Field and Wave Electromagnetics*, 2. utg. Edinburgh Gate Harlow Essex CM20 2JE: Pearson Education Limited, 1989.
- [17] H. D. Trefná, J. Vrba och M. Persson, "Evaluation of a patch antenna applicator for time reversal hyperthermia", *International Journal of Hyperthermia*, vol. 26, nr 2, s. 185–197, mars 2010.

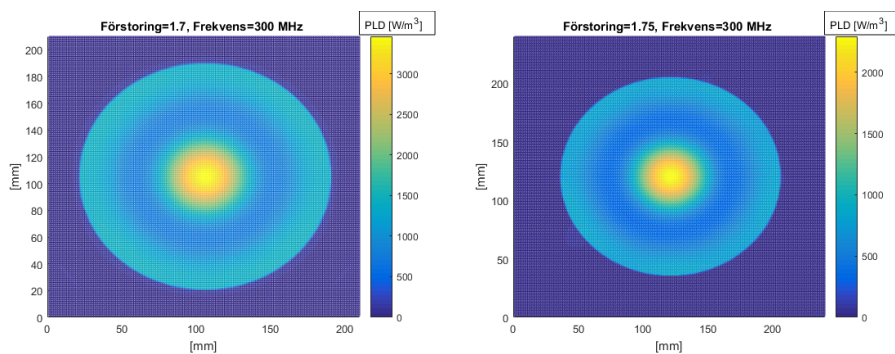
- [18] F. P. Incropera, D. P. Dewit, T. L. Bergman och A. S. Lavine, *Principles of Heat and Mass Transfer*. 222 Rosewood Drive, Danvers: John Wiley & Sons Singapore Pte Ltd, 2013.
- [19] H. H. Pennes, "Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm", i *Journal of applied physiology*, vol. 85, nr 1, ss. 5 - 34. 1998.
- [20] P. Takook, M. Persson, J. Gellermann och H. D. Trefná, "Compact self-grounded bow-tie antenna design for an uwb phased-array hyperthermia applicator", article, 2012.
- [21] M. M. Paulides, "A head and neck hyperthermia applicator: Theoretical antenna array design.", i *International Journal of Hyperthermia*, vol. 23 ss. 59-67. 2007.
- [22] (2013). Naturgummi del 1 av 4, URL: <http://laroverket.com/wp-content/uploads/2013/10/NR-1-3.pdf>.
- [23] BASF. (20111202). Safety data sheet terluan©gp-22 natural, URL: http://www2.basf.us/DocToolWeb/DisplayDoc?oname=30057689&appid=Plastics_MSDS_Search&rend=pdf.

A Jämförelse av antenskalingar



(a) Antenner med skalning 1,5 med 7 antenner på varje rad. (b) Antenner med skalning 2,0 med 5 antenner på varje rad.

Figur 38: Power Loss Density i planet mellan två antennrader på en cylindermodell. Observera att PLD-skalan skiljer sig åt figurerna emellan.



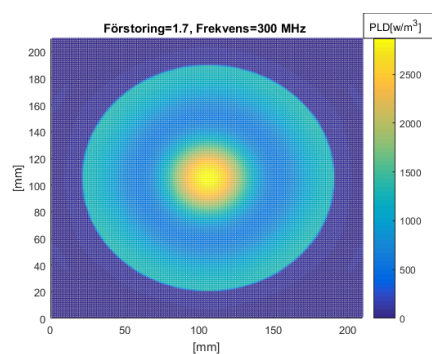
(a) Antenner med skalning 1,7 med 6 antenner på varje rad. (b) Antenner med skalning 1,75 med 6 antenner på varje rad.

Figur 39: Power Loss Density i planet mellan två antennrader på en cylindermodell. Observera att PLD-skalan skiljer sig åt figurerna emellan.

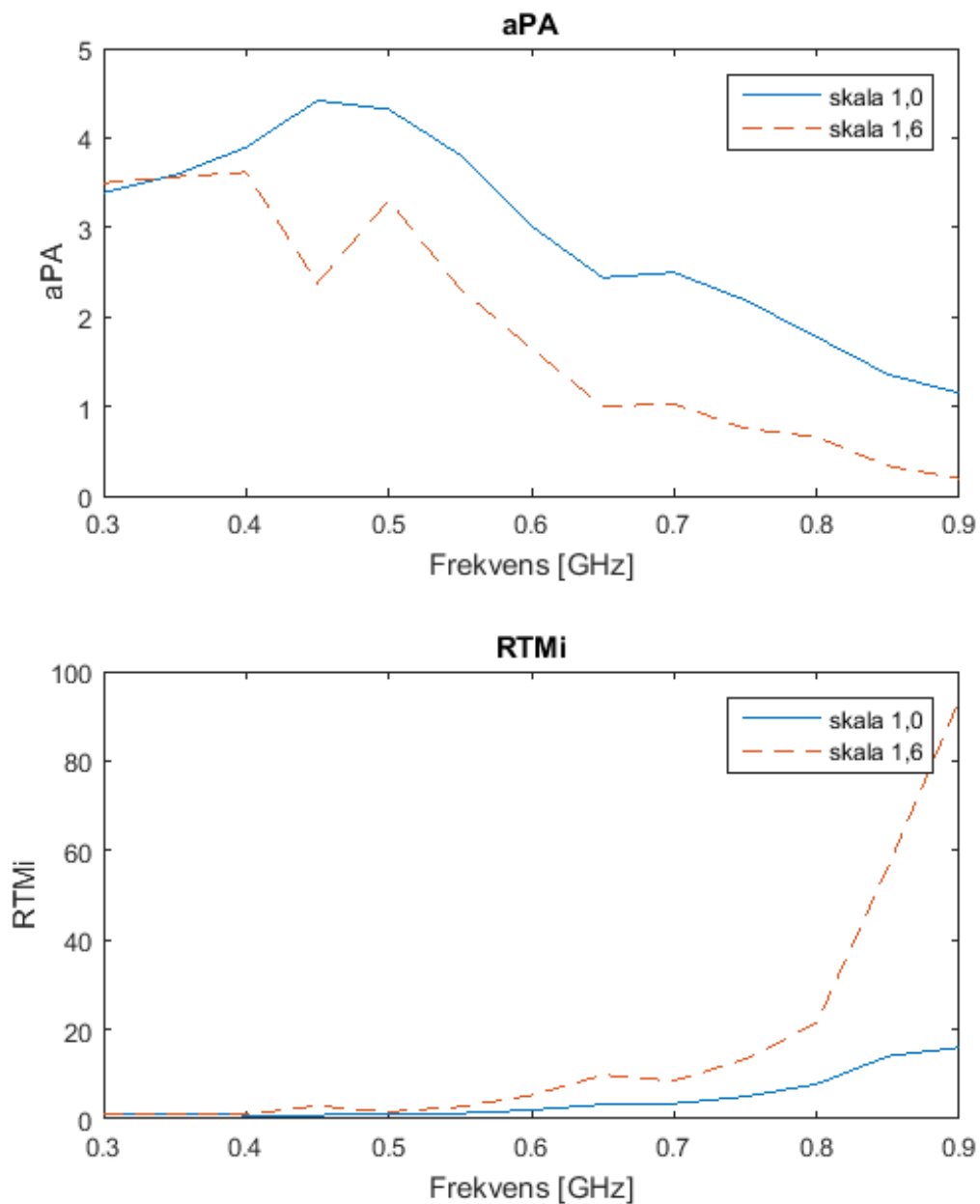
Tabell 4: Jämförelse av data för olika skalningar av antennen Bow-tie vid frekvensen 300 MHz.

Skalning:	Original	1.5	1.6	1.7	1.75	2
Antal antenner	20	14	14	12	12	12
Storlek på fokus [mm ³]	379694	240631	210408	165830	239960	179275
Max av SAR i fokus[W/kg]	3043.0	3525.2	3585.4	3459.8	2884.4	2331.5
aPA [W/kg]	1.1218	1.1031	1.1126	1.1050	1.0961	1.1040
RTMi [W/kg]	2.3725	1.5839	1.4116	1.3102	1.5328	1.4604

A.1 Koppling mellan antennerna



Figur 40: PLD-fördelning i planet mellan två antennrader med 6 stycken 1,7-antennerna. Antennerna strålar med frekvensen 300 MHz.



Figur 41: Graferna illustrerar hur värden på aPA och RTMi förändras i frekvensintervallet 300-900 MHz. Värdena avser simuleringar på cylinderm modeller med 1,6-antenn respektive originalantenn. I översta grafen visas hur värdet på aPA förändras och i den undre grafen ses förändringen av RTMi-värdet. 1,6-antennen representeras med en heldragen blå linje i båda graferna och originalantennen representeras med en streckad röd linje.

B Fokuseringsförmåga i antenssystem

Tabell 5: Lägsta värdet på aPA och högsta värdet på RTMi vid olika frekvenser vid användning av oskalade antenner. Koordinaten som användes som fokuseringspunkt vid det aktuella värdet utläses i kolumn 3 respektive kolumn 5.

Frekvens	aPA-värde	Koordinat vid lägst aPA	RTMi-värde	Koordinat vid högst RTMi
300	2.6922	[16,17,21]	3.4907	[14,16,20]
350	2.8488	[16,17,21]	4.1383	[14,16,20]
400	2.8497	[14,16,20]	5.1465	[14,16,20]
450	2.7348	[14,16,20]	5.7126	[14,16,20]
500	2.7509	[14,16,20]	5.6078	[14,16,20]
550	2.6456	[14,16,20]	6.1027	[14,16,20]
600	2.2495	[14,16,20]	8.1876	[14,16,20]
650	1.7890	[14,16,20]	11.0760	[14,16,20]
700	1.9223	[14,16,20]	11.8823	[15,17,18]
750	1.9185	[14,16,20]	13.7856	[14,16,20]
800	1.5523	[14,16,20]	18.8898	[14,16,20]
850	1.3028	[14,16,20]	24.1110	[14,16,20]
900	1.1835	[14,16,20]	25.6862	[14,16,20]

Tabell 6: Lägsta värdet på aPA och högsta värdet på RTMi vid olika frekvenser vid användning av 1,6-antenner. Koordinaten som användes som fokuseringspunkt vid det aktuella värdet utläses i kolumn 3 respektive kolumn 5.

Frekvens	aPA-värde	Koordinat vid lägst aPA	RTMi-värde	Koordinat vid högst RTMi
300	17.5375	[16,18,18]	5.2018	[16,18,18]
350	13.4664	[16,18,18]	5.8868	[16,18,18]
400	8.3373	[16,18,18]	6.5484	[16,18,18]
450	2.6538	[16,25,18]	12.1005	[16,25,18]
500	4.6350	[16,19,18]	7.8532	[13,16,23]
550	3.9137	[16,18,18]	11.3029	[14,19,16]
600	2.4557	[16,25,18]	16.7497	[15,26,17]
650	1.4899	[16,19,18]	31.0211	[15,26,17]
700	1.3638	[16,19,18]	28.8372	[14,25,16]
750	0.8913	[16,19,18]	33.4673	[14,25,16]
800	0.6824	[16,19,18]	32.3104	[14,25,16]
850	0.5279	[14,25,16]	42.2306	[14,25,16]
900	0.4486	[14,25,16]	58.1843	[14, 25,16]

Tabell 7: Lägsta värdet på aPA och högsta värdet på RTMi vid olika frekvenser. Koordinaten som användes som fokuseringspunkt vid det aktuella värdet utläses i kolumn 3 respektive kolumn 5. Original- och 1,6-antennerna var placerade i en sicksackformation.

Frekvens hos originalantennerna	Frekvens hos 1,6-antennerna	aPA-värde	Koordinat vid lägst aPA	RTMi-värde	Koordinat vid högst RTMi
400	300	8.8965	[16,25,18]	4.7206	[15,26,17]
450	300	4.1518	[15,26,17]	17.4382	[16,25,18]
500	300	3.4244	[14,19,16]	16.7830	[15,26,17]
550	300	4.3625	[15,26,17]	9.1778	[15,26,17]
600	300	4.8142	[15,26,17]	5.9502	[15,26,17]
650	300	3.9775	[15,26,17]	6.7434	[15,26,17]
700	300	3.2495	[15,26,17]	9.8741	[15,26,17]

C Experiment

Tabell 8: Utrustning som användes vid experimentell verifiering av fokuseringsförmåga.

Benämning	Funktion	Modell
Fantom	Strålas med antensystemet för att mäta temperaturspridningen	Egenkonstruerad
Vattenbolus	Plastpåse med slangkopplingar för in- och utlopp	OBH-Nordica food sealer-påse
Antennbolus	Bolusar som kyler varje antenn separat	
Antensystem	Antensystem för hals, 10 Bow-tie antenner i två rader i cylindrisk form	
Boluspump	Cirkulerar vatten i bolusen	Heto HMT300
Antennkylpump	Cirkulerar vatten i antennernas bolusar	Singflo DP-160B
Vector Network Analyser	Mäter spridningsparametrar	Agilent Technologies PNA series Network Analyser E8362B 10 MHz-20 GHz
Kalibreringsmodul	Kalibrerar nollan för Vector Analysern	Agilent Electronic Calibration Module 85093-60010 300 kHz-9 GHz
Värmekamera	Mäter temperaturspridning på en yta	FLIR B335
Antennrack	Signalgenerering och förstärkning	
Spectrum Analyser (EMC Analyser)	Effektmätare	HP-E7402A

Tabell 9: Resultat från första experimentet. Målet var att fokusera i mitten av cylindermodellen.

Fokus i mitten	Teoretisk fas	Faskompensation	Önskad fas	Fas	Amplitud
Antenn 1,1	0	96	-96	-96	7.4
Antenn 1,2	0	-115	115	94	7.4
Antenn 1,3	0	-138	138	94	7.4
Antenn 1,4	0	-150	150	94	7.4
Antenn 1,5	0	99	-99	-99	7.4
Antenn 2,1	0	-67	67	67	7.4
Antenn 2,2	0	60	-60	-60	7.4
Antenn 2,3	0	-106	106	94	7.4
Antenn 2,4	0	-55	55	55	7.4
Antenn 2,5	0	0	0	0	0

Tabell 10: Resultat från andra experimentet då målet var att flytta fokus till $[0, -20, 0]$ med fas- och amplitudförändring framtagen i Matlab.

Fokus i $[0, -20, 0]$	Teoretisk fas	Faskompensation	Önskad fas	Fas	Amplitud
Antenn 1,1	0	87	-162	-162	3,46
Antenn 1,2	45	-125	95	94	4,20
Antenn 1,3	159	-163	247	94	6,77
Antenn 1,4	159	-132	216	94	6,77
Antenn 1,5	45	150	-180	-180	4,20
Antenn 2,1	27	-75	27	27	3,57
Antenn 2,2	113	22	16	16	5,56
Antenn 2,3	182	-95	202	94	7,40
Antenn 2,4	113	-65	103	94	5,56
Antenn 2,5	27	0	-48	-48	3,57

D Beräkning av sändningsfrekvens för skalad antenn

För att observera olika antennskalningars effektivitet jämfördes inträngningsdjupet för de frekvenser antennen fungerar optimalt för. Ekvationerna 12 och 13 beskriver avståndet där halva energin från antennen försvunnit för två olika frekvenser enligt ekvation 2:

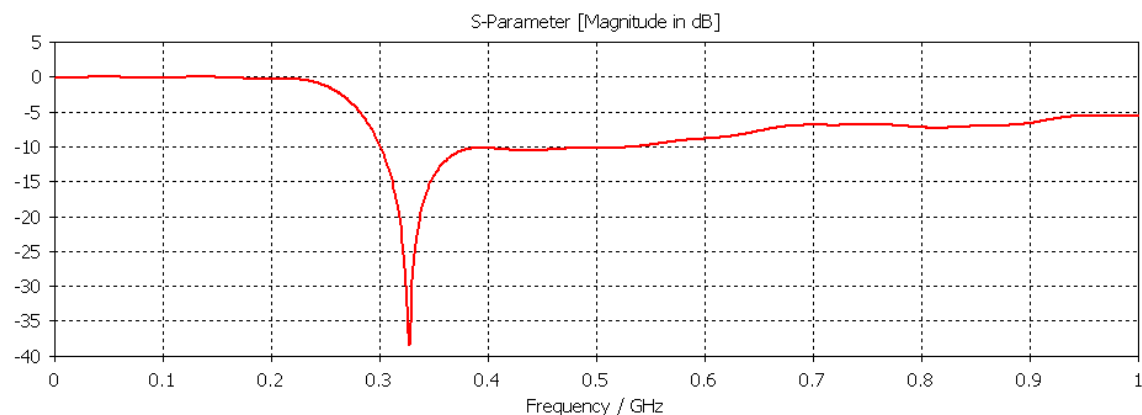
$$\begin{cases} \delta_{250} = \frac{1}{\sqrt{\pi\mu\sigma \cdot 250 \cdot 10^6}} \\ \delta_{300} = \frac{1}{\sqrt{\pi\mu\sigma \cdot 300 \cdot 10^6}} \end{cases} \quad (12)$$

I de ovanstående ekvationerna är permeabiliteten μ och konduktiviteten σ samma för strålningen av de båda frekvenserna då den tänkta strålningen observeras genom samma materia. Skillnaden i förluster kan därför beräknas enligt följande ekvation:

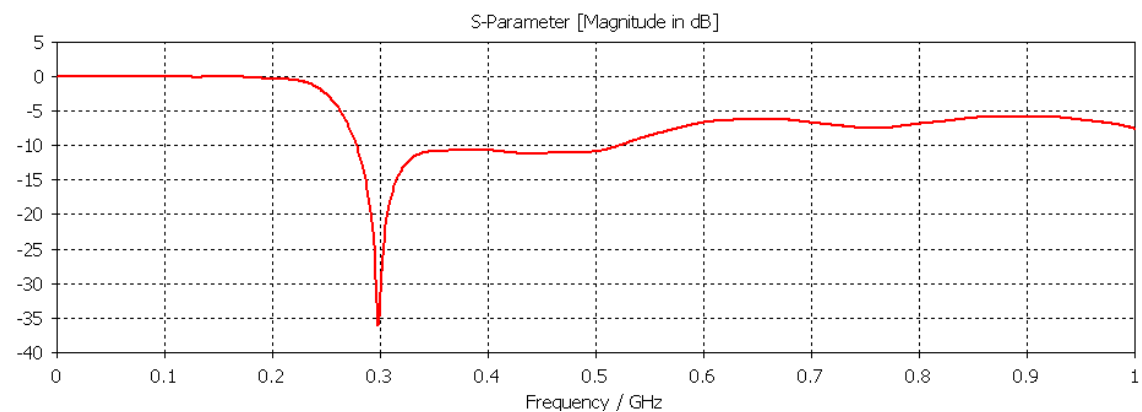
$$\Delta_{förlust} = 1 - \frac{\delta_{300}}{\delta_{250}} = 1 - \frac{\sqrt{250 \cdot 10^6} \cdot \sqrt{\pi\mu\sigma}}{\sqrt{300 \cdot 10^6} \cdot \sqrt{\pi\mu\sigma}} = 1 - \frac{\sqrt{250 \cdot 10^6}}{\sqrt{300 \cdot 10^6}} \approx 11\%. \quad (13)$$

E Grafer över spridningsparametern S_{11}

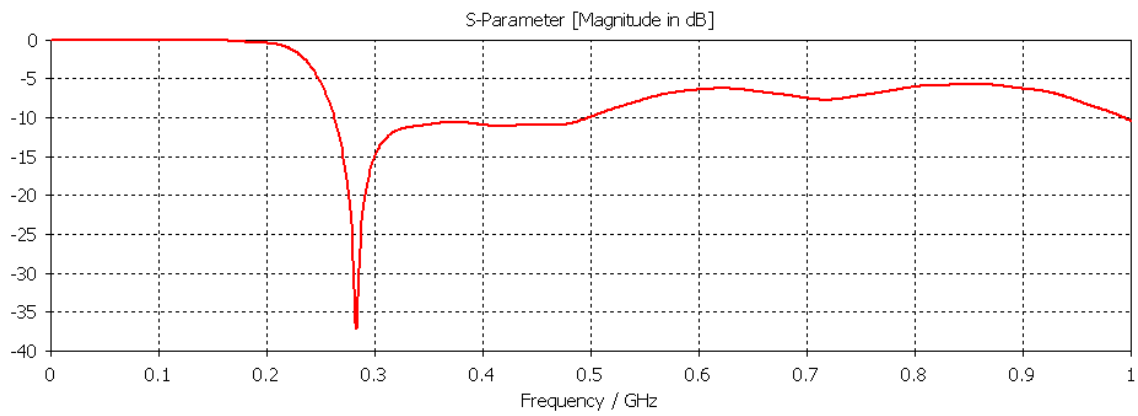
I detta stycke följer grafer över S_{11} för de olika antennförstoringarna som utvärderas i projektet.



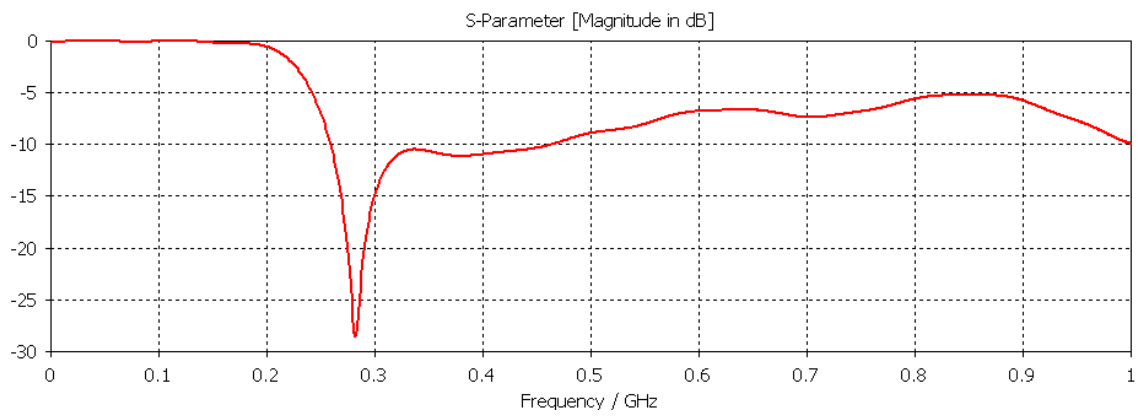
Figur 42: S_{11} -kurva för antenner av skala 1,5.



Figur 43: S_{11} -kurva för antenner av skala 1,6.



Figur 44: S_{11} -kurva för antenner av skala 1,7.



Figur 45: S_{11} -kurva för antenner av skala 1,75.