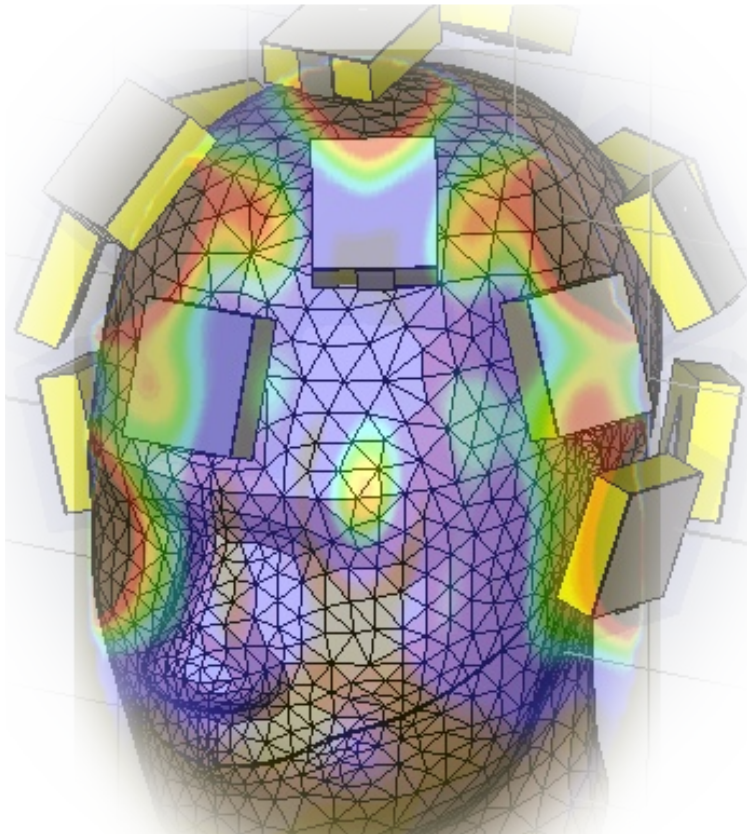




Design av antennsystem för hypertermibehandling av hjärntumörer

*Kandidatarbete inom civilingenjörsprogrammen Elektroteknik, Teknisk fysik
samt Automation och mekatronik*

MARCUS AHLSTRAND
STELLAN JOHANSSON
SUSANNE SCHILLIGER KILDAL
PONTUS LÖVINGER
SARA NILSSON
SINA SYROUS

Institutionen för signaler och system
CHALMERS TEKNISKA HÖGSKOLA
Göteborg, Sverige 2012
Kandidatarbete SSYX02-12-18

Sammanfattning

Projektets syfte är att designa ett antensystem för hypertermibehandling av hjärntumörer. För att bestämma nödvändig effekt som skall tillföras tumören jämförs teoretiska beräkningar med resultat från simuleringar. Vidare studeras även fokuseringen utifrån flertalet simuleringar där aspekter som vilken frekvens som ger bäst fokusering och dämpningen av effekten är intressanta. Det studeras även hur den relativa permittiviteten hos materialet som omger antennerna påverkar spridningssparametrarna och strålningsbilden för antennerna. Kopplingen mellan antennerna undersöks genom att jämföra simuleringar med experimentella resultat. Det designade antensystemet består av 16 antenner där alla är riktade mot en punkt belägen djupt in i huvudet. I syfte att förbättra fokusering är varje antenn placerad i en egen slags vattenpåse kallad bolus, där vattnet har en relativ permittivitet på 30. För att undvika koppling mellan antenner är avståndet mellan antenmatningen på varje antenn minst 60 mm. Lämpliga frekvenser för att erhålla fokusering i en tumör med storleken 1–4 cm beräknades till mellan 200 MHz och 1 GHz. För en tumör med storleken 2 cm i diameter krävs en effekt på 0.1 W under tio minuter för uppvärmning till 42 °C. Simuleringar med det designade antensystemet gav fokusering i en tumör av nämnda storlek med en effekt på 6.3 mW då frekvensen 780 MHz användes. Denna effekt motsvarar en uppvärmningstid på drygt fyra timmar, alltså måste antingen effekten från antennerna eller antalet antenner ökas för att få en rimlig tid på behandlingen.

Abstract

The aim of the project is to design an antenna system for hyperthermia treatment of brain tumours. Theoretical calculations were compared to results acquired from simulations in order to determine the power necessary to provide the tumour with. Further, the focusing from several simulations is observed. Interesting aspects are what frequency that gives the best focusing and how much the power attenuate. Also, the permittivity in the material surrounding the antennas is studied. It affects the reflection coefficients and the beam image of the antennas. The mutual coupling between the antennas is analyzed through comparison of simulations and experimental results. The antenna system designed consists of 16 antennas, all directed to a point deep in the head. In order to improve the focusing each antenna is placed in a kind of water bag called bolus. Here, the water has a relative permittivity of 30. The distance between the feed of each antenna is at least 60 mm to avoid mutual coupling. Suitable frequencies to achieve focusing in a tumour with the size of 1 – 4 cm was calculated to be within 200 MHz to 1 GHz. A power of 0.1 W is needed during ten minutes to heat a tumour of size 2 cm to a temperature of 42 °C. Simulations with the designed antenna system provided focusing in a tumour of the mentioned size. The power focused was 6.3 mW when the frequency used was 780 MHz. The power corresponds to a heating time of four hours. Consequently, either the power or the number of antennas must be increased to maintain a feasible time of treatment.

Beteckningar

aPA Average power absorption - mått för att jämföra fokusering

CST MWS Simuleringsprogram för mikrovågor

HT Hypertermibehandling

KT Kemoterapi, eller cellgiftsbehandling

RT Radioterapi, eller strålningsbehandling

SAM Specific Anthropomorphic Manequin

SAR Specific absorption rate, eller specifika absorptionsnivån

Vattenbolus Den vattenpåse antennerna sänks ner i

Förord

I samband med detta projekt skulle vi främst vilja tacka våra två handledare, Hana Dobšíček Trefná och Johanna Gellermann. Med er handledning har vi fått den frihet vi behövt för att kunna utvecklas både som grupp och som individer. Vid behov har vi även fått stöd genom svar på frågor och meningsfulla diskussioner. Vi vill även tacka Medfield Diagnostics för lån av utrustning. Vi hoppas att delar av denna rapport kan hjälpa er i er fortsatta forskning och att Sveriges sjukhus i framtiden kommer utföra hypertermibehandling.

Innehåll

1	Inledning	1
1.1	Syfte	2
1.2	Problem	2
1.3	Avgränsningar	3
2	Grundläggande teori	4
2.1	Termisk energi	4
2.2	Kroppens värmeledningsförmåga	4
2.3	Behandlingstid	5
2.4	Inträngningsdjup och dämpning	5
2.5	Fokusering	6
2.6	Absorberad effekt	7
2.7	Dielektriska egenskaper	7
2.8	Upptagen energi i frisk vävnad	8
2.9	Effektfördelning	8
2.10	Koppling mellan antenner	9
3	Utförande av simuleringar och experiment	10
3.1	Teoretiskt beräknad energi som krävdes vid uppvärmning av tumör	10
3.1.1	Termisk energi som behövde tillföras tumör	10
3.1.2	Energi som krävdes då hänsyn tagits till dämpning	10
3.1.3	Effekt som krävdes till följd av huvudets värmeledningsförmåga	11
3.2	Upptagen energi i frisk vävnad	11
3.3	Påverkan av huvudets geometri	11
3.4	Verifiering av effektberäkningar med hjälp av simuleringar	12
3.5	Simuleringar av fokusering med sfärisk modell av huvudet	13
3.5.1	Antenner placerade i en cirkel	13
3.5.2	Försök till fokusering i tre dimensioner	14
3.5.3	Sfärisk modell av huvudet tillsammans med hals	14
3.5.4	Försök med alternativa bolusar	15
3.6	Fasförskjutning för att erhålla fokusering	15
3.7	Koppling mellan antenner	15
3.8	Realisering av fantom för experimentell verifiering	18
3.9	Fokusering med SAM-modell	18
4	Analys av valda metoder	20
4.1	Approximationer vid teoretiska beräkningar	20
4.1.1	Energi som behövs för att värma tumören	20
4.1.2	Upptagen energi i frisk vävnad	20
4.2	Motivering av de modeller som används	21
4.2.1	Sfärisk homogen huvudmodell med antenner	21
4.2.2	Modell för undersökning av huvudets konkavitet	21

4.2.3	Fokusering för SAM-modell	22
4.3	Analys av simuleringsmetoder	22
4.3.1	Beräkningsrutnät	22
4.3.2	Datapunkter	23
4.3.3	Simuleringar vid höga frekvenser	23
4.4	Utvärdering av metoder för experimentell verifiering	23
4.5	Granskning av antennerna som använts	24
5	Resultat	25
5.1	Gränsfrekvenser utifrån tumörstorlek	25
5.2	Teoretiska beräkningar på upptagen effekt	25
5.2.1	Total energi som behövde tillföras tumören	25
5.2.2	Värmereglering i huvudet	26
5.2.3	Energi som krävdes då hänsyn tagits till dämpning	26
5.3	Verifiering av teoretiska effektberäkningar genom simuleringar	30
5.4	Upptagen energi i frisk vävnad	32
5.5	Påverkan av huvudets geometri	32
5.6	Simulering av fokusering med sfärisk huvudmodell	32
5.6.1	Åtta antenner i en cirkel	34
5.6.2	Två antenner ur cirkeln borttagna för ansiktet	35
5.6.3	Antennringen flyttad närmare en av sfärens poler	35
5.6.4	Två antennringar med totalt 16 antenner	37
5.6.5	20 antenner kring huvudmodell med hals	39
5.6.6	Försök med alternativa bolusar	41
5.7	Undersökning av koppling genom experiment och simuleringar	41
5.8	Fokusering med SAM-modell	43
6	Diskussion kring erhållna resultat	48
6.1	Jämförelse mellan teoretiska beräkningar och simuleringar	48
6.1.1	Förluster i vattenbolus	48
6.1.2	Jämförelse av teoretiskt och simulerat inträngningsdjup	49
6.1.3	Absorberad effekttäthet i tumör relativt yta	49
6.2	Människokroppens avkylningförmåga	50
6.3	Upptagen energi i frisk vävnad	50
6.4	Huvudets geometri	50
6.5	Simulerad fokusering	50
6.5.1	Antenner placerade i en cirkel kring en sfärisk modell	51
6.5.2	Antennringen flyttad uppåt	51
6.5.3	Tre-dimensionell placering av 16 antenner kring sfärisk modell	52
6.5.4	Tre-dimensionell placering av 20 antenner kring sfärisk modell med hals	52
6.5.5	Fokusering med alternativa bolusar	53
6.6	Koppling mellan antenner	53
6.7	Fokusering för SAM-modell	54
6.8	Framtida arbete inom området	55
7	Slutsats	56
A	Avkylning	60

B	Antennerna som använts	61
C	Reflektionskoefficient för 8 antenner och tre olika relativa permittiviteter	62

1 Inledning

Cancer är en av världens dödligaste sjukdomar; år 2008 drabbades världen av över 7.5 miljoner cancerrelaterade dödsfall. Av dessa stod cancer i hjärna och nervsystem för cirka 1.3%, vilket motsvarar knappt 100000 dödsfall [1]. På senare år har hypertermibehandling (HT) fått ökad uppmärksamhet som ett komplement till befintliga behandlingsmetoder, även för behandling av barncancer. HT bygger på uppvärmning av cancerceller till en nivå som orsakar kontrollerad celldöd (apoptosis). Det finns flera sätt att åstadkomma uppvärmningen, så som ultraljud, konduktiv värmning och mikrovågor.

Värme hämmar tumörens förmåga till celldelning. Endast hypertermibehandling räcker dock inte för att fullständigt behandla tumörer men värmebehandling i kombination med en eller flera ickekirurgiska behandlingsmetoder ger goda synergieffekter. Dessa effekter skiljer sig åt både mellan olika cancerformer och tumörens placering. Det har dock visats att hypertermibehandling i kombination med kemoterapi (KT) eller radioterapi (RT) överlag medför en starkare celldödande effekt än om behandlingsmetoderna använts var för sig [2, 3]. Detta är särskilt önskvärt i fallet för barncancer då dessa patienter är känsliga för RT. HT kompliceras dock ofta eftersom det är vanligt att vävnad utanför tumören värms upp till en nivå som orsakar smärta under behandlingen. Dessa områden med oönskad temperaturuppgång kallas *hot spots*, och uppkommer i samband med över 80% av behandlingstillfällena [4]. Det är komplicerat att i förväg helt eliminera hot spots och arbetet för att förebygga dem bygger istället på att använda flera olika uppsättningar av våginterferens. Dessa olika "mönster" används sedan växelvis för att flytta hot spots och på så vis förhindra att ett enskilt område drabbas av för stor temperaturhöjning. Det är också nödvändigt att använda en så kallad *vattenbolus* under behandlingen. Detta är en påse, oftast fylld med destillerat vatten, som placeras mellan patienten och antennen. Förutom att bidra med kylning till den ytliga vävnaden bidrar även bolusen till dielektrisk koppling, så att maximal effekt överförs till patienten.

För att behandling av barn skall vara praktiskt möjlig är det idag vanligt att söva barn under HT, även om det tar mycket resurser i anspråk. Det beror främst på att patienten måste ligga stilla under behandlingen för att inte rubba applikatoren ur sitt läge. Problemet med narkos är att patienten inte kan förmedla om det gör ont, det vill säga om hot spots uppkommer vid behandlingen. Det finns för närvarande befintliga system för HT avseende de flesta former av barncancer, men ännu inget system för hjärntumörer[5]. Statistiken visar att av alla barncancerfall är andelen av de tumörer som drabbar hjärna och nervsystem 17% [6], vilket visar på ett behov av ny utrustning för behandling av dessa tumörer.

I allmänhet gäller att små, lokala tumörer fortfarande behandlas effektivast med hjälp av kirurgi, men i många fall omöjliggörs kirurgiska ingrepp av tumörens placering eller utbredning. Detta gör att hypertermi är väl lämpad för behandling där ett kirurgiskt ingrepp blir allför riskfyllt, till exempel vid huvud och nacke [7]. För att kunna dra full nytta av HT krävs framtagning av nya antensystem och kylsystem som är både komfortabla för patienten och effektiva

vid behandling. Patientens välbefinnande blir också en särskilt viktig fråga om patienten är ett barn.

Metoder för att göra planeringen av behandlingen mer precis är även under utveckling. Ett exempel på detta är en metod kallad tidsreversering. Den bygger på placering av en virtuell antenn i tumören i den modell som byggs upp i planeringsstadiet av behandlingen. En simulering görs då denna antenn skickar ut en eller flera pulser som fångas upp av de omkringliggande antennerna. Dessa upptagna pulser speglas sedan i tid och på så sätt bestäms tidsförskjutningen för antennerna i behandlingen. Det ger ett bättre resultat än den traditionella metoden, som innebär att man måste beräkna och summera vågkomponenterna från samtliga antenner var för sig [8].

1.1 Syfte

Projektets syfte är att designa ett antensystem för hypertermibehandling av hjärntumörer. Framtida mål är att applikatorn ska gå att använda för behandling av barn i åldrarna 0-15 år. Arbetets fokus ligger på placering av antenner utifrån följande problem:

- Den effektutveckling som framkallas i behandlingsområdet måste vara tillräcklig för att möjliggöra den uppvärmning som krävs för behandlingen.
- Frekvensen måste väljas med hänsyn till inträngningsdjup på så sätt att fokusering av effekten erhålls i behandlingsområdet. För att uppnå konstruktiv interferens är även fasen av stor vikt.
- I ett system bestående av närliggande antenner kan den elektromagnetiska kopplingen dem emellan påverka deras amplitud och fas, denna inverkan måste minimeras.

Tillsammans utgör lösningarna av problemen ett underlag för ett slutgiltigt designförslag av hjälmkonstruktionen.

1.2 Problem

Det finns ett flertal relevanta problem och frågeställningar som måste lösas för att nå ett resultat. Eftersom hjärnan är känslig för temperaturökningar är det viktigt att begränsa uppvärmningen av frisk vävnad. Den totala effekt som krävs för att värma upp en hjärntumör till önskad temperatur skall därav bestämmas. Hjärnan har god kylningsförmåga och därför behövs en effekt som är tillräckligt stor för att värma upp tumören, utan att utsätta frisk vävnad för påfrestningar i form av hot spots.

Vilken eller vilka frekvenser som skall användas för att uppnå en lösning med möjlighet att behandla tumörer på olika djup och storlek skall bestämmas. För att inte skada omkringliggande vävnad är det viktigt att använda en frekvens som fokuserar energin på tumören och inte värmer vävnader utanför behandlingsområdet. I allmänhet gäller att signaler med högre frekvens dämpas snabbare än signaler med lägre frekvens. En avvägning mellan dessa två problem måste göras för att finna en lämplig frekvens.

Placeringen och antalet antenner är en viktig aspekt för att uppnå ett system med möjlighet att behandla tumörer med olika placering i hjärnan. Det är viktigt att antennerna är väl fördelade över ytan för att minimera koppling mellan dem. Fler antenner ger större möjlighet för fokusering och gör även att det inte krävs lika hög effekt från varje enskild antenn för att nå en tillräcklig uppvärmning i den önskade punkten. Därmed gör fler antenner att effekten absorberas jämnare i huvudet. Problemet med att använda flera antenner är att de då måste sitta tätt vilket ger problem med koppling mellan antennerna.

1.3 Avgränsningar

Fokus för arbetet ligger vid funktion snarare än konstruktion. Simuleringar och beräkningar utförs men produkten av arbetet är ett designförslag, inte en fysisk modell.

De antenner som används för simuleringar och experiment har ej konstruerats av gruppen. Dessa erhöles från Institutionen för signaler och system, och är ej ideala för denna applikation.

För korrekt uträkning av fasförskjutning och effekt från vardera antenn kan tidsreversering tillämpas. Det är en omfattande process som involverar granskning av datortomografiska data och kommer därför inte användas.

I samtliga fall antas tumören vara placerad i mitten av huvudet då dessa är svårast att behandla. En tumör placerad på mindre djup kräver färre antenner och lägre utstrålad effekt från dessa. Av samma anledning studeras huvud större än de hos barn i de aktuella åldrarna, då större djup i regel kräver mer effekt.

Kroppens värmereglering är ett komplext system, där blodcirkulationen är den bidragande faktor som främst påverkar avkylningen. Vid beräkningar har hänsyn ej tagits till detta då blodcirkulationen tenderar att variera kraftigt mellan olika individer.

Temperaturen hos eventuella hot spots beräknas inte. Behandlingstiden beror av flera aspekter, däribland temperaturen hos dessa hot spots. En avvägning måste göras då effekten bestäms; temperaturen i tumören önskas vara så hög som möjligt men skadliga hot spots utanför tumören måste undvikas. Denna begränsning bestämmer tumörens temperaturökning och följdaktligen hur lång behandlingstiden blir. Detta studeras ej mer ingående.

Vid hypertermibehandling används en vattenfylld påse, så kallad *vattenbolus*, mellan antennerna och kroppen i syfte att förbättra överföring av strålning samt kyla kroppens yta. Vattenbolusen behövs för att genomföra experiment, dock studeras inte dess design eller lösning för att hålla den vid konstant temperatur. För projektet verkar endast vattenbolusen som ett medel för att erhålla önskad frekvens och bidra till en god överföring av strålningen från antennerna till huvudmodellen. Vid analys av simuleringar antas att vattenbolusen kyler yttersta skiktet av huvudet men i vilken utsträckning det sker beräknas ej.

2 Grundläggande teori

Grundläggande teori presenteras som rör de beräkningar, simuleringar och experiment som gjorts. De områden som berörs är mängden energi som krävs för olika fall, vågens karakteristik i olika material, lämpliga frekvenser, förutsättningar för fokusering, kroppens avkylningsförmåga, upptagen effekt i frisk vävnad samt geometriska fenomen kopplade till vågornas utbredning. Till sist behandlas teori rörande koppling mellan antenner.

2.1 Termisk energi

För att beräkna den totala värme som krävs för att värma upp en kropp med massan m till temperaturen ΔT från dess utgångstemperatur kan ekvation (2.1) användas [9, p. 196–197]:

$$Q = cm\Delta T = \frac{\pi d^3}{6} c\rho\Delta T \quad (2.1)$$

Här är c är den specifika värmekapaciteten för den kropp som skall värmas. I formeln är kroppen uttryckt som ett klot med diameter d . Massan kan uttryckas som volymen multiplicerad med densiteten ρ för materialet.

2.2 Kroppens värmeledningsförmåga

Värmeregleringen i människokroppen styrs av ett flertal faktorer som alla har som syfte att hålla kroppstemperaturen på en jämn nivå runt 37°C . Ett nödvändigt krav på behandlingen är följaktligen att kunna kompensera för kroppens förmåga att motverka den konstgjorda effektutveckling som den elektromagnetiska strålningen från antennerna ger upphov till.

I dagsläget existerar det en mängd modeller som avser att beskriva hur egenskaper som termisk ledningsförmåga, ämnesomsättning och blodperfusion, eller blodets förmåga att transportera värme, påverkar värmetransporten i olika delar av människokroppen. En del av dessa grundar sig särskilt på den modell som framfördes av Pennes 1948 [10] och som beskrivs av

$$\rho_t c_t \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot k \nabla T - w_b c_b (T - T_b) + q_e + q_m \quad (2.2)$$

där T och T_b är temperaturen i behandlingsområdet respektive omkringliggande blodkärl. w_b [$\text{kg}/\text{m}^3\text{s}$] är ett mått på perfusionshastigheten per volymsenhet för blodet och c_b är specifika värmekapaciteten för blodet. Termerna q_e och q_m är effektutvecklingen per volymsenhet som följd av elektromagnetisk strålning respektive ämnesomsättning. q_e är av särskilt intresse då den direkt går att påverka genom exempelvis hypertermibehandling. Termen $\nabla \cdot k \nabla T$ i ovanstående ekvation beskriver effekten per volymsenhet till följd av värmeledning. I de fall

behandlingsområdet är varmare än omgivningen är denna term negativ och hänvisar till en kylningsmekanism.

Blodsperfusionen, eller enklare uttryckt kärlsystemets förmåga att transportera värme beskrivs i ovanstående ekvation av termen $w_b c_b (T - T_b)$ och är till synes proportionell mot skillnaden i kroppstemperatur och inducerad temperatur.

På senare tid har alltmer utförliga modeller lagts fram som även tar hänsyn till ytterligare effekter som värmetransport genom hud och lungor, men dessa effekter har betraktats som försumbara i det aktuella området. Vidare gäller det allmänt att förenklingar av problemet måste formuleras för att kunna möjliggöra en uppskattning av den effekt som krävs för att upprätthålla temperaturen i behandlingsområdet.

2.3 Behandlingstid

För att behandla en tumör med hjälp av hypertermi måste tumören värmas till önskad temperatur och hållas vid den temperaturen under en bestämd tid. Från ekvation (2.1) och sambandet mellan effekt och energi kan ses att följande effekt krävs för att värma upp en tumör

$$P = \frac{\pi d^3}{6} \frac{c \rho \Delta T}{\Delta t} \quad (2.3)$$

Δt är den tid som krävs för att värma upp tumören ΔT grader. För att veta hur länge tumören behöver hållas vid den uppnådda temperaturen kan en formel av Sapareto och Dewey [11] användas:

$$\Delta t_{ekv} = \Delta t R^{T_{ekv} - T} \quad R = \begin{cases} 0 & \text{då } T < 39^\circ\text{C} \\ 0.25 & \text{då } 39 < T < 43^\circ\text{C} \\ 0.5 & \text{då } T > 43^\circ\text{C} \end{cases} \quad (2.4)$$

Här är Δt_{ekv} den behandlingstid som behövs om tumören ska hållas vid den ekvivalenta temperaturen T_{ekv} . Enligt Johanna Gellermann¹, läkare och docent i radioonkologi, används ofta tio minuters behandlingstid för en temperatur på 43°C som referens. Med temperaturen T given kan R bestämmas och således även Δt , det vill säga behandlingstiden.

2.4 Inträngningsdjup och dämpning

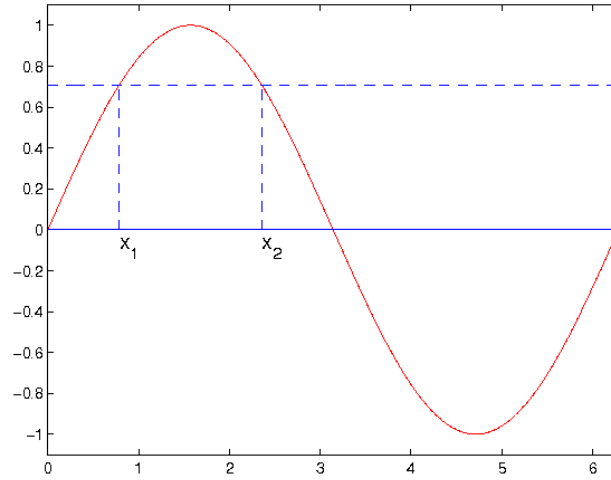
Då en våg utbreder sig i ett material dämpas dess intensitet; hur stor dämpningen är beror av materialets dielektriska egenskaper samt vågens frekvens. Inträngningsdjupet beskriver hur långt vågen utbreder sig innan effekten halveras. Detta ges av

$$\delta_{\frac{1}{2}} = \frac{1}{\sqrt{\pi \sigma \mu f}} \quad (2.5)$$

där σ är ledningsförmågan och μ är permeabiliteten hos materialet [9, p. 127]. Då en funktion för hur effekten avtar med djupet hos materialet efterfrågas kan Beer-Lamberts lag (2.6) användas [9, p. 172]

$$P(z) = P(z=0)e^{-2\alpha z} \quad (2.6)$$

¹Johanna Gellermann (Läkare och docent i radioonkologi) intervjuad den 3 april 2012.



Figur 2.1: Fokusområde för sinusformad signal. Fokus definieras som längden mellan $x_1 = \frac{\pi}{4}$ och $x_2 = \frac{3\pi}{4}$ för vilka värden effekten inte avtagit mer än hälften av dess maxvärde.

där $\delta = \frac{1}{\alpha}$ och parametern α kan bestämmas då $\delta_{\frac{1}{2}}$ är känd och $z = \delta_{\frac{1}{2}}$ är djupet då effekten halverats. Genom att använda att $P(z = \delta_{\frac{1}{2}}) = \frac{1}{2}P(0)$ och sätta in det i (2.6) fås

$$e^{-2\alpha\delta_{\frac{1}{2}}} = \frac{1}{2} \quad \Rightarrow \quad \alpha = \frac{\ln 2}{2\delta_{\frac{1}{2}}}$$

vilket ger den relativa effekten som

$$\frac{P(z)}{P(0)} = \exp\left(-\frac{\ln 2}{2\delta_{\frac{1}{2}}}z\right). \quad (2.7)$$

2.5 Fokusering

Om frekvensen f och relativ permittivitet ε_r är känd kan ekvation 2.8 användas för att beräkna våglängden.

$$\lambda = \frac{c_0}{f\sqrt{\varepsilon_r}} \quad (2.8)$$

där c_0 är ljusets hastighet i vakuum.

Vågorna antas vara sinusformade och fokus definieras som det område då effekten inte minskat mer än 3 dB, vilket motsvarar hälften av den maximala effekten. För en sinusvåg ger det att amplituden minskat till $\frac{1}{\sqrt{2}}$ vilket inträffar vid $\sin(\frac{\pi}{4})$ och $\sin(\frac{3\pi}{4})$, se figur 2.1. Området där fokus erhålls är därmed en fjärdedels våglängd. Då våglängden är känd ger det fokusområdet $F = \frac{\lambda}{2\pi}(x_2 - x_1)$. Gränsfrekvenserna beror av tumörens storlek eftersom den bestämmer fokusdiametern.

2.6 Absorberad effekt

För att jämföra hur väl effekten fokuseras kan kvoten aPA användas som står för *average power absorption*. Hänsyn tas då till att den absorberade effekten runt tumören skall vara så liten som möjligt samtidigt som effekten i tumören ska vara stor. Den definieras av kvoten

$$\text{aPA} = \frac{\frac{1}{N_{V_{tum}}} \sum_{V_{tum}} \text{PA}(x, y, z)}{\frac{1}{N_{V_{huvud}}} \sum_{V_{huvud}} \text{PA}(x, y, z)} \quad (2.9)$$

där PA är effektförlusttätheten. Den summeras över tumörens volym V_{tum} eller hela huvudets volym V_{huvud} , $N_{V_{tum}}$ respektive $N_{V_{huvud}}$ är antalet volymselement i respektive volym [12]. Genom att jämföra kvoten för olika simuleringar kan en uppfattning fås om vilken som ger bäst fokusering och inte endast störst effekt till tumören.

Ytterligare ett mått som används för att beskriva den effekt som tas upp av vävnad under påverkan av mikrovågsstrålning är SAR som står för *specific absorption rate*. SAR har enheten [W/kg] och definieras som

$$\text{SAR} = \int_V \frac{\sigma(\mathbf{r})|\mathbf{E}(\mathbf{r})|^2}{\rho(\mathbf{r})} dV \quad (2.10)$$

där V motsvarar den volym över vilken SAR-värdet beräknas, $\sigma(\mathbf{r})$ är elektrisk konduktivitet för volymselementet dV och $\rho(\mathbf{r})$ är dess densitet.

2.7 Dielektriska egenskaper

En modell för de dielektriska egenskaperna i biologisk vävnad ges av Gabriel [13]. Här beskrivs polarisationen hos ett material utifrån dess komplexa permittivitet, som ges av

$$\hat{\epsilon}(\omega) = \epsilon_\infty + \sum_n \frac{\Delta\epsilon_n}{1 + (j\omega\tau_n)^{1-\alpha_n}} + \frac{\sigma_i}{j\omega\epsilon_0} \quad (2.11)$$

där $n = 4$ är antalet bidragande material. ϵ_∞ är den relativa permittivitet som materialet betraktas ha då frekvensen är oändligt hög. τ_n och exponenten α_n är materialspecifika konstanter som bägge avser att modellera frekvensberoendet hos materialet.

Denna modell i sig är en tillämpning av en mer generell relaxationsmodell², kallad Cole-Cole-modellen [14, 15], som beskriver frekvensberoendet hos de dielektriska egenskaperna hos polymerer.

Från sambandet i (2.11) kan ett flertal av de dielektriska parametrarna härledas, som exempelvis den relativa permittiviteten ϵ_r och den elektriska ledningsförmågan σ för en vävnad.

²En relaxationsmodell beskriver hur molekylerna tenderar att motverka polariseringen av materialet, vilket ger upphov till ett frekvensberoende hos dess komplexa permittivitet.

2.8 Uptagen energi i frisk vävnad

Den effekt som absorberas i de friska vävnaderna ger oundvikligen upphov till en ökad temperatur utanför behandlingsområdet. Ett krav på behandlingen är att temperaturen i huvudet aldrig överskrider 40°C , då dessa temperaturer riskerar att skada patienten. I fallet för äldre individer kan temperaturer över denna betraktas som direkt livsfarliga då kraniet inte ger utrymme för den svullnad som hjärnan utsätts för i samband med värmeutvecklingen. Detta kan medföra akut syrebrist, ett problem som patienterna i den aktuella målgruppen inte drabbas av i samma utsträckning.

Antag att en försumbar effekt absorberas av vattenbolusen och att effekten vid ytan av huvudet motsvarar effekten från antennerna. Låt η beteckna kvoten mellan energin i tumören och energin vid huvudets yta. Då denna är beräknad samt energin som behöver tillföras tumören uppskattad kan energin i frisk vävnad beräknas genom

$$E_{\text{frisk}} = \frac{E_{\text{tumör}}(1 - \eta)}{\eta} . \quad (2.12)$$

Ovan gäller att E_{frisk} och $E_{\text{tumör}}$ betecknar energi i frisk vävnad respektive energi i tumören.

2.9 Effektfördelning

Hur den utstrålade effekten fördelas i behandlingsområdet beror på ett antal parametrar, däribland frekvensen hos strålningen samt de dielektriska och geometriska egenskaperna hos vävnaden.

Vågfenomen som är kända från optiken gäller även för elektromagnetiska vågor i mänsklig vävnad. Vågorna utsätts för diffraktion och sprids om vävnad med samma dielektriska egenskaper är formad på ett linsartat sätt. Dessa fenomen kan tänkas uppkomma ofta i fallet för en skullformad struktur då denna ger upphov till många konkava former. I klassisk optik kan brännvidden vid brytning av ljuset beskrivas med hjälp av linsmakarens ekvation som anger att

$$\frac{1}{f} = (1 - \frac{n_1}{n_2}) \cdot (\frac{1}{r_1} + \frac{1}{r_2}) . \quad (2.13)$$

I denna är f brännvidden, n_1 och n_2 är materialets respektive det omkringliggande materialets brytningsindex, r_1 och r_2 är radien hos den linsyta som först träffas av ljuset respektive radien hos den andra linsytan [16].

Brytningsindexet för olika material beror på permittiviteten och permeabiliteten i materialet enligt

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

Den relativa magnetiska permeabiliteten har i allmänhet ett värde nära ett [9, p. 270] för frekvenser i mikrovågsområdet och kan strykas ur ekvationen. Brytningsindex för de vävnader som ingår i modellen går att åskåda i figur 5.9.

2.10 Koppling mellan antenner

Nedan behandlas reflektion och hur koppling påverkas av antennernas placering. Koppling är ett mått på hur väl energi överförs mellan antenner och anges med hjälp av S-parametrar. För detta arbete är det viktigt att mäta kopplingen då den har en oönskad påverkan som sänker systemets verkningsgrad och påverkar andra antenner genom att vrida deras fas [4]. Detta kan leda till att interferens mellan vågor ej uppstår. Koppling orsakar även effektförluster genom att effekten ej leds till behandlingsområdet utan upptas av andra antenner. Koppling mäts i enheten dB och önskas anta ett så lågt värde som möjligt. En acceptabel nivå inom det här arbetet är värden under gränsen -17 dB.

S-parametrar, även kända som spridningsparametrar, utgör elementen i den så kallade S-matrisen. Dessa parametrar beskriver beteendet för systemets vågor. Parametrarna benämns efter vilken antenn som sänder samt vilken som lyssnar och har även grupperats efter vad de specifikt mäter. Benämningen S_{11} betyder alltså att antenn nummer ett är den som sänder samt att samma antenn mäter, detta kallas reflektionskoefficienten. Reflektion är ett mått på hur stor del av en antenns signal som överförs från antennen till mediet den befinner sig i. Reflektionen påverkas av permittiviteten hos mediet antennen befinner sig i och vid vilken frekvens antennen strålar. Eftersom vågor skall överföras från antennen till mediet är det nödvändigt att välja en permittivitet hos mediet som tillåter antennen att stråla vid den önskade frekvensen. Vidare betyder S_{21} att antenn nummer två sänder och antenn nummer ett tar emot signaler ifrån antenn nummer två. Med andra ord kan S_{21} ses som ett mått på överföringen av energi, d.v.s. koppling, mellan antenn nummer två och ett. S_{12} anger samma sak fast i omvänd ordning. Detta kallas transmissionsparameter.

Mätresultaten för samtliga parametrar beror inte enbart på placeringen av antennerna och avståndet mellan dem. Andra faktorer så som avstånd till väggar eller andra ytor mot vilka vågorna kan reflekteras påverkar också.

3 Utförande av simuleringar och experiment

Ett flertal simuleringar utfördes som syftade till att fokusera vågor. Till en början skapades enkla simuleringsmodeller, som förfinades under arbetets gång. Simuleringarna utfördes i programmet CST Microwave Studio. I detta program studerades även S-parametrarna och deras karakteristik under olika förutsättningar. Vidare undersöktes effektförlusttätheten och det elektriska fältets utbredning för valda frekvenser. Utöver beräkningar och simuleringar utfördes experimentella mätningar med syfte att bestämma hur antenner påverkade varandra genom koppling då de placerades nära varandra.

3.1 Teoretiskt beräknad energi som krävdes vid uppvärmning av tumör

Teoretiska beräkningar gjordes på den totala energi som behövde tillföras tumören då energin var beroende av storlek och vilken sluttemperatur tumören önskades nå. Effekten hos signalen avtog exponentiellt i ett dielektriskt material och hänsyn togs till detta då energin som antennerna totalt behövde sända ut beräknades.

3.1.1 Termisk energi som behövde tillföras tumör

För att bestämma vilken effekt som krävdes för att värma tumören gjordes beräkningar på den totala energi som behövdes för att värma en tumör med diameter mellan 1 – 4 cm och då temperaturen skulle höjas från 37°C till mellan 39°C och 45°C. Beräkningarna gjordes utifrån ekvation (2.1) med approximationen att tumörens vävnad liknade grå hjärnvävnad. Den specifika värmekapaciteten för grå hjärnvävnad var $c = 3984 \text{ J/kgK}$ [17] och densiteten var $\rho = 1.0355 \cdot 10^3 \text{ kg/m}^3$ [18]. Resultatet beräknades som en funktion av tumörens volym för 7 olika temperaturskillnader.

3.1.2 Energi som krävdes då hänsyn tagits till dämpning

Då energin som behövdes för att värma tumören till önskad temperatur var beräknad togs hänsyn till att effekten dämpades genom den grå hjärnsubstans som fanns omkring tumören. Om hänsyn ej togs till att energi försvann från tumören till följd av blodperfusion kunde den totala effekten från alla antenner beräknas genom att använda ekvation (2.7) i teoriavsnittet 2.4. Den energi som krävdes berodde av tumörens volym, hur många grader man ville höja temperaturen, hur djupt i hjärnan tumören var belägen samt vilken frekvens man använde. Energin som krävdes per antenn som funktion av frekvens för fyra olika tumördiametrar mellan 1 och 4 cm, då antalet antenner varierade mellan 7 och 12

studerades. Uppvärmningen av tumören valdes från 37°C till 42°C. Den totala energi som krävdes från antennerna beräknades för ett specifikt fall. Detta var då tumördiameter antogs vara på 2 cm, temperaturökningen vara från 37°C till 42°C, frekvensen vara 500 MHz samt att 12 antenner användes.

3.1.3 Effekt som krävdes till följd av huvudets värmeledningsförmåga

Ekvation (2.2) var, under förutsättningen att samtliga koefficienter betraktades som konstanta, en linjär parabolisk differentialekvation. I verkligheten var dock detta inte fallet då både vävnadernas termiska ledningsförmåga k , blodperfusionshastigheten w_b och effektutvecklingen per volymenhet till följd av ämnesomsättningen q_m var temperaturberoende[17]. Det var beräkningsmässigt komplicerat att lösa en differentialekvation av denna typ under behandlingens gång. Därför tillämpades en rad förenklingar och generaliseringar av problemet för att erhålla en uppskattning av effekten Q_e . Huvudet och tumören utgjordes av två olika stora sfärer med gemensamma centra. Temperaturen betraktades som linjärt avtagande från tumörens yta till huvudets och därmed kunde termen för värmeledning $\nabla \cdot k \nabla T$ i (2.2) förenklas till $-4\pi k \Delta T r^2$. För en konstant behandlingstemperatur erhöles det förenklade uttrycket

$$m_t c_t \frac{\partial T}{\partial t} \approx 0 = -4\pi k \Delta T r^2 - BV(T - T_b) + Q_e + Q_m(T) . \quad (3.1)$$

$B = w_b c_b$ och Q_m var de temperaturberoende parametrarna för blodperfusion respektive ämnesomsättning, vars matematiska beskrivningar finns att tillgå i bilaga A. V är volymen hos tumören. Den effekt som behandlingen skulle behöva ge upphov till i behandlingsområdet för att hålla temperaturen konstant beräknades följaktligen till

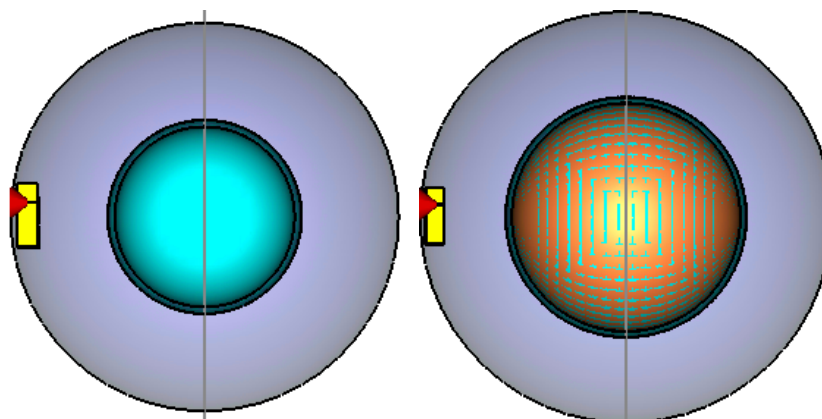
$$Q_e = 4\pi k \Delta T r^2 + w_b c_b V(T - T_b) - Q_m . \quad (3.2)$$

3.2 Upptagen energi i frisk vävnad

En enkel modell föreslogs för att uppskatta den energi som tas upp av den friska vävnaden kring tumören vilken beskrivs av (2.12) i teoriavsnitt 2.8. Denna applicerades på en sfärisk modell eftersom beräkningar på en datortomografisk modell skulle ta orimligt lång tid. Med hjälp av tidigare utförda simuleringar erhöles värden på energi i tumören relativt ytan av huvudet och med hjälp av ovan nämnda ekvation kunde upptagen energi i frisk vävnad uppskattas. Den totala energin som tumören behöver tillföras relaterades sedan till SAR och den totala energin som upptas i resten av hjärnan.

3.3 Påverkan av huvudets geometri

För att uppskatta om den infallande vågen påverkas av konkaviteten på behandlingsobjektet genomfördes simuleringar på två sfärer av olika storlek, samt en platt, kakformad geometri som motsvarade partiet kring tinningarna. Radien på de två sfärerna motsvarade skallstorleken på den yngsta respektive äldsta patient för vilka antennapplikatorn ska utformas. Modellerna var uppbyggda av



(a) Sfär med radie 70mm omsluten av en 70mm tjock vattenbolus. (b) Sfär med radie 100mm omsluten av en 70mm tjock vattenbolus.

Figur 3.1: Huvudmodeller för konkavitet. De geometriska modeller som användes då påverkan av huvudets konkavitet på SAR-fördelningen undersöktes.

olika lager motsvarande vattenbolusen, skallbenet och grå massa. Vattenbolusens tjocklek justerades mellan 30 och 70 mm och en antenn placerades nedsänkt i bolusen. Mätresultaten studerades för att fastställa huruvida geometrin hade effekt på SAR-fördelningen eller ej.

3.4 Verifiering av effektberäkningar med hjälp av simuleringar

För att verifiera de resultat som analytiskt beräknades gjordes simuleringar. De teoretiska beräkningarna gjordes på en sfär av grå massa med radie 10 cm och därför användes denna approximativa modell även för simuleringarna. Tumören antogs vara sfärisk och placerad i centrum av huvudmodellen. De teoretiska beräkningar gjordes dock för antenner som låg precis vid huvudets yta. Då simuleringarna utförs måste antennerna vara nedsänkta i vattenbolusen för att frekvenser inom rätt intervall ska fås. Därför placerades de inte direkt intill huvudets yta.

Olika permittivitet för vattnet testades eftersom S-parametrarnas karakteristik var beroende av denna. Utifrån S_{11} , som visade reflektionen från respektive antenn som funktion av frekvensen, genomfördes de simuleringar som var intressanta vid de frekvenser där antennerna hade lägst reflektion för respektive permittivitet. De relativa permittiviteter som valdes var 30, 55 och 78. Dessa valdes för att 78 var den permittivitet destillerat vatten hade. Grå hjärnmasa hade en relativ permittivitet runt 55 i det aktuella frekvensområdet. Relativ permittivitet 30 var lägre än för grå massa och valdes för att undersöka hur detta påverkade förlusterna i vattenbolusen. Data exporterades med ett punktavstånd på 2 mm som kunde jämföras med huvudsfären som hade diametern 20 cm.

Mätningar med olika frekvenser gjordes för att se hur fokuseringsområdet förändrades. Utifrån simuleringarna med åtta antenner summerades effektför-

lusttättheten för hela tumören för att få den totala effekt som tillfördes. Tumören approximerades då som en sfär. Ett medelvärde för den tillförda effekten beräknades genom att använda simuleringsdata från två plan. Dels det plan i vilket antennerna var placerade och dels ett plan vinkelrätt mot antennplanet.

Effektförlusttättheten för ett tvärsnitt från tumörens mitt till huvudets yta studerades och en exponentialfunktion anpassades till denna då det tidigare antagits att effekten avtog exponentiellt i avsnitt 2.4. Detta jämfördes med det resultat som tidigare beräknades analytiskt för hur effekten förväntades avta med djupet i huvudet.

3.5 Simuleringar av fokusering med sfärisk modell av huvudet

För att på ett enkelt sätt kunna dra slutsatser om hur antalet antenner, deras position och frekvens påverkade fokus i tumören användes en enkel sfärisk modell. Simuleringar gjordes med en och med flera antenner. De jämfördes även med det fall då antenner och bolus tagits bort för ansiktet. En cylinder, som föreställde en hals, adderades till sfären för att testa hur detta påverkade resultaten.

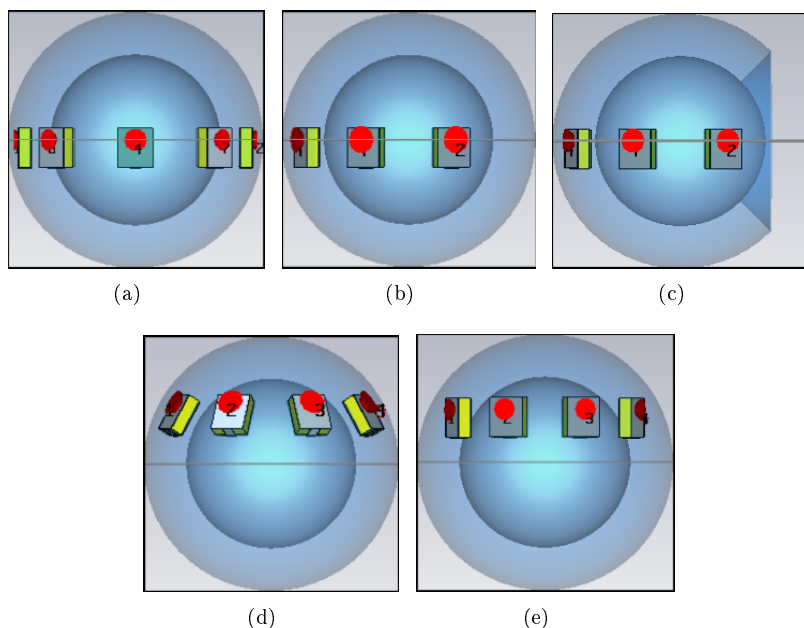
Vid samtiliga simuleringar med sfärisk fantom utsändes 50 W från vardera antenn.

3.5.1 Antenner placerade i en cirkel

Då verifieringarna av effektberäkningarna gjordes testades även om det gick att fokusera effekten från 8 jämnt fördelade antenner i två dimensioner, se figur 3.2(a). Antennerna placerades i vatten med relativ permittivitet 78. Fokusering i två dimensioner var lättare att simulera än i tre dimensioner och därför gjordes detta som ett första steg. Då sfären var symmetrisk och fokus önskades i mitten av sfären behövdes varken amplitud- eller färförskjutning göras för någon av antennerna. Detta förenklade också simuleringen då målet endast var att se om fokusering kunde fås.

Storleken av fokus från simuleringarna analyserades för att jämföra siffrorna med det teoretiskt beräknade fokusområdet för frekvensen. Då fokus beräknades togs medelvärdet av maximal absorberad effekt, som antogs återfinnas i mitten av tumören, och ett minimum av absorberad effekt som fanns en bit ut från mitten. Avståndet från mitten och ut till den punkt där detta medelvärde erhöles definierades som fokusradien.

Då utrustningen kommer att användas på en patient är det inte möjligt att ha antenner framför ansiktet, en simulering gjordes därför då två antenner av de åtta i ringen togs bort, se figur 3.2(b). I övrigt användes samma modell som tidigare. Ytterligare en simulering genomfördes med sex antenner där även bolusen för ansiktet togs bort, se figur 3.2(c). Detta gjordes eftersom det inte heller är möjligt att ha en bolus framför ansiktet vid behandling. Bolusen fördelade effekten över ytan och därför var det intressant att studera hur det påverkade fokuseringen då delar av den togs bort.



Figur 3.2: Modeller för fokusering i huvudet. (a) Ring med åtta antenner kring en homogen sfär. (b) Två av antennerna i ringen var borttagna. (c) Även vattenbolusen var borttagen där antennerna tagits bort. (d) Antennerna flyttade och parallella med sfärens yta. (e) Antennerna flyttade och parallella med axeln som skar sfärens poler.

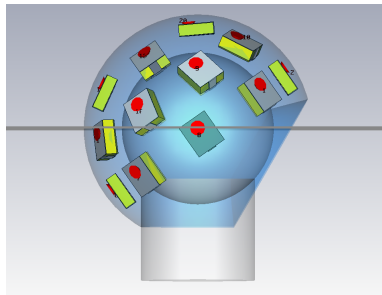
3.5.2 Försök till fokusering i tre dimensioner

För att se hur reflektioner påverkade utbredning för antenner som inte var placerade mitt på sfären flyttades ringen av antenner uppåt mot en av sfärens poler. Antennerna vinklades i ena fallet parallellt med sfärens yta och i andra fallet parallellt med axeln som skar sfärens poler, se figur 3.2(d) respektive 3.2(e).

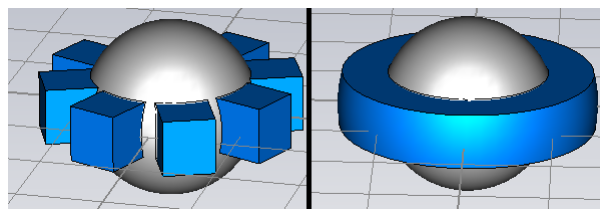
Antennringen som flyttades uppåt kombinerades med den ursprungliga ringen kring sfärens mitt för att kunna analysera fokuseringen då antenner i tre dimensioner användes. Den övre antennringen var i detta fall parallell med sfärens yta och var därmed riktad mot sfärens centrum.

3.5.3 Sfärisk modell av huvudet tillsammans med hals

En simulering genomfördes med 20 antenner placerade i tre ringar med 8 antenner i de två understa ringarna respektive 4 antenner i den översta. Avståndet mättes mellan antennerna för att säkerställa att kopplingen antennerna emellan inte översteg $-17dB$. Avståndet mellan samma punkt på två antenner understeg aldrig 8 cm. I figur 3.3 ses den modell som användes vid simuleringen. Antennringarna var vinklade i förhållande till xy-planet för att möjliggöra att ha hela ringar då antenner inte fick vara placerade för ansiktet. Den hals som lades till modellen av huvudet var cylindrisk.



Figur 3.3: Modell för fokusering i tre dimensioner. Bild tagen från sidan på den modell som användes för att fokusera med tre antenner.



Figur 3.4: Alternativa bolusar. De två alternativa bolusar som testades för fokusering, till vänster har varje antenn en egen bolus och till höger ses konfigurationen som liknar en badring.

3.5.4 Försök med alternativa bolusar

Vid de tidigare simuleringarna användes en sfärisk bolus som omslöt antennerna och hela fantomen. I syfte att studera vattenbolusens inverkan på fokuseringen utfördes därför simuleringar med samma placering av antennerna som i 3.5.1, med skillnaden att annan boluskonfiguration användes. Två olika förslag av bolus studerades. Den första antog formen av en badring som omslöt alla antenner i ringen. Det andra förslaget byggde på att varje antenn hade en egen bolus enligt bilderna i figur 3.7. Tanken var att undersöka om fokusering var möjlig då effekten ej kunde utbreda sig i bolusen.

3.6 Färförskjutning för att erhålla fokusering

För att beräkna färförskjutning för respektive antenn användes skillnaden mellan avståndet från vardera antenn till tumören relativt det avstånd som var kortast. Förhållandet mellan skillnaden i avstånd och våglängden beräknades. Kvoten som erhöles multiplicerades med 360° för att få fram hur många grader färförskjutningen skulle vara.

3.7 Koppling mellan antenner

Experiment för att utreda koppling mellan antenner utfördes för två olika fall. Skillnaden var att i det senare experimentet placerades en fantom i mitten av mättriggen för att undersöka hur kopplingen ändrades av.



Figur 3.5: Mättrigg. Fotografi på den mättrigg som användes för experimentell verifiering av koppling mellan antenner.

De första experimentella verifieringarna utfördes med två antenner kopplade till nätverksanalysatorn. Vid de experimentella verifieringarna sänktes antennerna ner i avjoniserat vatten. En mättrigg bestående av ett cylindriskt plaströr med hål i mantelytan användes vid genomförande av experimenten. De första mätningarna gjordes utan någon fantom placerad i mättriggen. Vid fortsatta mätningar togs en fantom fram för att utföra mätningar av de anledningar som tas upp i 5.7.

Cylinderns diameter var 300 mm och djupet var 300 mm. Avståndet från antennernas nedre kant till botten av cylindern var 210 mm och avståndet från antennernas överkant till vattenytan var 43 mm. Hålen var placerade med 30° förskjutning relativt varandra, vilket gav möjlighet att placera och flytta runt antenner på ett enkelt sätt, se figur 3.5 nedan. De vinklar som testades var 30° , 60° och 90° mellan antennerna. Mätdata från antennerna erhöles via nätverksanalysatorn som används för mätning av S-parametrar.

Utförandet av experimentet med fantom gjordes på samma sätt och med samma mått som det tidigare. Fantomen placerades i centrum av mättriggen. Valet av placering för fantomen grundade sig dels i att det syftade till att förhindra vågor från att reflekteras i motsatt sida av den cylindriska mättriggen, samt att efterlikna ett verkligt behandlingsfall där fantomen representerade en verklig patient. Mätningarna utfördes med olika placering relativt fantom och med olika vinklar mellan antennerna. Vid dessa mätningar användes tolv antenner varav tre sände signaler medan resterande var passiva.

I ett senare experiment placerades sex antenner, som utgjorde mer än ett plan, för att undersöka hur antenner som är placerade lodrätt och diagonalt relativt varandra påverkade kopplingen, se figur 3.6. Antennerna placerades vid fantomens sida, det vill säga vid örat, kinden och sidan av nacken.

De placeringar som mätningar utfördes för valdes utifrån att det erhöles ett avstånd mellan antennerna och fantom, till skillnad från fallet då antennerna placerades vid näsan. Den sistnämnda placeringen resulterade i att en av antennerna låg precis in på fantomen vilket ej ansågs lämpligt.



Figur 3.6: Placering av antenner. Uppsättning med sex antenner som användes för att mäta koppling mellan antenner i två plan, samt numrering av antenner.

Avstånd mellan antenner	
Antennkombination	Avstånd [cm]
1:2	5.5
1:3	10.5
1:5	8.0
2:5	5.8
2:6	10.0
3:6	8.0

Tabell 3.1: Avstånd mellan olika antenner. Kolumnen antennkombination beskriver vilka antenner det handlar om. Exempelvis 1:2 säger att det handlar om avståndet mellan antenn nummer ett och två enligt figur 3.6.

De avstånd mellan antennerna som användes vid analys av koppling kan läsas av ur tabell 3.1

Simuleringar utfördes för att styrka de experimentiella resultat som erhöles och för att undersöka hur olika ändringar påverkade resultaten. Vid simuleringarna skapades en modell som efterliknade mättriggen. Modellen hade samma mått som plastcylinderns innermått och antennerna var även placerade lika långt från ytan, botten och manteln. Detta på grund av att mätresultaten för samtliga S-parametrar berodde på hur vågorna reflekterades mot ytor mellan två medium, t.ex. vattenyta och botten samt den inre mantelytan.

Vid undersökningen av hur antennernas placering i CST påverkade resultaten på grund av *staircasing* (en beräkningsmetod som beskrivs närmre i 4.3.1) undersöktes två olika fall då antennerna placerades med 90° vinkel mellan dem. Dessa fall var då antennerna var parallella med koordinataxlarna och då de inte var det.

Simuleringar utfördes även med en fantom i centrum av cylindern för att undersöka hur kopplingen förändrades då materia fanns i centrum. Fantomen

var lika lång som modellen och hade en radie på 160 mm. Fantomens egenskaper valdes för att likna grå massa. Antennerna placerades vinkelrätt mot koordinataxlarna och med samma avstånd som vid ovan nämnda simuleringar. De hade alltså 90° vinkel mellan varandra.

För koppling fanns det alltså två typer av data att tillgå för analys, nämligen mätdata och simuleringar.

3.8 Realisering av fantom för experimentell verifiering

Som det tidigare nämnts utfördes de första experimentella verifieringarna av koppling utan fantom i mättriggen. Med detta som anledning samt det som diskuteras i 5.7 har en fantom skapats.

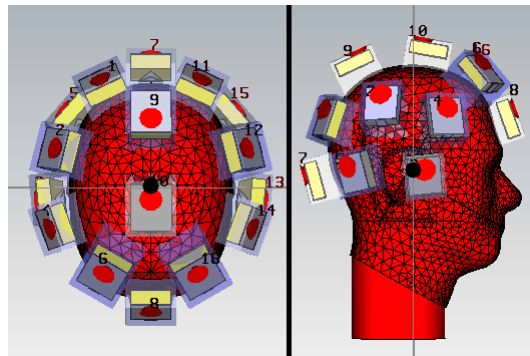
En färdig form för gjutning av fantomen fanns att tillgå och uppgiften gick ut på att ta fram en blandning som fortsättningsvis skulle utgöra arbetets fantom. Kraven på materialet var att det skulle ha samma dielektriska egenskaper som grå hjärnsubstans vid den valda frekvensen 300 MHz. Valet av frekvens grundade sig i att antennernas lägre resonansfrekvens låg vid 300 MHz. Blandningen utgick från ett grundrecept som tidigare använts för att framställa muskelfantomer (internt laboratorieprotokoll, Chalmers S2, Medicinsk teknik, 2011–09–01). Då uppmätt permittivitet och konduktivitet inte överensstämde med de krav som förelåg tillsattes socker och salt för att ändra de dielektriska egenskaperna hos blandningen. Tillsättandet av socker till blandningen sänkte permittiviteten och konduktiviteten, dock påverkades permittiviteten i högre utsträckning än konduktiviteten. Salt bidrog till att öka konduktiviteten men hade en näst intill försumbar påverkan på blandningens permittivitet.

För att uppnå en fast fantom tillsattes agar, ett gelépulver som används vid framställningen av muskelfantomer inom biomedicinsk teknik, till blandningen. Övergången från flytande form till fast skedde genom att blandningen först värmdes upp till 90°C för att sedan hällas över i en form för att svalna. Blandningen stelnade under tiden den svalnade och resultatet blev ett fast geléliknande material.

3.9 Fokusering med SAM-modell

En modell skapades med 16 antenner placerade runt modellen SAM, som står för *Specific Anthropomorphic Manequin* och är en homogen modell med formen av ett huvud den förklaras närmare i avsnitt 4.2.3. Denna modell baserades på resultat från simuleringar med olika antenner och undersökningen av antennernas koppling. Den utsända effekten från varje antenn var 0.5 W. Antennerna riktades mot en punkt i centrum av huvudet då det är som svårast att uppnå god fokusering i detta område, se figur 3.7. Alla antenner var nedsänkta var sin bolus som var åtskilda från närliggande antenners bolusar.

Huvudets form approximerades med ellipser och ett medelvärde alla tre koordinatplan användes vid analys av resultaten. Vid analys av yz-planet och xy-planet användes en ellips där undre halvan av ellipsen skars bort. Detta för att ej ta med delar av huvudet som inte är en del av hjärnan, då detta skulle förändra resultaten för effekt i huvudet och aPA.



Figur 3.7: Fokusering med SAM-modell. Förklarande bild för den egna modellen för fokusering i SAM-modellen. Fokuspunkten är markerad med en punkt.

4 Analys av valda metoder

Nedan initieras en diskussion kring de metoder som valdes vid utförandet av de teoretiska beräkningar, modeller, simulerrefingar och experiment som gjordes i projektet. Även de antenner som används genomgående i arbetet granskas.

4.1 Approximationer vid teoretiska beräkningar

Vid de teoretiska beräkningar som utfördes inledande i projektet gjordes en del approximationer. De teoretiska resultaten användes både som en utgångspunkt till experiment och simuleringar men också för att kunna jämföra dessa med vad som förväntades.

4.1.1 Energi som behövs för att värma tumören

Då energi som krävs från antennerna beräknades antogs det att maximala amplituden av det elektromagnetiska fältet från vardera antenn adderades i tumören. Det är ett optimistiskt antagande som kan orsaka att resultat från simuleringar tyder på att mer effekt krävs från antennerna för att värma tumören än vad det egentligen gör. Det är inte heller samma antagande som gjordes då fokuseringen beräknades. Där definieras fokusområdet till det område där effekten inte minskade mer än till hälften av den maximala effekten. En bättre approximation vid beräkning av energin från antennerna kan eventuellt vara att integrera över sinusvågen mellan $\frac{\pi}{4}$ och $\frac{3\pi}{4}$ och sedan dividera med $\frac{\pi}{2}$. Detta ger ett medelvärde för sinusvågen inom detta intervall. Ett annat förslag är att helt enkelt ta halva effekten som är det minsta värde inom tumören enligt valda gränshänsyn. Nackdelen är att tumören och även omkringliggande vävnad då riskerar att bli varmare än förväntat vilket inte är önskvärt.

Som nämnts tidigare antas det vid beräkningarna av fokusering att antennerna skickar sinusvågor. Det gjordes för att underlätta beräkningarna. Vid jämförelse med simuleringar bör det dock beaktas att antennerna då sänder ut gausspulser.

4.1.2 Upptagen energi i frisk vävnad

Det är komplicerat att i förväg skapa en allmän modell som talar om hur mycket av den upptagna energin som bidrar till en önskad eller oönskad temperaturökning. För att erhålla ett användbart resultat gjordes därför ett antal förenklingar. Det som beräknades i de fall som presenteras representerar de sämsta tänkbara förutsättningarna. Huvudets storlek motsvarade den hos en vuxen individ och ingen hänsyn togs till varken kroppsegen temperaturreglering eller konstruktiv våginterferens.

Frågan som kvarstår är hur stor inverkan konstruktiv våginterferens samt kroppens temperaturreglering skulle ha haft på SAR vid ett empiriskt försök. Det är rimligt att anta att en lägre vågamplitud går att använda om hänsyn

tas till konstruktiv våginterferens, vilket i sin tur skulle bidra till lägre oönskad effekt i den friska vävnaden. Om hänsyn även tas till blodperfusion och övriga egenskaper skulle temperaturen i den friska vävnaden hållas än mer konstant.

4.2 Motivering av de modeller som används

De modeller som används vid de inledande simuleringarna utformades i syfte att jämföra dem emellan och dra enkla slutsatser kring dessa jämförelser. Genomgående används homogena huvudmodeller av grå vävnad, med undantag för undersökandet av huvudets konkavitet. Vid det slutgiltiga förslaget på design av antennsystem gjordes modeller baserade på tidigare resultat.

4.2.1 Sfärisk homogen huvudmodell med antenner

Vid projektets början gjordes modeller av en sfärisk homogen fantom tillsammans med antenner placerade i ringar. Fördelen med dessa modeller är att de är enkla och symmetriska. Det är då lätt att jämföra resultat mellan olika mätningar. Antennerna är alla placerade lika långt från centrum och därmed behöver inte heller fasförskjutning dem emellan beaktas.

Motiveringen till utformandet av antennsystemet i tre dimensioner, se figur 3.3, var att ha så många antenner som möjligt. Utifrån simuleringarna med en samt två antenner ses att sämre fokus erhöles då antenner och bolus togs bort framför ansiktet.

Vid studie av simuleringsresultat, där det i samtliga simuleringar användes heltäckande bolusar, observerades att de elektromagnetiska vågorna utbreddes sig längs med bolusen. Detta ledde till att de heltäckande bolusarna gav upphov till att effekt reflekterades in i fantomen med en annan fasförskjutning som orsakade uppvärmning av oönskade områden samt försämrade fokusering. Därav gjordes simuleringar på två modeller med lokala bolusar kring antennerna, se avsnitt 3.5.4. Huruvida det finns bättre eller fler alternativa bolusar att testa går att diskutera vidare men utifrån vad som observerades från tidigare resultat ses dessa två förslag som intressanta.

4.2.2 Modell för undersökning av huvudets konkavitet

De undersökningar som gjordes huruvida huvudets geometri påverkade vågutbredningen grundade sig i ett antal simuleringar. Tre olika geometrier fanns representerade. Dessa utgjorde sfärer av olika storlek samt en platt modell som representerade tinningar. Även om ingen modell av ett verkligt huvud användes så var målet med själva simuleringen att testa olika geometriska förutsättningar. Det vill säga, antagandet som gjordes var att om ingen skillnad kunde påvisas mellan en mindre sfär (i högsta grad konkav) och en platta (i högsta grad icke-konkav) så skulle det heller inte gå att se skillnad mellan mindre differentierade geometrier. Det är också rimligt att tänka sig att en platta motsvaras av en sfär där radien går mot oändligheten. På så vis får valet av simulerade geometrier en underbyggd bakgrund, eftersom graden av konkavitet varierar. Det är möjligt att valet att representera resultatet i form av ISO-SAR-plottar inte är så exakt som man skulle önska. Där visas dock gradienten för SAR, som tydligt stärker gruppens tes.

4.2.3 Fokusering för SAM-modell

Vid förslaget av en design för ett slutligt antensystem användes en mer utförlig fantom som avdelningen för medicinsk teknik vid Institutionen för signaler och system på Chalmers bistod projektet med. Denna fantom kallas SAM och har formen av ett huvud men är homogen. SAM användes för att få mer verklighets-trogna simuleringar då de grundläggande sambanden till fokusering bestämdes med hjälp av den enkla sfäriska modellen.

Eftersom det är svårast att behandla tumörer långt in i huvudet och då störst effekt strålas i antennens riktning riktades alla antenner mot en punkt belägen djupt in i hjärnan. Antennerna fördelades jämnt över huvudet för att sprida effekten över en så stor yta som möjligt utan att de skulle hamna för nära varandra och av den anledningen skapa problem med koppling. Antennerna riktades mot en punkt i hjärnan och då fantomen ej var sfärisk var antennerna ej vinkelrätt placerade mot huvudets yta. Vågorna från antennerna tränger in mer effektivt i huvudet då antennerna är placerade vinkelrätt mot ytan men bedömningen gjordes att det var viktigare att rikta dem mot en punkt.

Resultat från simuleringar med alternativa bolusar för en sfärisk fantom studerades och då konstaterades att hot spots utanför tumören kan undvikas om lokala bolusar för antennerna används. Det är svårt att använda en badringsformad bolus i samband med SAM-modellen då placeringen av antennerna ej gjordes i form av ringar. Därför användes lokala bolusar runt varje antenn för att undersöka hur det skulle påverka fokuseringen för antenner placerade runt SAM modellen.

4.3 Analys av simuleringsmetoder

Vid de simuleringar som utfördes i projektet gjordes approximationer. Dels i simuleringsprogrammet som användes men också vid exporten av data. Något som genomgående avvägts är hur noggrann simulering som önskas i förhållande till hur lång tid den tar att genomföra. Förutom approximationer som är kontrollerbara använde simuleringsprogrammet beräkningsmetoder som inte kunde revideras.

4.3.1 Beräkningsrutnät

Vid simuleringar i CST påverkades resultaten av objektens placering relativt programmets koordinataxlar. Programmets arbetsområde är ett tredimensionellt nät som är linjerat med programmets koordinataxlar. Detta innebär att objekt som inte placerats vinkelrätt mot koordinataxlarna blir förvrängda till följd av programmets begränsade upplösning och kan således ge fel resultat. Till exempel, om ett smalt rätblock placeras snett mot koordinataxlarna kommer det approximeras som en trappa när beräkningar körs, detta kallas *staircasing*. Då simulering körs fyller programmet ut celler i staircasing-området med perfekt ledande material och detta kan orsaka problem om det görs vid känsliga områden. Hur bra eller dålig approximationen blir beror på hur hög upplösningen på nätet är, det vill säga antalet celler det består av. För att förbättra resultaten bör man därför använda ett stort antal celler. Problemet med detta är att det tar längre tid för datorn att utföra beräkningarna.

4.3.2 Datapunkter

Förutom att beräkningsrutnätet påverkar resultatet av simuleringarna påverkar också antalet datapunkter som väljs att exporteras till den numeriska analysen av mätningarna. I detta projekt valdes datapunkterna genomgående med 2 mm avstånd. Eftersom samma noggrannhet valdes på alla mätningar blir det lättare att jämföra dem med varann. Datapunkterna hade kunnat väljas med mindre intervall för att få bättre noggrannhet, dock resulterar detta i stora matriser som tar mer minne i anspråk och längre tid att analysera.

4.3.3 Simuleringar vid höga frekvenser

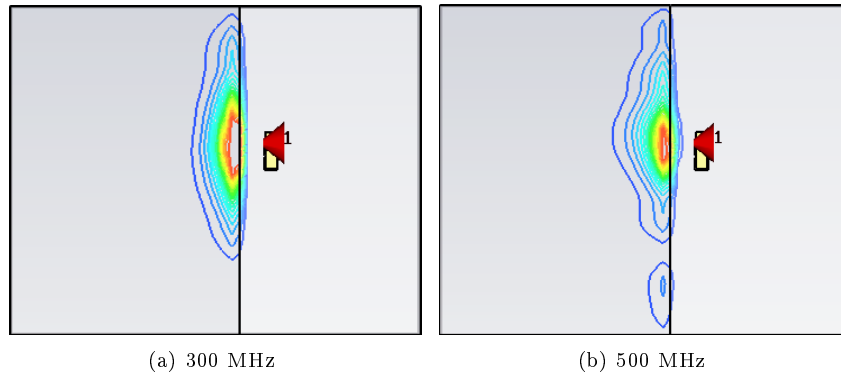
I avsnitt 3.7, som tar upp utförande då koppling mellan antenner undersöktes, nämndes att en del av mätningarna som gjordes experimentellt även simulerades för att stödja resultaten. Det observerades då att resultaten för kopplingsparametern S_{21} från experimentella verifieringar samt simuleringar skiljde sig. I figur 5.18, som visar reflektionen från experimentell mätning, syns tydligt att antennerna slutar sända vid högre frekvenser. Därav följer också att kopplingsparametrarnas amplitud avtar samt att de inte blir brusiga för de högre frekvenserna på samma sätt som de blir för lägre frekvenser. Motsvarande resultat ifrån simulering syns i figur 5.20 och visar på fortsatt koppling trots att antennerna har slutat sända. Det går alltså inte att lita på simuleringsresultaten fullt ut i detta fall men de kan fortfarande användas för att ge en överskådlig bild.

4.4 Utvärdering av metoder för experimentell verifiering

Vid experimentell undersökning av koppling mellan antenner har liten vikt lagts vid vinkelns påverkan på kopplingen. Anledningen till detta är att vinkeln mellan två närliggande antenner inte ökas nämnvärt vid bibehållet avstånd mellan antenner och ökad omkrets på en hjälm. Detta eftersom huvudets radie redan är stor relativt avståndet mellan huvudet och antennerna.

Huruvida mätriggen ger möjligheter till tillförlitliga, noggranna och korrekta mätningar ifrågasattes av gruppen. Radien på den orsakade under arbetets gång problem såsom att mätningar inte kunnat utföras med olika avstånd mellan antenner och fantom. Utöver det kunde dessutom vissa antenner hamna för nära fantomen. Resultaten för dessa fall ansågs som olämpliga att analysera på grund av blockering av antennernas utbredningsväg. Dock gick det med hjälp av mätriggen utföra mätningar utifrån sämsta tänkbara fall vilket kan ses som ett tillräckligt tillvägagångssätt för att kunna dra allmänna slutsatser kring resultaten.

Experiment utfördes endast med två nivåer av antenner vid ena sidan av huvudet, den andra sidan undersöktes ej på grund av symmetri. Anledningen är att placering av antennerna vid näsan skulle orsaka att antennerna kom i kontakt med fantomen vilket i sin tur skulle resultera i oanvändbara resultat. Samma situation uppstår om antennerna placerades vid nacken. Problemet skulle kunna lösas med en bättre anpassad mätrigg, detta fanns dock ej att tillgå.



Figur 4.1: Linjer för konstant effektförlusttätthet i grå vävnad från en antenn. Antennerna är placerade i vatten med relativ permittivitet (a) 78 respektive (b) 30.

4.5 Granskning av antennerna som använts

De antenner som användes genomgående i projektet (bilaga B) är utformade för ett annat användningsområde inom biomedicinsk teknik. De är därför inte perfekt utformade för att fokusera effekten i en punkt. Optimalt vore om fältutbredningen från antennerna var påtagligt större i en riktning. Det skulle även vara fördelaktigt om förstärkningen varit som störst inom ett brett frekvensband som var anpassat för det aktuella användningsområdet. Det skulle betyda att samma antenner kunde användas för flera frekvenser och därmed tumörer av olika storlekar. För de antenner som användes i projektet är så inte fallet och därmed ändrades istället permittiviteten i bolusen för att simulera för olika frekvenser.

Då frekvensen och permittiviteten ändrades förändrades även effektfördelningen från antennerna, se figur 4.1. I figuren kan även observeras att antennerna inte bara strålade rakt fram utan att en stor del av effekten fördelas åt sidorna. Detta är någonting som måste tas hänsyn till vid analys av resultaten från simuleringarna. Observera att då permittiviteten för materialet kring antennerna ändrades så förändrades också reflektionsparametrarna. Mer information om antennerna som användes finns i appendix B.

5 Resultat

Här presenteras de resultat som erhöles då beräkningar, simuleringar och experiment gjordes. Bland annat utfördes beräkningar på den totala energi som krävdes för att värma en tumör beroende på dess storlek. Energin som absorberas av frisk vävnad studerades även.

Utöver beräkningar gjordes simuleringar för att bekräfta de teoretiska beräkningarna. Syftet för dessa var att se om fokusering kunde fås som förväntat. Vidare i arbetet användes simuleringar för att testa olika geometrier av antenner för vilka fokuserad effekt jämfördes. Olika konfigurationer av vattenbolus testades för att se hur det kan förbättra fokuseringen. Mätningar gällande koppling mellan antenner utfördes då gränsen för avstånd mellan antenner var nödvändig information.

5.1 Gränshfrekvenser utifrån tumörstorlek

Uträkning av vilka frekvenser som kunde ge fokusering i tumören gjordes enligt teoriavsnitt 2.5. Den relativa permittiviteten hos materialet beror av frekvensen och räknades ut enligt teoriavsnitt 2.7. Med utgångspunkt att fokuseringen skulle vara en fjärdedels våglängd valdes våglängden till intervallet 4 – 16 cm för de intressanta tumördiametrarna. Utifrån detta beräknades frekvensen för gränshallen. Ekvation (2.8) skrevs om så att $\frac{c_0}{\lambda}$ stod på ena sidan om likhetstecknet och $f\sqrt{\epsilon_r}$ stod på andra sidan. Genom att plotta $f\sqrt{\epsilon_r}$ mot frekvensen var det möjligt att hitta den frekvens som gav likhet. Utifrån detta erhöles figur 5.1 där gränshfrekvenserna markerats med cirklar. Dessa var 235 MHz och 1.04 GHz.

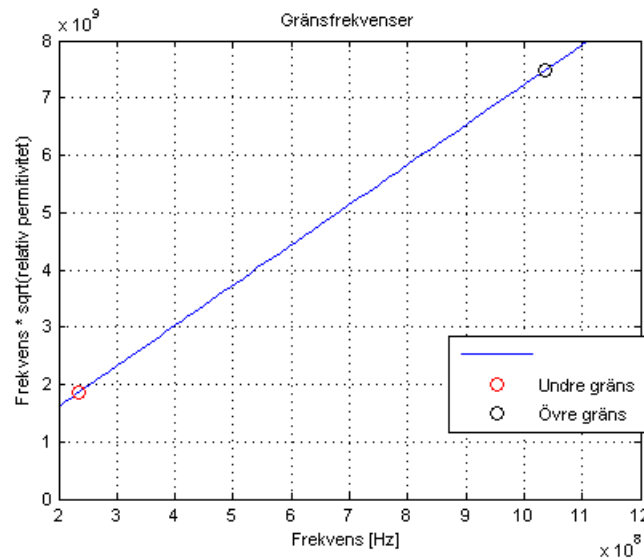
5.2 Teoretiska beräkningar på upptagen effekt

Resultaten från de teoretiska beräkningar som gjordes för den energi som behöver tillföras tumören presenteras. Ursprungligen togs inte absorption av effekt i vävnad utanför tumören med i beräkningarna.

5.2.1 Total energi som behövde tillföras tumören

Det resultat som erhöles då beräkningar gjordes på den totala energin som krävdes för att värma upp tumören beroende på temperaturskillnad och tumörstorlek kan ses i figur 5.2. I figuren ses att energin som krävdes för en tumör med diameter 4 cm är betydligt högre än då diametern var 1 cm. Detta kom av att energin var proportionell mot diametern i kubik, därmed hade diameterns ökning stor inverkan på totala energin som krävdes.

Vad som mer kunde sägas utifrån figuren var att skillnaden i energi som krävdes för att höja temperaturen en grad ytterligare var konstant. Det sågs genom att jämföra de sju kurvorna och se på skillnaden i energi för en tumör med diameter 4 cm där energierna sågs tydligast. Energiskillnaden där var konstant.



Figur 5.1: Gränsfrekvenser. Frekvens multiplicerat med roten ur den relativa permittiviteten plottad mot frekvensen. Med ringar visas de gränsfrekvenser som intressanta frekvenser ligger mellan.

Det medförde att det var enkelt att beräkna den mängd energi som behövde läggas till om man visste energin för att värma tumören till en viss temperatur, vilket kan förenkla vid behandlingen.

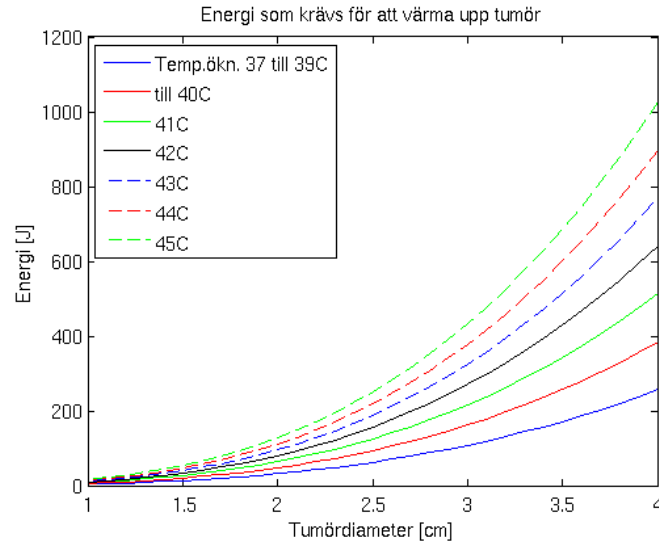
Om ett specifikt fall betraktades med tumördiametern 2 cm och temperaturökning till 42 °C var energin som behövdes för att värma tumören 80 J. Det motsvarade en effekt på drygt 0.1 W under tio minuter. I figuren kunde även ses att för de tumörer som betraktades var den maximala energin som krävdes ungefär 1 kJ, vilket var en effekt på 6.7 W i tio minuter.

5.2.2 Värmereglering i huvudet

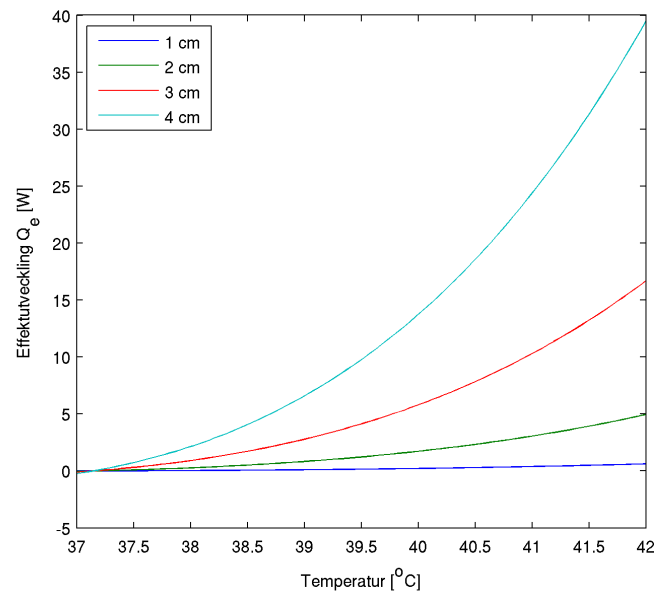
Den skattade effekten som behandlingen behöver tillföra tumörer av olika storlekar för att upprätthålla en konstant temperatur finns att åskåda i figur 5.3. Blodperfusionen var den huvudsakliga orsaken till temperaturökningen och bidrog till det icke-linjära sambandet mellan behandlingstemperaturen T och effekten Q_e , vilket resulterade i att högre behandlingstemperaturer krävde högre effektutveckling. För tumörer med diametern 2 cm krävdes exempelvis en effekt på närmare 5 W vid en behandlingstemperatur på 42 °C.

5.2.3 Energi som krävdes då hänsyn tagits till dämpning

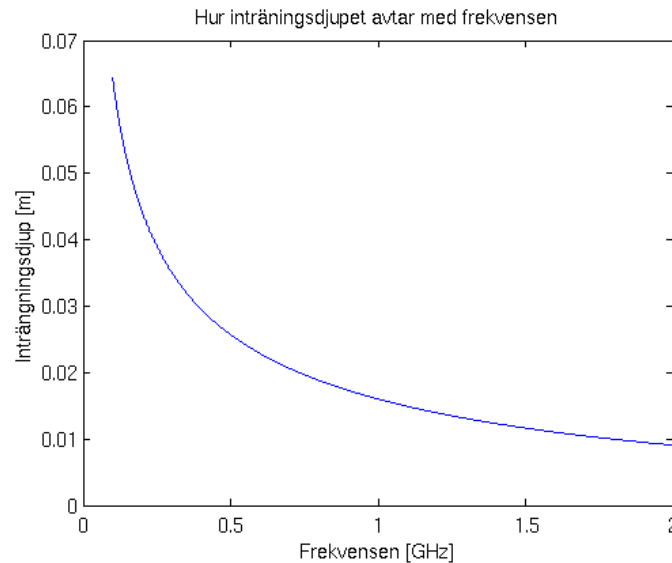
Inträngningsdjupets avtagande med avseende på frekvensen kan ses i figur 5.4. För frekvensen 200 MHz var inträngningsdjupet ungefär 5 cm men för 1 GHz var det endast 2 cm. Enligt tidigare resultat om gränsfrekvenser i avsnitt 5.1 skulle de aktuella frekvenserna ligga inom detta intervall och dessa var därför de intressanta inträngningsdjupen.



Figur 5.2: Total energi som krävdes för att värma upp en tumör. Energin för sju olika temperaturökningar i en tumör som funktion av dess diameter.



Figur 5.3: Kylning i huvudet. Effekt Q_e som behövs tillföras tumörer i storlekar 1 – 4 cm för att upprätthålla temperaturen T .

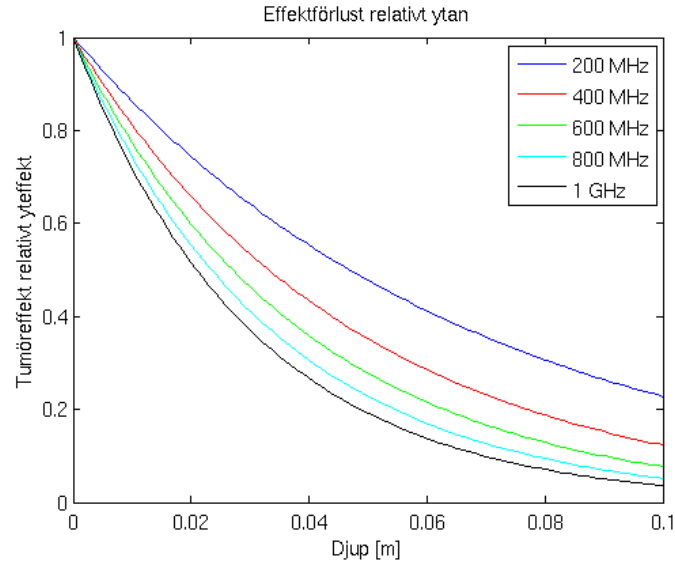


Figur 5.4: Inträngningsdjupets avtagande med frekvensen i grå vävnad. Inträngningsdjupet $\delta_{\frac{1}{2}}$ definieras här som djupet då effekten avtagit till hälften.

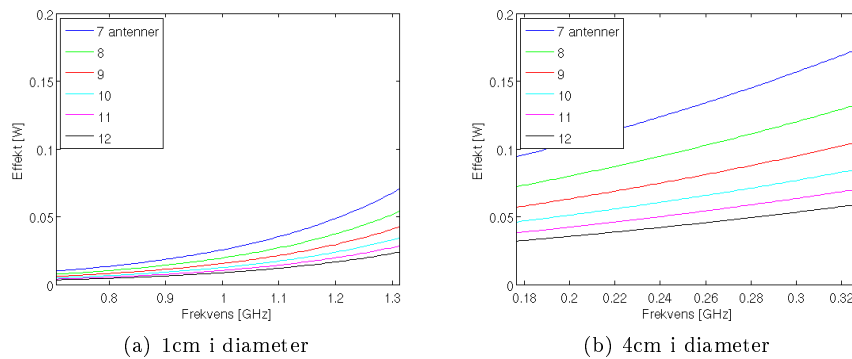
Figur 5.5 illustrerar hur den relativa effekten mellan yta och tumör berodde av tumörens djup. De olika kurvorna representerar fem frekvenser från 200 MHz till 1 GHz. Vad som bör observeras är att det var större skillnad i effektförlust mellan 200 MHz och 400 MHz än mellan 800 MHz och 1 GHz. Det kan knytas till figur 5.4 där det syns att effekten avtog mer för lägre frekvenser, skillnaden i effektförlust blir då större för de lägre frekvenserna. Det betyder att för höga frekvenser, då dämpningen inte varierade i samma utsträckning, kunde frekvensen väljas utifrån vilken som ger bäst fokusering.

Beräkningar på effekten som krävs för att värma tumören till 42°C från vardera antenn visas i figur 5.6 för tumördiametrarna 1 cm respektive 4 cm. Hänsyn togs till inträngningsdjup och uppvärmningstiden antogs till 10 minuter. Inträngningsdjupet minskade då frekvensen ökade och därmed krävdes högre effekt för högre frekvens även om tumörens storlek var densamma. Observera att skillnaden i tumörstorlek hade stor inverkan på hur mycket effekt som krävdes från antennerna.

För ett specifikt fall beräknades total energi som krävs från antennerna. Då antogs en tumördiameter på 2 cm, temperaturökning från 37°C till 42°C, frekvensen 500 MHz samt att 12 antenner användes. Den beräknade energin som behövdes från varje antenn blev då 100 J. Det motsvarade en effekt på 0.2 W under tio minuter. Observera att i detta fall antogs att amplituderna från respektive antenn adderades i tumören och maximal interferens erhöles. Beräkningarna tog ej hänsyn till den effekt blodperfusionen förde bort och gav därmed endast ett mått på den mängd energi som behövde stanna i tumören, utan hänsyn till någon kylning. Hänsyn togs ej heller till de förluster som uppstod i vattenbolusen, utan effekten från antennerna är på huvudets yta.



Figur 5.5: Relativ effektförlust. Hur effekten avtog relativt den effekt som antennerna sände ut, i grå massa för fem olika frekvenser som funktion av tumörens djup i hjärnan.



Figur 5.6: Effekt som krävdes från antennerna för att värma upp tumören. För att värma tumören från 37°C till 42°C visas effekten som krävdes per antenn som funktion av frekvensen för två tumörstorlekar. Uppvärmningstiden antogs till 10 minuter.

Åtta antenner		
Relativ permittivitet	Frekvens [MHz]	Effekt tumör relativt yta [%]
30	500	6.5682
30	605	5.6128
30	940	6.2401
55	450	5.0468
55	700	5.9254
55	980	5.5366
78	380	4.6319
78	585	5.5976
78	905	3.7870

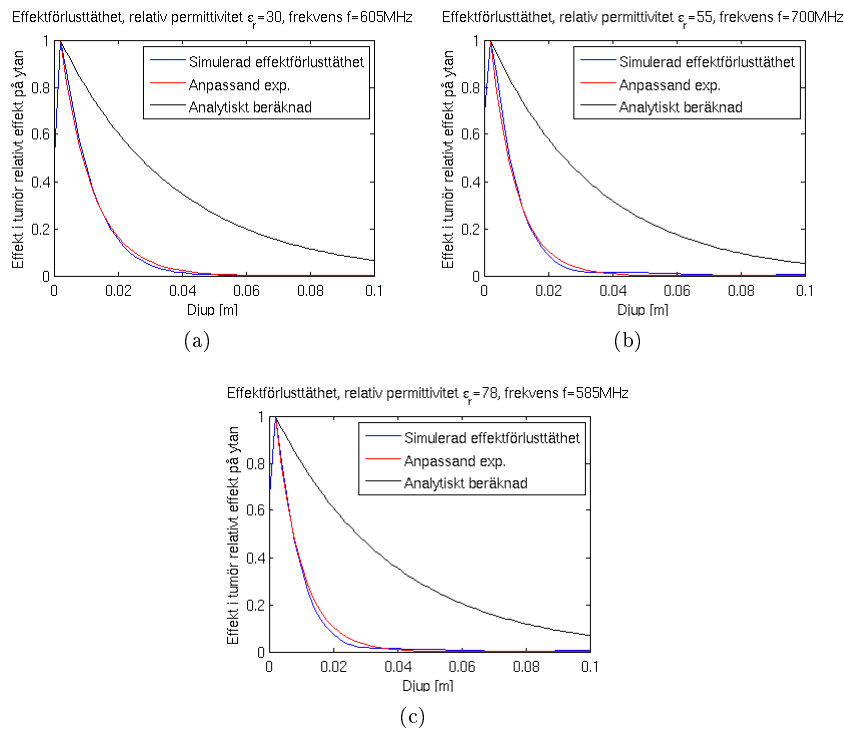
Tabell 5.1: Medeleffekttäthet i tumör relativt huvudets yta.

5.3 Verifiering av teoretiska effektberäkningar genom simuleringar

Simuleringarna gjordes för tre olika relativa permittiviteter hos vattnet i vattenbolusen. Permittiviteten hos vattnet bestämde vid vilken frekvens som minst effekt reflekterades tillbaka till antennerna. Därför gjordes först en simulering då S-parametrarna bestämdes för varje permittivitet. I resultatet från dessa simuleringar sågs att det inte bara var en frekvens som hade låg reflektion. Därför studerades tre frekvenser på respektive permittivitet. Detta gäller dock inte då antennerna används i experiment, se resultatavsnitt 5.7.

Då effektförlusterna för ett tvärsnitt från mitten av tumören till huvudets yta betraktades erhöles figur 5.7. Där anpassades en exponentiellt avtagande funktion till de simulerade värdena. Även den analytiskt beräknade kurvan från avsnitt 5.2.3 togs med. Vad som kan nämnas är att maximum inte ficks precis vid huvudets yta som förväntat utan ungefär vid djupet 2 mm. Då hänsyn togs till detta och en exponentialfunktion anpassats från där maximal effekt absorberades till tumören erhöles i de flesta fall att exponentialfunktionen stämmer bra med den simulerade kurvan. Vidare kan ses att den teoretiskt beräknade kurvan alltid avtog mindre än den simulerade, det vill säga att då simuleringen gjordes absorberades mer effekt vid mindre djup. I figuren visas dessa kurvor för de tre permittiviteter och för liknande frekvenser för att de ska ge ett rättvist resultat. Effekten absorberades ytligare för relativ permittivitet 78 än för 30 vilket stämde bra överens med antennernas strålbild i figur 4.1.

För fallet med åtta antenner kan relativ effekt mellan mitten av huvudet, där tumören antas vara placerad, och ytan ses i tabell 5.1. Ett medelvärde av effekttätheten i tumören i xy-planet, alltså det plan antennerna är placerade i, användes tillsammans med ett medelvärde av effekttätheten på ytan av huvudet i samma plan. Förväntat var att effekten i mitten skulle vara mindre för högre frekvenser än för lägre men detta gick inte att fastställa utifrån denna tabell. Möjligt var att skillnaden mellan frekvenserna inte var tillräckligt stor för att påverka i den grad att det märktes. Vad som däremot var tydligt var att högre relativ permittivitet gav lägre relativ effekttäthet i tumören. Även detta kom av att antennernas strålbild såg olika ut då den relativa permittiviteten ändrades.



Figur 5.7: Simulerad dämpning jämförd med beräknad. Den simulerade effektförlusttättheten som funktion av djupet i huvudet visas tillsammans med den exponentiellt avtagande funktion som anpassades till denna. Det tidigare analytiskt beräknade resultatet för tre olika relativa permittiviteter och liknande frekvenser visas också. (a) $\epsilon_r = 30$ och $f = 605 \text{ MHz}$, (b) $\epsilon_r = 55$ och $f = 700 \text{ MHz}$, (c) $\epsilon_r = 78$ och $f = 585 \text{ MHz}$.

Frekv. [MHz]	Tumördiam. [mm]	$E_{\text{tumör}}$ [J]	E_{frisk} [J]
380	13.0	4075	3886
585	8.7	1000	944
905	5.7	424	408

Tabell 5.2: Energi som togs upp av övrig, frisk vävnad relativt den energi på huvudets yta.

5.4 Upptagen energi i frisk vävnad

Utifrån tabell 5.1 och resultaten i 5.2.3 gick det att avgöra hur mycket energi som togs upp i den friska vävnaden för en given energi som behövde tillföras tumören. Tumören antogs vara sfärisk och dess radie definierades utifrån den applicerade frekvensen enligt $r = \frac{c}{8f}$. Huvudet approximerades till en sfär med radien 100 mm. I tabell 5.2 sammanställdes resultaten för den energi som behövde tillföras den friska vävnaden för att uppnå en femgradig temperaturökning i tumören.

Notera att effektutvecklingen i frisk vävnad ökade med ökad tumörstorlek. I de fall då ett större område skulle behandlas kom detta att resultera i en ökad temperaturutveckling i frisk vävnad, även om denna motsvarade en mindre del av huvudets totala volym i detta fall.

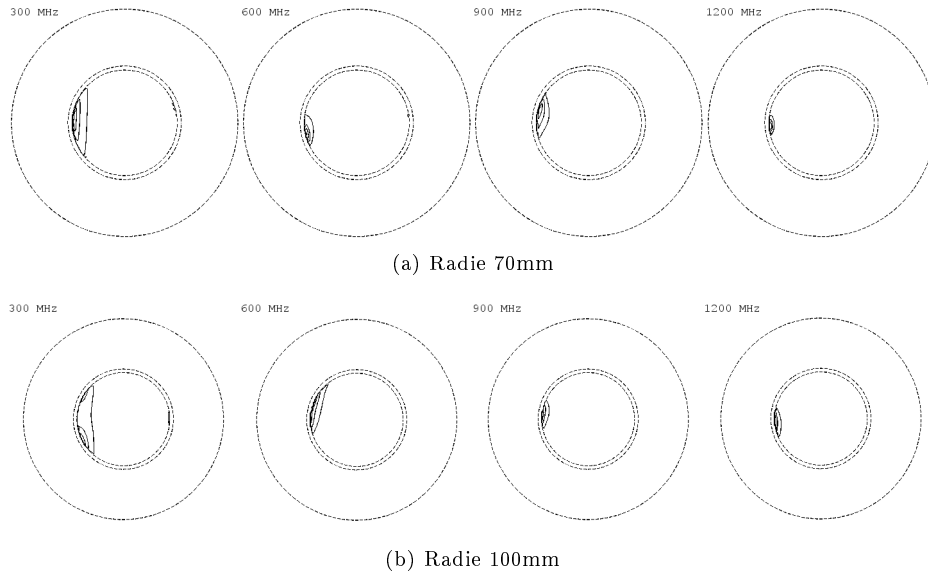
5.5 Påverkan av huvudets geometri

Flera simuleringar genomfördes för olika frekvenser och geometrier och finns att åskåda i figur 5.8. Inga tydliga samband kunde urskiljas mellan mätobjektens geometrier och dess förmåga att på ett linsartat sätt fokusera effektfördelningen.

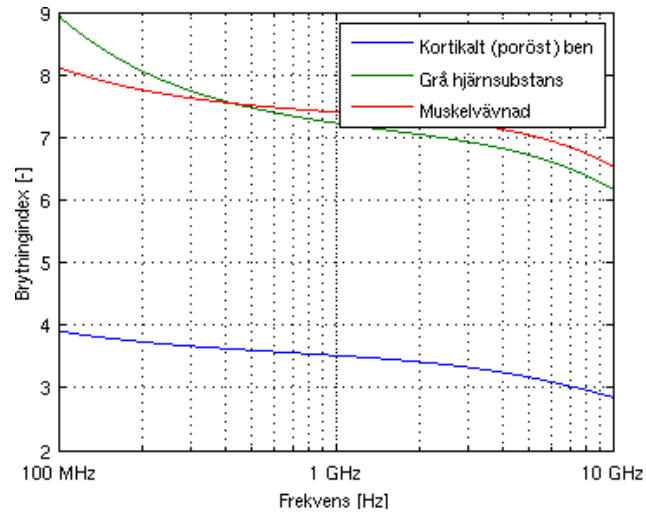
Det är också värt att notera att brytningsindex mellan grå hjärnsubstans och muskler är relativt likartade. Det medförde att i de fall då muskler låg utanpå benet kompenserade dessa för skallbenets dielektriska egenskaper och motverkade den stora skillnaden i brytningsindex mellan grå hjärnsubstans och ben. Detta åskådliggörs i figur 5.9.

5.6 Simulering av fokusering med sfärisk huvudmodell

Utifrån resultaten då olika antenner testats på en sfärisk huvudmodell i CST drogs slutsatser gällande hur antalet antenner, deras position och frekvens påverkar fokusering i en tänkt tumör. Vad som gällde genomgående för simuleringarna är att flera frekvenser studerades för samma permittivitet. Då CST gav låg reflektion för många frekvenser var det inte säkert att alla de frekvenser som studerades här skulle kunna betraktas vid ett experiment utan att ändra permittiviteten i vattenbolusen. Mer om detta kan läsas i avsnitt 5.7.



Figur 5.8: ISO-SAR vid nivåerna 50%, 75% och 90% för två olika skallstorlekar. Radien av dessa var 70 mm respektive 100 mm. Skallbenets tjocklek var 5 mm och vattenbolusens tjocklek var 70 mm. Notera att radien refererar till skallbenets yttre mått.



Figur 5.9: Brytningsindex som funktion av frekvens. I figuren ses brytningsindex för grå hjärnsubstans, muskelvävnad samt kortikalt (poröst) ben.

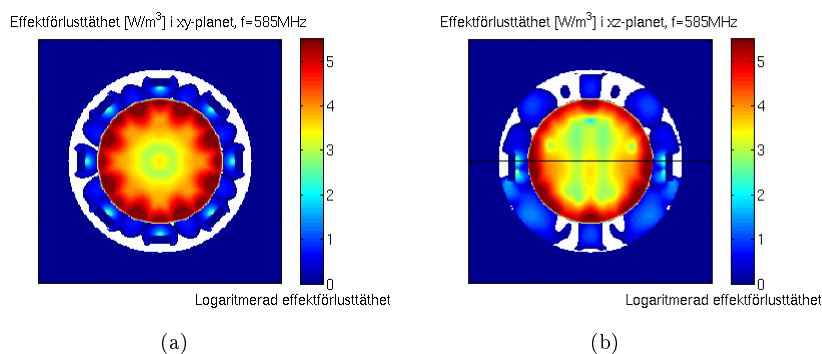
Relativ permittivitet 30		
Frekvens [MHz]	Fokuseringsdiameter [cm]	
	Teoretisk	Simulerad
500	2.74	2.4
605	2.26	2.4
940	1.46	1.6
Relativ permittivitet 55		
Frekvens [MHz]	Fokuseringsdiameter [cm]	
	Teoretisk	Simulerad
450	2.25	2.4
700	1.44	2.0
980	1.03	2.0
Relativ permittivitet 78		
Frekvens [MHz]	Fokuseringsdiameter [cm]	
	Teoretisk	Simulerad
380	2.23	2.4
585	1.45	2.4
905	0.94	1.6

Tabell 5.3: Fokuseringsdiameterar. Dels teoretisk fokusdiameter som var en fjärdedels våglängd och dels fokusdiameter utifrån simuleringar som gjordes i CST, dessa visas för olika permittivitet och frekvens.

5.6.1 Åtta antenner i en cirkel

I tabell 5.3 kan det ses hur fokus beror av frekvensen. Observera att för respektive permittivitet minskade fokuseringsdiameteren då frekvensen ökade. Utifrån simuleringarna kunde det konstateras att teoretiskt fokus, som antogs vara en fjärdedels våglängd, i många fall stämde bra överens med det fokus som beräknades utifrån simuleringarna. Det simulerade värdet för fokusdiameteren tillsammans med det teoretiska kan ses i tabell 5.3, genom att jämföra dessa två värden ficks en uppskattning av hur bra fokus var. Vad som kan ses är att fokus för den lägsta frekvensen av de tre för respektive permittivitet stämde bra i alla tre fallen. För de två högre permittiviteterna var dock det teoretiskt beräknade värdet betydligt lägre än det simulerade för de andra två frekvenserna. Däremot stämde fokusdiameteren för alla tre frekvenserna för den lägsta permittiviteten. Det är möjligt att även detta var en följd av att antennernas strålbild ändrades då permittiviteten hos vattnet varierades, på samma sätt som i avsnitt 5.3. Mer effekt absorberades djupare i huvudet för lägre permittivitet och därmed stämde det bättre med de teoretiska resultaten.

För åtta antenner erhöles en fokusering av effekten i mitten av sfären i antennernas plan till följd av interferens mellan vågorna enligt figur 5.10(a). Detta var förväntat då sfären var helt symmetrisk och antennerna var symmetriskt placerade i ett plan runt sfären. Däremot erhöles i ett plan vinkelrätt mot antennerna ett mer avlångt fokus som var förskjutet nedåt, se figur 5.10(b). Att fokus inte blev helt centrerat kan bero av att antennernas strålbild inte var symmetrisk i alla riktningar. Dock var syftet med denna mätningen endast att erhålla fokusering i två dimensioner, vilket lyckades.



Figur 5.10: Tvådimensionella konturdiagram över logaritmerad effektförlusttätet $[W/m^3]$ i en sfärisk modell med åtta antenner. (a) visar effektförlusttäteten i antennernas plan och (b) i ett plan vinkelrätt mot antennerna, vars placering visas med linjen.

5.6.2 Två antenner ur cirkeln borttagna för ansiktet

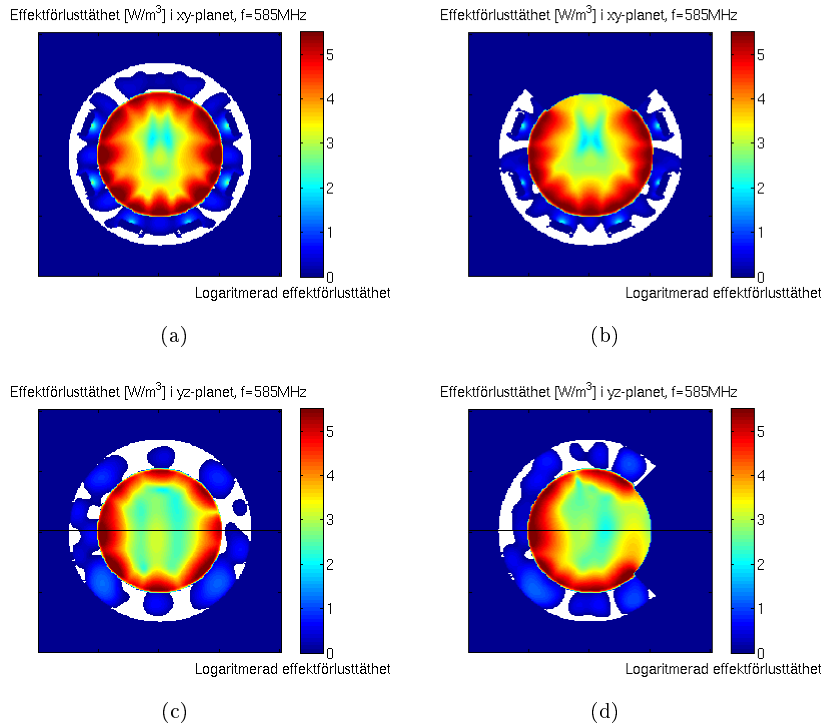
Då det inte är möjligt att placera antenner för ansiktet gjordes simuleringar då två antenner tagits bort ur ringen med åtta antenner. Mätningar gjordes både med och utan vattenbolus vid ansiktet för att se hur den påverkade. De båda fallen med och utan bolus framför ansiktet visas för frekvensen 585 MHz för xy -planet, som var samma plan som antennerna var placerade i, samt yz -planet i figur 5.11. För båda fallen flyttades fokus en aning bakåt från ansiktet sett, vilket kom av att två antenner tagits bort där. Dock konstaterades det att fokus fortfarande erhöles då bolusen ej var borttagen för denna frekvens, det samma gällde för 905 MHz men ej för 380 MHz. Då bolusen togs bort absorberades mer effekt bak i huvudet och därmed fick inget fokus i xy -planet för de två lägre frekvenserna, endast för 905 MHz erhöles en fokusering.

Att fokuseringen blev en aning förskjuten påverkade de värden som räknades ut för effekten som absorberades i tumören. Mest påverkade det för 380 MHz och 585 MHz. Om absorberad effekt beräknades i en tumör som var tänkt 10 mm längre bak i huvudet erhöles effekten 12.8 mW istället för 1.8 mW för lägsta frekvensen. Skillnaden var av samma storleksordning för 585 MHz.

5.6.3 Antennringen flyttad närmare en av sfärens poler

Två fall då antennringen flyttades upp mot en av sfärens poler testades. Det första då antennerna vreds 30° kring sfärens mitt, vilket gav att de var på samma avstånd från huvudet som tidigare och parallella med y -tan. I det andra fallet var den flyttade antennringen istället parallell med axeln som skar sfärens poler, i detta fall z -axeln. Det medförde att avståndet från antennerna till huvudet inte var konstant utan var mindre vid deras nedre kant.

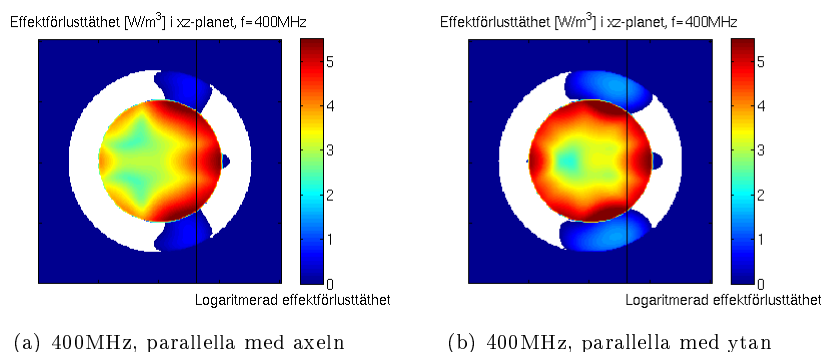
Vad som konstaterades utifrån simuleringen då antennerna var parallella med z -axeln var att fokuseringen i mitten av sfären blev dålig och i värsta fall obefintlig. Det var inte förvånande då antennerna inte längre var riktade mot mitten av sfären. Interferens erhöles för fallet med 400 MHz i mitten av sfären



Figur 5.11: Effektförlusttätethet [W/m³] då två antenner togs bort. (a) och (b) är tagna i xy -planet och två antenner togs bort bredvid varandra längst upp i figuren för båda fallen, för (b) var även bolusen borttagen. (c) och (d) visar yz -planet och två antenner togs bort bredvid varandra längst till höger i figuren för båda fallen. Linjen visar var antennerna var placerade. För (d) var bolusen borttagen.

6 antenner med bolus för ansiktet			
Frekvens [MHz]	Effekt i tumör [mW]	Effekt i huvud [W]	aPA [%]
380	1.8	26.4	0.56
585	3.8	24.6	1.3
905	0.45	9.72	0.38
6 antenner utan bolus för ansiktet			
Frekvens [MHz]	Effekt i tumör [mW]	Effekt i huvud [W]	aPA [%]
380	11.4	35.8	2.6
585	2.4	22.2	0.87
905	0.74	12.5	0.49

Tabell 5.4: Absorberad effekt då två antenner togs bort. Två antenner togs bort ur ringen med åtta antenner, absorberad effekt i en tumör i mitten av sfären med diameter 2 cm samt total absorberad effekt innanför det djup där vattenbolusen verkade beräknades.



Figur 5.12: Effektförlusttätet $[W/m^3]$ då antennerna flyttades. Planet var vinkelrätt mot antennernas plan och linjen markerar var antennringen var placerad. (a) antennerna var här parallella med axeln vinkelrät mot antennernas plan och (b) antennerna var vinklade in mot sfärens centrum.

längs z -axeln men det sågs inget tydligt fokus utan effekten avtog med djupet, se figur 5.12(a).

Då de uppflyttade antennerna var riktade in mot mitten erhöles fokus där men även i nivå med antennerna och där var absorberade effekten större än i mitten av sfären, se figur 5.12(b). Att en stor del av effekten upptogs i antennernas plan trots att antennerna inte är riktade dit berodde till stor del av att de strålade i flera riktningar. Fokuseringen blev tydligare då antennerna var riktade in mot centrum som väntat.

För att jämföra dessa två fall beräknades totala effekten som absorberas i hjärnan innanför det djup där vattenbolusen antogs kyla. Djupet som kylde av bolusen uppskattades till 2 cm. Effekten som absorberas, av en tumör med diametern 2 cm i mitten av sfären, beräknades för alla fall för att ytterligare kunna jämföra hur väl de fokuserade effekten. Dessa värden presenteras i tabell 5.5. Tydligt ses för 300 MHz att absorberad effekt i tumören var större då antennerna var vinklade in mot tumören än då de inte var det. Det var förväntat då denna frekvens dämpades minst. Även för 400 MHz var effekten i tumören större då antennerna riktades mot mitten. Vidare kunde man se att totala absorberade effekten i huvudet innanför det område vattenbolusen kylde var större för de två lägsta frekvenserna för fallet då antennerna var parallella med ytan. Det var rimligt med tanke på att strålningen från antennerna då föll in vinkelrätt mot ytan och därmed minskade reflektionerna. Även aPA, se teoriavsnitt 2.6, beräknades för att få en kvalitetsfaktor på fokuseringen och presenteras i samma tabell. Då antennerna var riktade mot centrum av sfären erhöles bäst aPA för frekvensen 400 MHz.

5.6.4 Två antennringar med totalt 16 antenner

Den ursprungliga antennringen i två dimensioner kring sfärens mitt kombinerades med den antennring som flyttades 30° mot sfärens pol. Två antennringar erhöles och fokusering i tre dimensioner kunde studeras. Relativ permittiviteten 78 användes då det är vad destillerat vatten normalt har. I tabell 5.6 ses tydligt

Antenner parallella med axel			
Frekvens [MHz]	Effekt i tumör [mW]	Effekt i huvud [W]	aPA [%]
300	5.1	44.1	0.96
400	4.4	16.3	2.2
765	2.1	16.4	1.1
Antenner parallella med ytan			
Frekvens [MHz]	Effekt i tumör [mW]	Effekt i huvud [W]	aPA [%]
300	15.5	52.3	2.4
400	5.8	40.8	1.2
765	2.1	16.9	1.0

Tabell 5.5: Absorberad effekt då antennerna flyttades uppåt. För båda fallen där antennerna flyttats upp mot en av sfärens poler beräknades total absorberad effekt innanför det djup där vattenbolusen verkade och i en tumör med diameter 2 cm.

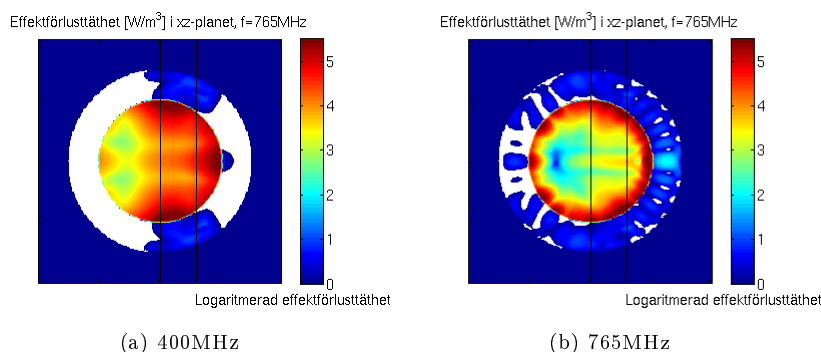
16 antenner			
Frekvens [MHz]	Effekt i tumör [mW]	Effekt i huvud [W]	aPA [%]
300	111	194	4.7
400	42.5	73.3	4.7
765	4.7	17.8	2.2
8 antenner			
Frekvens [MHz]	Effekt i tumör [mW]	Effekt i huvud [W]	aPA [%]
380	9.9	40.9	2.0
585	9.2	29.6	2.6
905	0.91	10.8	0.69

Tabell 5.6: Absorberad effekt för 8 och 16 antenner. Beräkningar gjordes för både en och två antenneringar gällande total absorberad effekt där vattenbolusen inte verkade, tillsammans med effekt absorberad i en tumör med diametern 2 cm.

att absorberade effekten både i huvudet och i tumören var större då två antenneringar användes jämfört med en. Att effekten blev större då dubbelt så många antenner användes var väntat men dock inte trivialt. Den absorberade effekten för 16 antenner var en storleksordning större än för 8 antenner i alla fall utom då effekten i tumören jämfördes för högsta frekvensen. Dock var förlusterna i vattenbolusen stora i båda fallen för den högsta frekvensen, något som troligen påverkade detta resultat.

Absorberad effekt per kubikmeter visas i figur 5.15, planet var vinkelrätt mot de plan antennerna var placerade i. Mer effekt absorberades i hjärnan för den lägre frekvensen än för den högre vilket var en följd av att förlusterna i bolusen var större för den högre frekvensen. Intressant att studera var att utanför fokus, som är i centrum av sfären, absorberades mer effekt för 400 MHz än för 765 MHz. Däremot erhöles ett svagare fokus för 765 MHz.

För att få en uppskattning av vilken effekt som krävdes från antennerna studerades en tumör med två centimeters diameter. Genom att använda exponentialanpassningen som gjordes till dämpningen av effekten ficks att 0.9 W behövdes från varje antenn på ytan av huvudet för att väma tumören till 42°C



Figur 5.13: Effektförlusttätthet $[\text{W}/\text{m}^3]$ för 16 antenner. Antenner är placerade i två ringar med 8 i varje, en vid sfärens mitt och en närmare polen. Planet som visas är vinkelrätt mot antennernas plan och linjen visar var antennerna var placerade.

på 10 minuter, då frekvensen 400 Hz användes. Observera att hänsyn inte togs till förlusterna i vattenbolusen och möjligt är att viss effekt hade behövts läggas till på grund av detta.

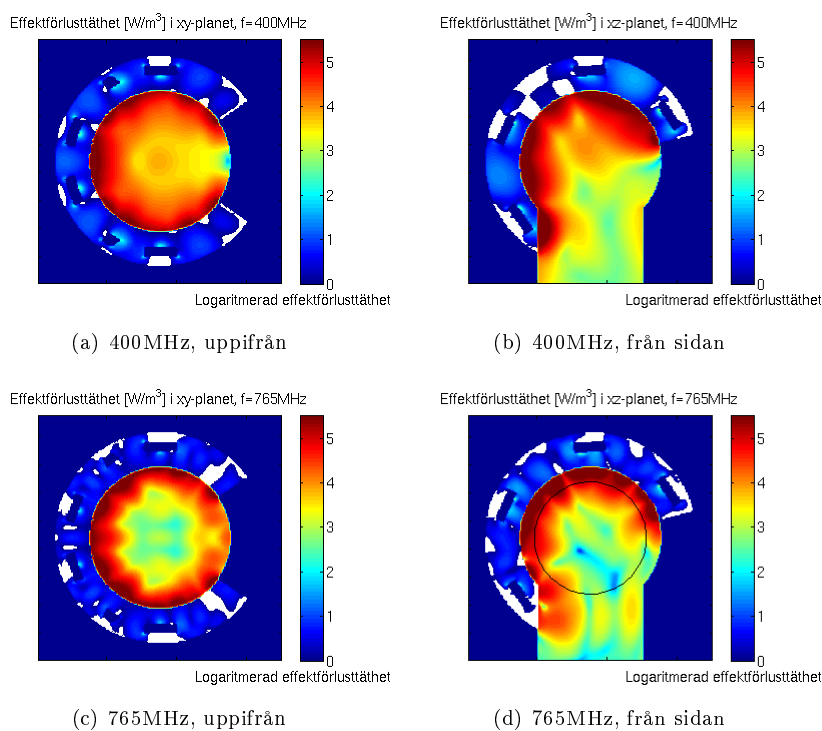
5.6.5 20 antenner kring huvudmodell med hals

En simulering gjordes med en modell enligt figur 3.3 för att försöka åstadkomma fokusering i tre dimensioner. Effekten som absorberades av modellen visas i figur 5.14. Vad som kan ses i figur 5.14(a) respektive 5.14(c) är att för 400 MHz erhöles en svag fokusering men för 765 MHz var det en tydligare fokusering i xy -planet, det vill säga sett på huvudet uppifrån. För 300 MHz kunde ingen tydlig fokusering alls ses i xy -planet, effekten dämpades endast med djupet och svag interferens mellan vågorna kunde ses i mitten. Dock berodde det av vilken skala som användes och att en stor del av effekten absorberades för de lägre frekvenserna, därför gav aPA ett bättre mått på kvaliteten av fokuseringen.

I halsen kunde två hot spots ses, en vid ytan som skulle hamna under hakan på en patient enligt den här modellen. Ytterligare en i mitten av halsen, vilken sågs tydligt för 765 MHz men även för 400 MHz i figur 5.14(d) respektive 5.14(b). Den hot spot som uppkom vid ytan skulle enkelt kunna kylas från utsidan men den inuti halsen var mer bekymmersam.

Mest effekt absorberades av tumören för frekvensen 300 MHz, dock var det inte nödvändigtvis den effekten som gav bäst fokusering då stor effekt absorberades i omkringliggande vävnad. Genom att jämföra aPA för simuleringarna erhöles ett värde för hur väl effekten fokuserades. Frekvensen 300 MHz gav högst aPA men även 400 MHz gav högt aPA jämfört med tidigare resultat.

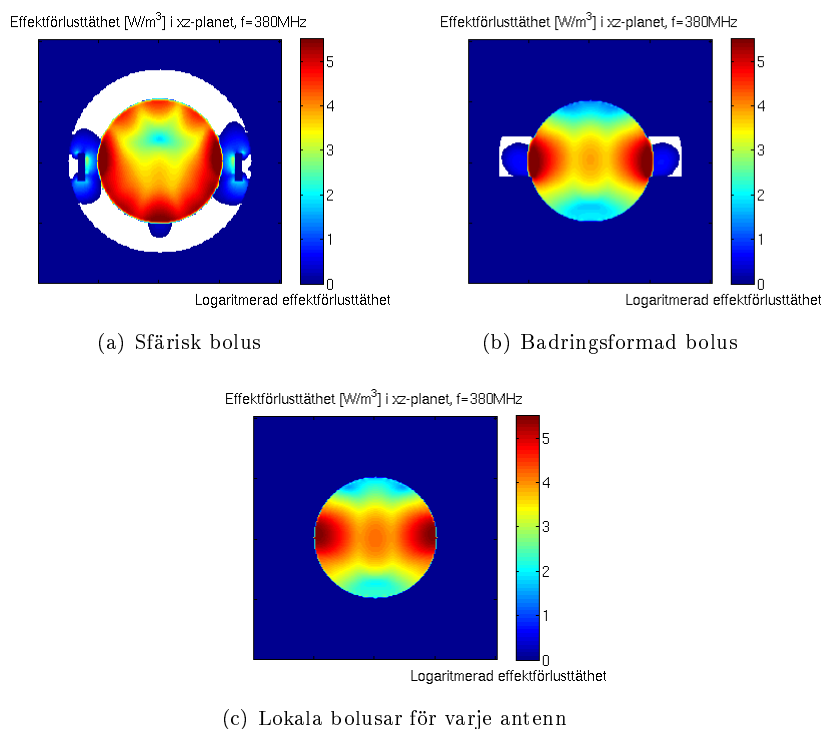
Om figurerna 5.14(b) och 5.14(d) jämförs ser man att för den högsta frekvensen absorberades inte lika mycket effekt djupt i huvudet utan mer absorberades djupare i nacken. Resultatet för 765 MHz var lovande då kylningen från vattenbolusen ännu inte tagits med i simuleringen, cirkeln i figur 5.14(d) var på 2 cm djup i huvudet och visade hur djupt vattenbolusen kylde. Effekten som absorberades i huvudet var låg även för denna frekvens enligt tabell 5.7.



Figur 5.14: Absorberad effekttätthet $[\text{W}/\text{m}^3]$ för en tre-dimensionell modell. För frekvenserna 400 MHz och 765 MHz visas absorberad effekttätthet i huvudet i xy -planet, uppifrån sett på huvudet, och xz -planet som är från sidan sett.

Sfärisk modell med hals			
Frekvens [MHz]	Effekt i tumör [mW]	Effekt i huvud [W]	aPA [%]
300	98.4	129	6.3
400	23.0	49.3	3.8
765	3.20	32.7	0.81

Tabell 5.7: Absorberad effekt för tre-dimensionell modell med hals. Total absorberad effekt där vattenbolusen inte kylde samt i en tumör med diameter 2 cm beräknades för en sfärisk modell med en cylindrisk hals.



Figur 5.15: De tre olika bolusarna som simulerats i syfte att se vilken bolus som ska utgöra det slutgiltiga förslaget. a) Sfärisk b) Badring c) Lokala bolusar

5.6.6 Försök med alternativa bolusar

Simuleringar gjordes också med alternativa bolusar, i form av en badring samt lokala kring varje antenn. Logariterad effektförlusttätthet för de två modellerna kan ses i figur 5.15(b), respektive 5.15(c).

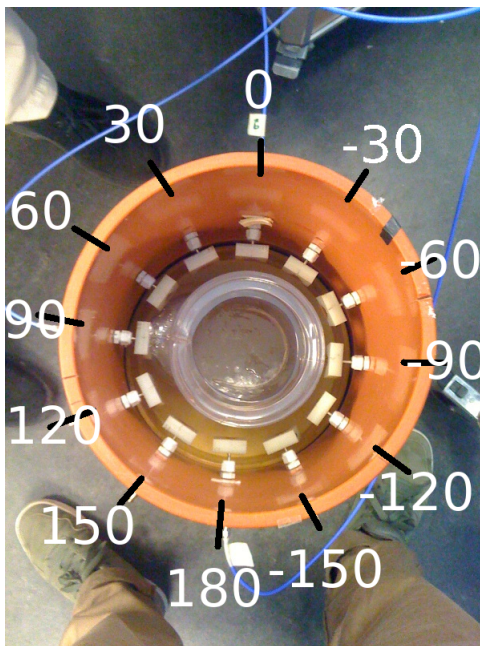
Resultaten visade att det uppstod mindre reflektion runt bolusen av de vågor antennerna sände ut jämfört med en sfärisk bolus. Detta gjorde att vissa hot spots eliminerades. Vid jämförelse mellan resultaten för de alternativa bolusarna konstaterades det att det inte uppkom några hot spots vid sfärens poler. Detta eftersom vågorna inte kunde spirdas runt fantomen genom bolusen på samma sätt som för den sfäriska bolusen. Skillnaden kunde observeras genom att jämföra den vänstra och högra delen i figur 5.15(a) med figur 5.15(b) och 5.15(c).

5.7 Undersökning av koppling genom experiment och simuleringar

De första resultaten som erhöles vid mätningar i labbet antydde att kopplingen ökade med ökat avstånd. Dessa mätningar tillhör de som gjordes utan någon fantom. Resultatet var således tvärtemot vad som hade förväntats. Med hjälp

8 antenner			
Bolustyp	Effekt i tumör [mW]	Effekt i huvud [W]	aPA [%]
Lokala bolusar	80.1	173.5	3.40
Badring	39.1	97.6	2.95

Tabell 5.8: Tabell över erhållna aPA-värden för de alternativa bolusarna som simulerades på en sfärisk fantom. Frekvensen för dessa simuleringar var 380 MHz

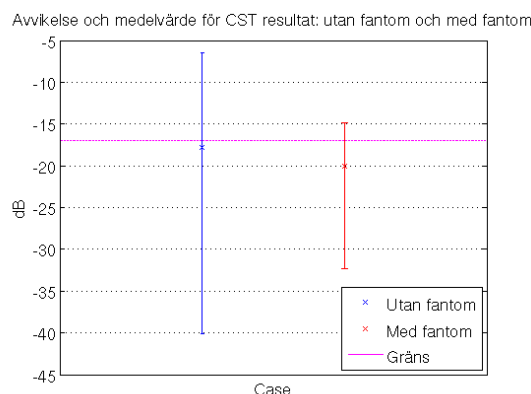


Figur 5.16: Placering av antennerna och fantomen. Bilden visar hur antennerna och fantomen var placerade och hur vinklarna för antennerna definierades.

av simuleringsmodeller gjordes vidare undersökningar kring detta resultat. Från simuleringarna upptäcktes att vågorna reflekteras mot väggarna i cylindern. På grund av detta utfördes en simulering med en fantom placerad i mitten av cylindern i syfte att förhindra reflektion i motsatt sida av cylindern. Resultatet från simuleringen antydde att fantomen förhindrade oönskade reflektioner, se figur 5.17. Vinkeln mellan antennerna i denna simulering var 90° .

Vid de fortsatta experimenten användes således en fantom för de mätningar som utfördes. I samtliga fall motsvarade antennernas vinklar de positioner som visas i figur 5.16, även fantomen var placerad enligt bilden. Exempelvis för placering $(-30, 0, 30)$ var det antenn nummer ett som hade position -30° i figur 5.16, antenn nummer två som hade position 0° och antenn nummer tre som hade position 30° .

Analys av de experimentella verifieringarna utfördes och de önskade S-parametrar plottades enligt figur 5.18. Genom att studera reflektionskoefficienterna (S_{11} , S_{22} etc.) konstaterades det, utifrån samtliga reflektionskoefficienters utseende, att det relevanta frekvensområdet låg mellan 250 – 450 MHz. För tydlig jämförelse



Figur 5.17: Simulering med och utan fantom. Avvikelse och medelvärde för resultat från simuleringsmodell med och utan fantom, antennerna var här placerade med 90° mellan dem. Frekvensområdet är 250 – 450 MHz.

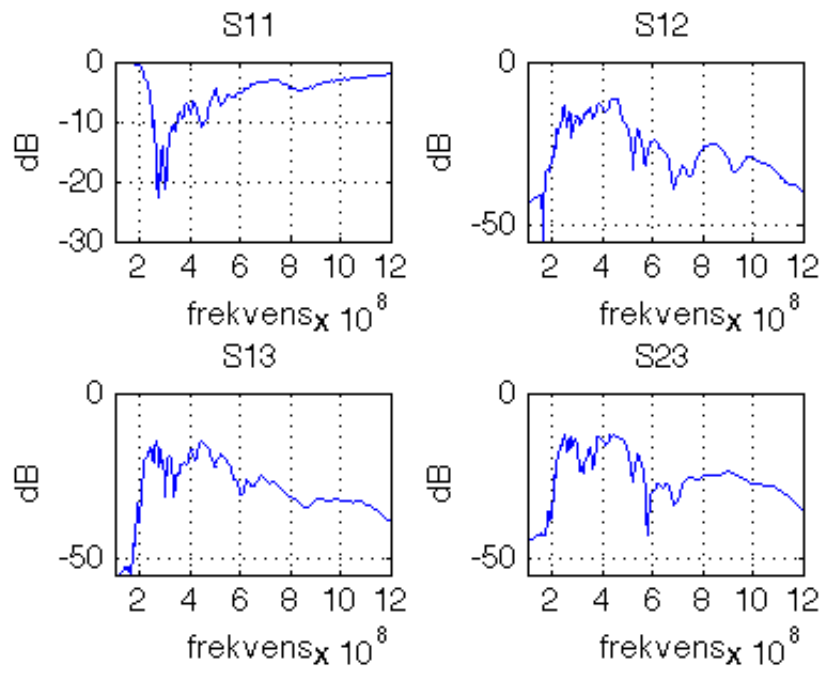
av koppling mellan antennerna, vilket fickas genom att jämföra parametrarna S_{12} , S_{13} , S_{23} för olika placeringar och avstånd, plottades medelvärdet samt fel-marginaler för respektive fall, se figur 5.18. Respektive S-parameters benämning var vald så att antenn nummer ett är den antenn som hade minst vinkel, antenn nummer två hade näst minst etc. Exempelvis i figur 5.19(a) var antenn nummer ett den antenn som hade vinkeln -30° , antenn två 0° och antenn nummer tre 30° . Dessa vinklar innebar att antenn nummer ett var placerad vid fantomens vänstra del av nacken, antenn nummer två vid vänstra örat och antenn nummer tre vid dess vänstra öga. Denna översättning följde för resterande vinkelbeskrivningar.

Figurerna 5.18 och 5.20 visar på skillnaden mellan mätresultat och simuleringar. Resultaten var lika i det frekvensområde som var intressant att undersöka (250 – 450 MHz). För högre frekvenser var resultaten dock skilda.

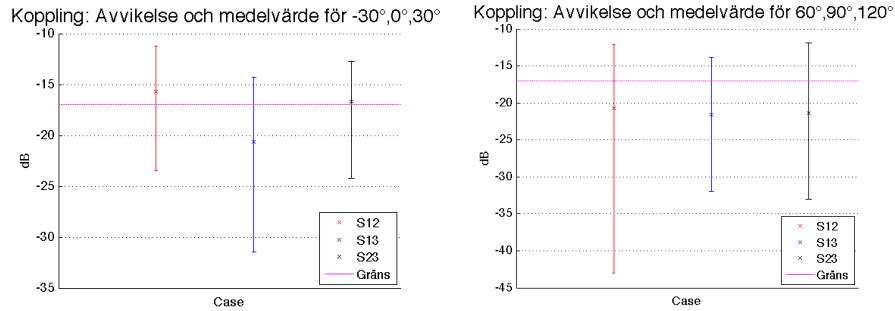
5.8 Fokusering med SAM-modell

En egen design av antennernas placering gjordes baserad på resultaten från simuleringarna med olika antenner och kopplingsexperimenten. Simuleringar för tre olika frekvenser utfördes, alla med relativ permittivitet 30 i bolusarna. De frekvenser som simulerades är 500, 780 och 900 MHz. Vid effektberäkningar och beräkningar av aPA placerades en sfärisk tumör med diameter 2 cm i (0,0,0). Den effekt som absorberades i tumören för respektive frekvens presenteras i tabell 5.9. För denna simulering sände antennerna 0.5 W till skillnad från de simuleringar som gjordes med en sfärisk modell då effekt från vardera antenn var 50 W. Därför absorberades mindre effekt av tumören än för simuleringen med 16 antenner kring den sfäriska modellen.

I samma tabell visas även de resultat som erhöles utifrån beräkningar för totala effekten som absorberades i huvudet innanför det djup vattenbolusen kyldes tillsammans med aPA. För att beräkna detta anpassades ellipser till det området, dock togs delen av ellipsen närmast halsen bort. Det gjordes för att ge

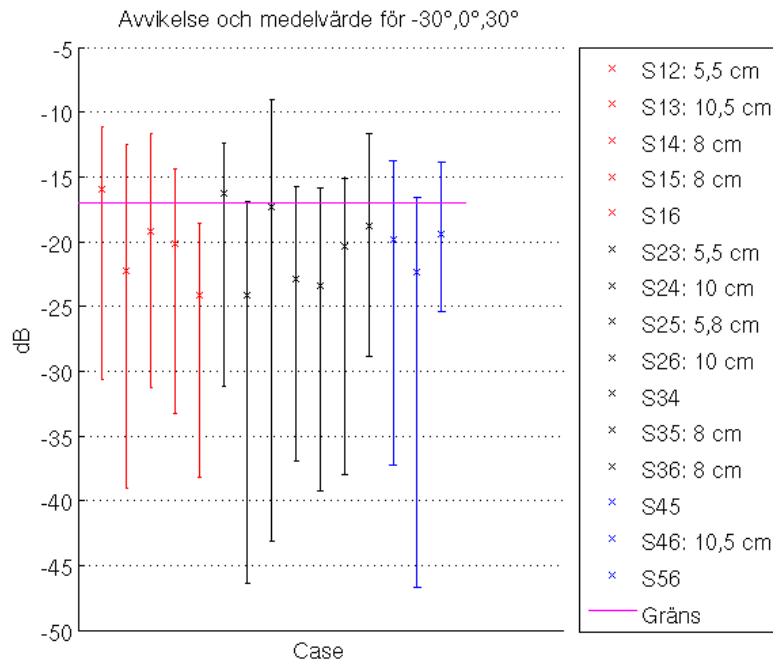


Figur 5.18: S-parametrar för fallet då antennerna var placerade $-30^\circ, 0^\circ, 30^\circ$ enligt figur 5.16. Antenn nummer ett motsvarade den minsta vinkeln, alltså -30° .



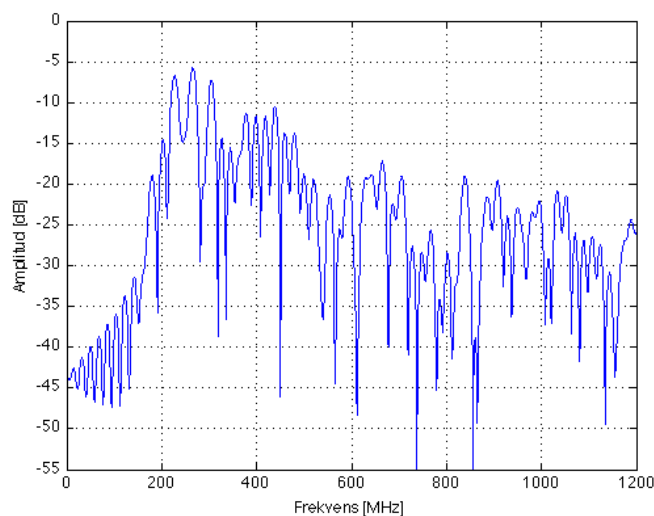
(a) 3 antenner

(b) 3 antenner



(c) 6 antenner

Figur 5.19: Mätning av koppling. Medelvärde samt felmarginaler för tre olika fall som tillsammans förklarade hur koppling påverkades av placering samt avstånd mellan antenner. (c) var medelvärdet på mätresultat för fallet där sex antenner placerades enligt 3.6. Medelvärdet längst till vänster motsvarade första S-parametern i tabellen till höger om figuren och denna ordning följer från vänster till höger för medelvärdena.



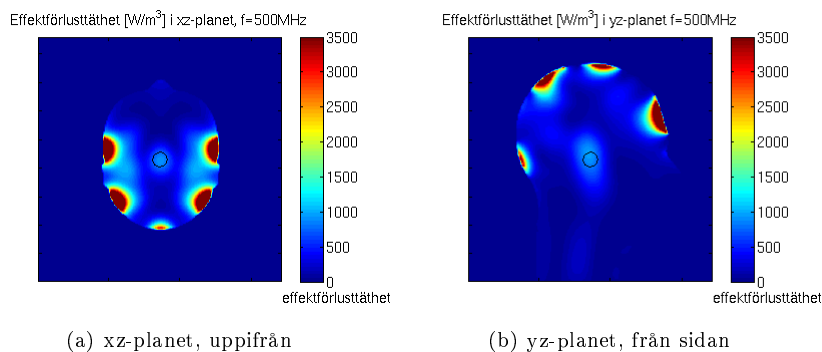
Figur 5.20: Simulering av koppling för två antenner. Koppling för fallet med 30° mellan de två antenner som användes i simuleringen.

Egen modell med 16 antenner			
Frekvens [MHz]	Effekt i tumör [mW]	Effekt i huvud [W]	aPA [%]
500	2.9	1.50	9.2
780	6.3	1.83	16.7
900	5.3	1.77	14.6

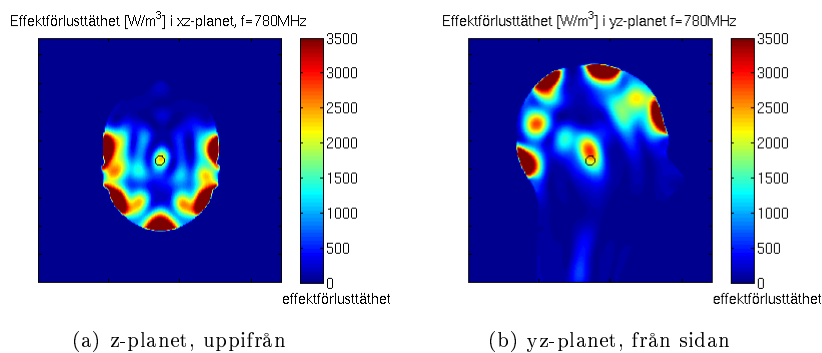
Tabell 5.9: Tabell över erhållna aPA-värden för de tre frekvenser som simulerades för SAM-modellen.

ett rättvisare aPA-värde då närmast halsen absorberas lite effekt vilket förbättrar aPA. De aPA-värden som erhöles från simuleringen är högre än de aPA som tidigare beräknats, vilket innebär att denna modell ger god fokusering. Dock har effekten från antennerna betydelse för aPA på så sätt att effekten dämpas exponentiellt och högre utsänd effekt ger därmed större effekt som absorberas vid ytan. Däremot blir inte skillnaden lika stor i tumören.

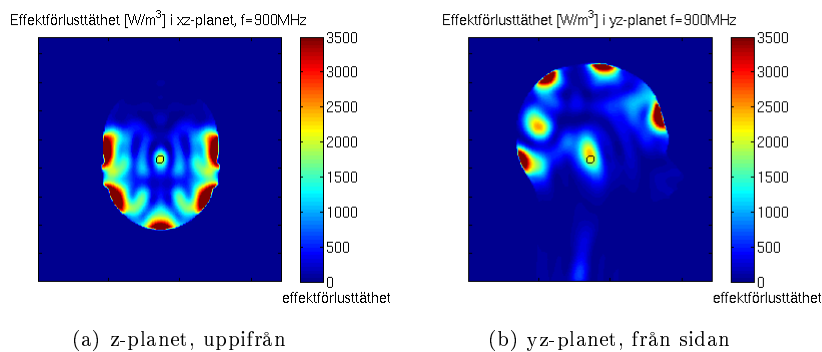
I figur 5.21, 5.22 och 5.23 illustreras resultat från simuleringarna som gjordes. Skalan är samma för alla figurer och tydligt ses att frekvensen 780 MHz ger mest absorberad effekt i tumören, vilket stämmer bra överens med beräknad effekt. Om yz -planet studeras i figur 5.22(b) ses att fokuseringen inte hamnar precis där den önskas, ringen visar var tumören är placerade och störst absorberad effekt fås lite ovanför denna. Detta är i linje med tidigare resultat som erhöles då två antenner togs bort för ansiktet.



Figur 5.21: Frekvens 500 MHz. Fokusering med SAM-modell, tumörområdet är markerat med en svart cirkel.



Figur 5.22: Frekvens 780 MHz. Fokusering med SAM-modell, tumörområdet är markerat med en svart cirkel.



Figur 5.23: Frekvens 900 MHz. Fokusering med SAM-modell, tumörområdet är markerat med en svart cirkel.

6 Diskussion kring erhållna resultat

Diskussioner utifrån de resultat som erhöles och presenterades i föregående kapitel redovisas. Jämförelser görs mellan de teoretiskt beräknade resultaten och de som erhöles vid simuleringar. Vidare diskuteras huruvida fokusering är möjlig för olika placering av antennerna både kring en sfärisk modell av huvudet och en SAM-modell. Resultat angående koppling mellan antenner diskuteras och även i vilken utsträckning effekt absorberas av vävnad kring tumören.

6.1 Jämförelse mellan teoretiska beräkningar och simuleringar

Jämförelser gjordes mellan de värden som först beräknades gällande inträngningsdjup och vad som erhöles då simuleringar gjordes för olika permittivitet med antenner i ett plan. I beräkningarna togs ingen hänsyn till att förluster förekommer i vattenbolusen och därmed stämmer inte de simulerade värdena överens med de beräknade. Diskussioner förs även om att mindre andel effekt absorberas i huvudet till följd av reflektioner då vattnet i bolusen är optiskt tätare jämfört med grå hjärnsubstans.

6.1.1 Förluster i vattenbolus

I de teoretiska beräkningarna går inte all strålning från antennerna in i huvudet eftersom en del förluster sker i vattenbolusen. Orsaken till varför dessa förluster uppstår beror på att antennerna inte bara strålar i en riktning in mot huvudmodellen. Hur effekten strålar ut från antennen ändras då permittiviteten hos vattnet i bolusen varierar, se figur 4.1. I vatten är den elektriska ledningsförmågan påtagligt lägre än i grå hjärnsubstans och därför reflekteras en omfattande mängd strålning runt i vattenbolusen.

Effektförluster i vattenbolusen har ett samband med andelen utvecklad effekt i tumören relativt utvecklad effekt vid huvudets yta. Sambandet åskådliggörs för olika frekvenser och permittiviteter i tabell 5.1 i avsnitt 5.3. Ett tydligt samband mellan dessa värden är att denna andel tenderar att öka då permittiviteten och frekvensen minskar. De effektförluster som observerades i bolusen var relativt stora för små värden på andelen effekt i tumör relativt yta. Detta tyder på att effektförluster i bolusen har ett direkt samband med dämpningen av effekten i huvudet. Det beror även av att antennernas strålningsbild ändras på sådant sätt att en större andel effekt absorberas djupare in i huvudet då permittiviteten i bolusen är lägre, enligt avsnitt 4.5.

Orsaken till de stora förlusterna i bolusen vid höga frekvenser och hög permittivitet kan bero på att den utbredande våglängden i bolusen blir kortare i dessa fall. I ekvation (2.8) i teoriavsnitt 2.5 ses att $\lambda \propto \frac{1}{f\sqrt{\epsilon_r}}$. Om våglängden

är kortare blir dämpningen enligt (2.5) i vattenbolusen större. Möjligt är även att det beror av reflektionen mot gränsen mellan huvudet och vattenbolusen. Då permittiviteten är högre i vattenbolusen än i hjärnan utvecklas en större andel effekt i bolusen då den reflekteras mot gränsen. Det är rimligt om man jämför med optiken då ljus kan totalreflekteras endast från tätare till tunnare medium. I detta fall kan vattnet i bolusen ses som ett tätare medium än hjärnan då permittiviteten är högre i bolusen. I ett kliniskt fall måste hänsyn dessutom tas till skallbenet. Permittiviteten för detta ligger för alla aktuella frekvenser långt under motsvarande permittiviteten hos hjärnsubstans, i intervallet 10-15. Detta bör medföra mer märkbar effekt gällande totalreflektion.

6.1.2 Jämförelse av teoretiskt och simulerat inträngningsdjup

Inträngningsdjupet som beräknades analytiskt i avsnitt 2.4 grundade sig på antagandet att effektförlusten är störst vid ytan av huvudet, alltså att amplituden av fältet har sitt största värde där. Dock visade det sig efter simuleringar att detta inte var fallet, utan att den största effektförlusten sker uppskattningsvis 2 mm in i hjärnan. För att kompensera för detta gjordes en exponentialanpassning från detta djup istället för precis vid huvudets yta. Vad som kan sägas utifrån anpassningen är att det är ett rimligt antagande att effekten avtar exponentiellt genom vävnaden.

De teoretiska beräkningarna av hur effekten dämpas överensstämmer inte med resultatet från simuleringen som ses i figur 5.7, utan i simuleringen dämpas effekten i större utsträckning. Genom att studera figurer för effektförlusttätheten hos respektive fall kan ett samband erhållas mellan omfattande effektförluster i vattenbolusen, som diskuteras i föregående avsnitt 6.1.1, och större dämpning. Det är därför troligt att detta är orsaken till varför effekten dämpas mer i simuleringen, då hänsyn ej tagits till denna faktor i beräkningarna.

6.1.3 Absorberad effekttäthet i tumör relativt yta

Då reflektionskoefficienten för antennerna studerades för olika permittivitet observerades att den utvecklade effekten vid olika frekvenser var beroende av hur permittiviteten för vattenbolusen ändrades. Detta var dock ett väntat resultat, då det är ett verktyg för att ändra frekvensen. Däremot ändrades inte effekttätheten i tumören på det sätt som förväntades, nämligen att den skulle avta jämfört med effekttätheten vid ytan då frekvensen ökade. Utifrån de simuleringar som gjordes kunde detta resultat inte verifieras.

Effekttätheten som absorberades i tumören relativt ytan minskade då den relativa permittiviteten i bolusen ökade. Reflektionskoefficienten för de tre olika permittiviteterna studerades men reflektionen var approximativt lika stor för alla fallen och skillnaden i absorberad effekt beror följdaktligen inte av detta. Troligast är att det kommer av det faktum att hur antennerna strålar förändras då permittiviteten i bolusen förändras, se figur 4.1. Inträngningsdjupet är längre då permittiviteten är lägre, vilket inte förväntades då en högre frekvens fås för vilken minst effekt reflekteras tillbaka till antennen. Enligt tidigare resultat borde högre frekvens ge ett kortare inträngningsdjup (avsnitt 5.2.3), vilket inte stämmer då permittiviteten ändras enligt figur 4.1. Pulsen infaller inte vinkelrätt mot huvudets yta och inträngningsdjupet blir följdaktligen inte lika stort.

Att antennerna inte strålar idealt kan vara en bidragande orsak till att de simulerade resultaten avviker från de teoretiskt beräknade. Därför behöver antenner anpassas för att kunna fokusera effekten för ett stort frekvensintervall.

6.2 Människokroppens avkylningförmåga

Resultatet från beräkningarna angående kroppens förmåga att kyla ner behandlingsområdet antyder att effekten inte är försumbar i jämförelse med den effekt som krävs för att värma upp tumörer av olika storlekar till behandlingstemperaturen. Vidare kan även konstateras att modelleringen av de faktorer som påverkar avkylningen i regel innebär grova approximationer som inte går att generalisera för en särskild patient då blodtryck, kroppstemperatur och även ämnesomsättning måste betraktas som oförutsägbara faktorer. I verkliga system kommer temperaturen alltid att behöva övervakas för att säkerställa patientsäkerheten.

6.3 Uptagen energi i frisk vävnad

Beräkningarna av mängden upptagen effekt i frisk vävnad grundar sig i tidigare erhållna resultat som är kopplade till signalens dämpningshastighet, en homogen fördelning av effekten vid ytan av huvudet samt att tumören är placerad i huvudets mitt och har en storlek på en fjärdedels våglängd. I tabell 5.2 visas den beräknade energiåtgången som krävs för att temperaturen ska stiga fem grader. Av den inkommande energin är det uppskattningsvis 3-6% som absorberas av tumören. Detta är väntat, både på grund av tumörens placering långt in i huvudet och på grund av att tumören upptar en mindre volym än den friska vävnaden.

6.4 Huvudets geometri

Trots mätningar vid olika frekvenser gick det inte att påvisa någon skillnad i inträngningsdjup i de olika fallen, vilket medförde att eventuella fokuseringsfenomen som kunde tänkas uppstå till följd av skallens konkava form betraktades som försumbara. Andra parametrar påverkar resultatet i större utsträckning, såsom frekvens, avstånd mellan antenn och huvud, bolustjocklek etc.

6.5 Simulerad fokusering

Ett flertal simuleringar genomfördes och analyserades för att studera fokuseringen. Dessa jämförs i detta avsnitt för att kunna dra slutsatser om vilken frekvens och placering av antennerna som ger upphov till bra fokusering. Dessutom dras slutsatser om effekter som krävs för att värma tumören. Observera att dessa effekter är baserade på att kroppens kylningsförmåga försummas.

Genomgående gäller att fokuseringen blir sämre i de plan som är vinkelräta mot det plan antennerna är placerade i, vilket i värsta fall kan medföra ett oanvändbart resultat. Detta gäller även då två ringar används. Detta kommer sig troligen av det faktum att antennerna strålar i flera riktningar och inte endast

framåt. Dessutom ändras riktningsberoendet av den absorberade effekten för olika permittivitet.

6.5.1 Antenner placerade i en cirkel kring en sfärisk modell

Fokuseringsdiametern som erhöles från simuleringar med en antennting kring en sfärisk huvudmodell jämförs med de teoretiska fokuseringsdiameterarna i tabell 5.3. Diameterarna stämmer bra överens för den lägsta frekvens som studerats men inte lika bra för högre frekvenser. Vad som bör poängteras är att upplösningen av datapunkterna är 2 mm, vilket påverkar noggrannheten hos diameteren. Det är också värt att nämna att fokuseringsdiameterarna beräknats på olika sätt. I de teoretiska beräkningarna antogs signalen vara en sinusvåg men i simuleringarna användes en gausspuls. Fokuseringsdiametern definierades teoretiskt som avståndet mellan de punkter då maxeffekten halverats, det vill säga en kvarts våglängd, men detta kunde inte tillämpas i simuleringarna. Istället baserades definitionen genom att utnyttja SAR, där det första minimat sett från fokusets mitt definierades som den nya nollnivån. Därefter definierades fokusradien som avståndet mellan fokusets mitt och den punkt där SAR halverats.

Då ett av planen var vinkelrätt mot antennernas plan studeras för en hel antennting med 8 antenner att största fokus hamnar en bit under centrum, se figur 5.10(b). Det är troligen en följd av att antennerna inte strålar helt symmetriskt, se figur 4.1.

För frekvensen 585 MHz jämförs fallet då två antenner togs bort från ringen för att ge plats åt ansiktet med fallet då ringen är hel. Vad som observerades var att total absorberad effekt i huvudet och i tumören var mindre då två antenner tagits bort vilket inte är förvånande. Effekt som tumören absorberade minskade från 14 mW till 4 mW då både bolus och antenner tagits bort. Hänsyn måste dock tas till att fokuseringen flyttas en aning då antennerna tas bort och därmed fås inte maximala effekten av fokuseringen i centrum av sfären där den önskas vara. En lösning måste hittas för att få fokuseringen där den förväntas vara.

För att simuleringarna i större utsträckning skulle motsvara vad som är möjligt då en behandling genomförs togs även vattenbolusen bort för ansiktet. Konsekvensen blev att fokus inte var lika bra då effekten inte fördelades jämnt över huvudet. Det beror av att signalen breder ut sig i bolusen och kommer in i huvudet även på ställen där inte antennerna är placerade.

Positivt då vattenbolusen framför ansiktet togs bort var att mindre effekt absorberades av ytan vid ansiktet. Detta till följd av att effekt inte transporterades dit genom bolusen vilket motverkar hot spots vid ansiktet. Däremot är totala absorberade effekten lika stor i huvudet för 585 MHz och 905 MHz med bolus för ansiktet och utan. För den lägsta frekvensen absorberas mer effekt då bolusen tagits bort. Det kan bero på att mindre effekt förlorades i bolusen.

6.5.2 Antenntingen flyttad uppåt

Genom att jämföra de två simuleringarna då antenntingen flyttats uppåt mot en av sfärens poler med fallet då antenntingen är placerad runt sfärens mitt kan det observeras att större effekt absorberas i det förstnämnda fallet. Detta kan ha att göra med kopplingen mellan antennerna då den är större när antennerna flyttas och kommer närmare varandra. Mer effekt absorberades i huvudet då

antennerna var riktade mot sfärens mitt än då de var parallella med axeln genom sfärens poler. Det kan förklaras med att antennerna sänder ut mest effekt rakt fram enligt figur 4.1 och därför kommer mest effekt in i huvudet då de är parallella med ytan.

Det kan även observeras att effekten i tumören i mitten av sfären var större då antennerna var riktade dit, vilket är att föredra. Då en antenndesign önskas utformas för att kunna behandla tumörer på olika ställen bör antennerna vara placerade för att kunna fokusera i den punkt i huvudets mitt där fokus är svårast att uppnå. Därefter kan fas och effekt mellan antenner justeras för att även kunna fokusera på andra ställen. Därmed bör antennerna alltid vara riktade mot mitten av huvudet då det är det största avstånd som kan fås från antennerna till tumören.

6.5.3 Tre-dimensionell placering av 16 antenner kring sfärisk modell

Vid jämförelse mellan simuleringarna med en och två antenner visade det sig att för de lägsta frekvenserna absorberades mer än dubbelt så mycket effekt av huvudet då 16 antenner användes istället för 8. För högre frekvenser blev skillnaden inte lika stor. Då aPA jämfördes för en och två antenner med frekvensen 380 MHz respektive 300 MHz observerades att aPA är 4% då två antenner användes vilket var mer än dubbelt så mycket som för en ring. Genom att jämföra figur 5.10(b) och 5.12(b) med fallet med samma frekvens och två antenner som ses i figur 5.13(a) ses att fokuseringen var tydligare för fallet med två antenner precis som aPA antyder.

Det är tydligt att effekten i tumören och aPA ökar då antalet antenner ökas från åtta till sexton. Skulle effekten från varje antenn ökas istället för att öka antalet antenner skulle aPA inte öka på samma sätt. Detta eftersom E-fältets styrka avtar exponentiellt då vågorna propagerar i huvudet. En ökning av utsänd effekt från varje antenn skulle huvudsakligen öka uppvärmningen av yttlig vävnad och inte påverka uppvärmningen i tumören lika effektivt, och därmed ge sämre aPA. För att uppnå bra aPA bör alltså så många antenner som möjligt användas.

Genom att observera absorberad effekt i en tumör med diametern 2 cm, se tabell 5.6, kan ses att för frekvensen 300 MHz erhöles en effekt på 0.111 W. I avsnitt 5.2.1 beräknades att för en tumör med diametern 2 cm behöves en effekt på 0.1 W bibehållas under tio minuter för uppvärmning till 42 °C. Alltså erhöles effekt till tumören som inte krävde en orimligt lång uppvärmningstid i detta fall.

6.5.4 Tre-dimensionell placering av 20 antenner kring sfärisk modell med hals

För fokusering i tre dimensioner studerades även en modell med tre ringar, se figur 3.3. Antennerna var i det fallet endast placerade på ena halvan av sfären och därmed var det svårt att erhålla fokusering. För 300 MHz dämpades effekten från huvudet och inåt och konstruktiv interferens var möjlig att se men det var ingen tydlig fokusering av effekten. Däremot för 400 MHz kan en svag fokusering ses och för 765 MHz fås en starkare fokusering. Dock ger det inte riktigt en rättvis jämförelse att endast bedöma detta utifrån figuren 5.14 då mer effekt absorberas för 400 MHz än 765 MHz. Om effekten i fokuseringen för 400 MHz är

varmare än högsta värdet på skalan kan det inte ses i figuren. Det kan förklara varför aPA blev bättre för de lägre frekvenserna. För 300 MHz erhöles störst aPA på nära 6%, som kan jämföras med aPA för 765 MHz som blev 0.8%.

De hot spots som fås vid nacken och i mitten av halsen kan uppkomma för att E-fältet tar sig in i halsen underifrån då modellen saknar en kropp. Om hot spots uppkommer till följd av detta är det därför inget problem vid en riktig behandling av en patient.

Då en stor del effekt absorberades runt om tumören vid frekvensen 300 MHz är det möjligt att de 20 antenner som användes för den här simuleringen är för många. Möjligt är att om färre antenner användes skulle mindre effekt absorberats omkring tumören men förhoppningsvis fortfarande gett upphov till tillräcklig effekt i tumören. Dock är det inte säkert att detta resonemang gäller för alla modeller som använts i projektet. Resultaten från SAM-modellen, som diskuteras vidare i avsnitt 6.7, tyder på att fler antenner snarare kan vara fördelaktigt. Där används lokala bolusar vilket förhindrar att strålning sprids i vattenbolusen och bidrar till att effekten endast fokuserar i en punkt. I likhet med resultatet i ovanstående avsnitt så innebar avlägsnandet av bolusen framför ansiktet att uppkomsten av hot spots minskade i området

6.5.5 Fokusering med alternativa bolusar

För fallet då lokala bolusar tillsattes för varje antenn är både effekt i bolus och effekt i tumör större än för den badringsformade bolustypen. Detta beror troligtvis på att vågorna inte kan propagera runt som i badringsbolusen och mindre effekt förloras därmed. Skillnaden mellan de alternativa bolusarna och de sfäriska bolusarna var att de alternativa gav bättre fokusering med mindre uppvärmning av omkringliggande område. Modellen med bolusar runt varje antenn värmd upp omkringliggande område mer, men värmd även upp fokusområdet bättre. I resultatavsnittet kan det observeras att aPA för de båda alternativa bolusarna blev bättre jämfört med de sfäriska bolusarna. Minskad spridning av vågorna tros vara anledningen till detta. Då lokala bolusar använts fanns inget vatten mellan antennerna. Troligen minskar kopplingen då signalerna inte kunnat propagera mellan antennerna. Eftersom det inte utfördes utförts någon experimentell verifiering på någon av de alternativa bolusarna kan detta ej bekräftas.

Hot spotsen som uppstår vid ytan för de alternativa bolusarna sträcker sig längre in i fantomen och deras område är större jämfört med den sfäriska bolusen. Detta kan även det vara ett resultat ifrån den minskade spridningen av vågorna.

6.6 Koppling mellan antenner

Genom att utifrån simuleringar studera E-fältet då vinkeln mellan antennerna var 90° kunde det uppmärksammas att reflektioner i motsatt sida av cylindern minskade med en fantom placerad i mitten av modellen. Därav kunde det antas att en fantom skulle förbättra resultaten även för 30° och 60°. Fantomen verkade således utgöra en absorberande funktion och förhindrar vågorna från att reflekteras från motsatt sida av cylindern vilket bekräftas i figur 5.17. Detta är rimligt med tanke på den höga konduktivitet fantomen har och att syftet är att

så stor del av effekten som möjligt ska absorberas i huvudet. Dock måste det återigen tas hänsyn till vad som tidigare diskuterats angående CST och dess reliabilitet i 4.3.3.

Resultat presenteras endast för vinklar mellan antenner som är 30° eller 60° . Detta eftersom kopplingen i samtliga fall då vinkeln mellan antenner är över 60° håller sig under högsta tillåtna nivå.

6.7 Fokusering för SAM-modell

För samtliga simuleringar där SAM-modellen använts var den relativa permittiviteten i vattnet $\varepsilon_r = 30$. Denna relativa permittivitet ger lägst reflektionskoefficient för frekvenser runt 500 MHz. För att erhålla signaler med högre frekvens måste lägre relativ permittivitet användas hos vattnet i bolusen. Dock spelar detta endast in då experimentell verifiering skall göras. I simuleringar kan resonans erhållas och därmed lägre reflektionskoefficienter även för högre frekvenser än vad som ges i verkligheten. Studeras figur 5.22(a) kan det observeras att det ej är symmetri mellan den vänstra och den högra sidan av huvudmodellen. Det beror troligen på att någon antenn fått problem med staircasing.

Utifrån de erhållna resultaten i tabell 5.9 observeras att det för de tre frekvenser som testats, samt med tumördiametern 2 cm, fås högre aPA med högre frekvens. Det bör dock nämnas att i dessa simuleringar är inte det maximala fokuset i (0,0,0), där tumören är placerad. Detta framgår i samtliga figurer som visar fokusområdet på yz -planet. Vid beräkningar för effekten i huvudet approximerades dess form med ellipser. Således betyder detta att det beräkningarna inte var exakta då huvudet inte antar formen av en ellips. Dock är det en bra approximation i jämförelse med att approximera med en sfär.

Alla effektvärden för 900 MHz är lägre än för 780 MHz. Detta beror troligen på att den relativa permittiviteten i bolusen är 30 för alla frekvenser. Efter att ha undersökt reflektionskoefficienterna för denna permittivitet konstaterades det att optimal frekvens 660 MHz. Detta gör att reflektionskoefficienterna blir sämre för lägre och högre frekvenser och därmed blir effekten från antennerna lägre. De låga effektvärdena för 500 MHz beror troligen på att reflektionskoefficienten var väldigt dålig för denna frekvens. För 900 MHz var koefficienten inte lika dålig som för 500 MHz, men fortfarande inte bra. En lägre permittivitet, som är bättre anpassad för 900 MHz, kunde eventuellt gett ett bättre resultat än för 780 MHz.

För att uppskatta om effekten som tillfördes tumören var tillräcklig gjordes en jämförelse med tidigare resultat på en sfärisk modell med heltäckande vattenbolus. I avsnitt 5.6.4 presenteras resultat för hur mycket effekt som tillfördes en tumör med diametern 2 cm då effekten från varje antenn var 50 W och antalet antenner var 16. Absorberad effekt för frekvensen 300 MHz var tillräcklig för att på tio minuter kunna värma upp tumören till 42°C , vilket motsvarar mer än 100 mW.

Detta fall kan jämföras med de resultat som erhöles då simuleringar med samma antal antenner på SAM-modellen genomfördes. Effekten från respektive antenn var då 0.5 W och den upptagna effekten i tumören blev 5 ± 2 mW. För denna effekt skulle uppvärmningen till 42°C ta drygt fyra timmar, alltså behöver effekten från antennerna ökas. Genom att jämföra aPA i SAM-modellen som är som bäst 16.7% med det sfäriska fallet som endast har aPA 4.7% kan slutsatsen

dras att den effekt som behövs från antennerna i SAM-modellen inte överstiger 50 W.

6.8 Framtida arbete inom området

Flera av de avgränsningar som behövde göras inom detta projekt kan i framtida projekt studeras vidare. Främst bör en fungerande experimentuppställning utformas för att möjliggöra studier om huruvida simulerade konstruktioner fungerar i verkligheten. Till denna uppställning behövs en vattenbolus samt ett skal för att fästa bolus och antenner.

Blodperfusionens inverkan bör bestämmas för att kunna uppskatta hur mycket effekt som måste tillföras tumören. I dagsläget är detta svårt då det inte finns fullständiga matematiska modeller (utan några avrundningar och förenklingar) för detta vilket tagits upp tidigare i arbetet.

Det finns flera parametrar vilka kan optimeras för att hitta en lämplig design för vattenbolusen. Effektförlusterna måste minimeras samtidigt som ett effektivt kylsystem behöver utformas. Dessutom är det önskvärt att designen är bekväm för patienten då behandlingen kan pågå under en lång tid. Ett lösningsförslag som undviker att vattenbolusen leder om strålningen innefattar att dela upp bolusen så att varje antenn är omsluten av en egen, separat bolus. Modellering av detta lösningsförslag är inte problematiskt, däremot är realiseringen mer omfattande och något som kan utgöra ett framtida projekt.

Antennerna som använts i simuleringar och mätningar är inte fullt anpassade till den uppgift, vilket försvårar arbetet med fokusering. Nya antenner kan utformas i syfte att få största möjliga effekt att strålas i huvudloben vars lobbredd bör vara kring 90° för att kunna fokusera i tumörer på olika platser i huvudet. Det är även en fördel om reflektionskoefficienten är låg över ett stort frekvensintervall för att kunna använda olika frekvenser handla tumörer av olika storlek.

Ett sätt att kontrollera var fokus hamnar är att utnyttja tidsreversering, det vill säga att placera en hypotetisk antenn där tumören är och avläsa strålningsbilden ifrån de antenner som ska utföra behandlingen. Detta kan inte tillämpas i denna studie men är någonting som i framtida arbeten kan underlätta fokusering i tumören.

Ett system bör även utformas för att undvika hot spots i vävnaden kring tumören. Detta kan uppnås genom att dela upp behandlingstiden i kortare tidsintervall där fokus fås genom olika inställningar av effektfördelning och fasförskjutning mellan antennerna. På så sätt kan hot spots fås på olika platser i olika tidsperioder och tillförd energi till dessa ställen blir mindre.

7 Slutsats

Projektets syfte var att designa ett antennsystem för hypertermibehandling av hjärntumörer med det framtida målet att kunna applicera det på barn i åldrarna 0-15 år. För att åstadkomma detta låg fokus på att lösa tre huvudproblem. Effektutvecklingen i tumören måste vara tillräckligt stor för att kunna ge upphov till den behandlingstemperatur som är nödvändig. Samtidigt är det viktigt att omkringliggande frisk vävnad inte värms upp till skadliga temperaturer, vilket medför att fokuseringen av strålningen är av stor vikt. Ännu en svårighet som uppstår är att då antennerna ligger för nära varandra kan koppling uppstå mellan dem och medföra både effektförluster och påverkan av fokuseringen.

På grund av att huvudet bara är symmetriskt i en led och dessutom icke-homogent kommer signalerna från respektive antenn att dämpas olika mycket. Därför måste det vara möjligt att justera varje antens utsända amplitud individuellt. Den effekt som krävs för att värma tumören till önskad temperatur beror främst av tumörens storlek och placering i huvudet. Kroppens avkylningsförmåga har också betydelse, men denna försummas vid beräkningar på effekt i denna rapport. För en sfäriskt formad tumör med diametern två centimeter krävs under tio minuter en effekt på 0.1 W för att värma upp den till 42 °C.

För att garantera att fokusering kan åstadkommas för sfäriska tumörer med diameter 1 – 4 cm valdes frekvensintervallet utifrån teoretiska beräkningar till mellan 200 MHz och 1 GHz. Genom att studera hur effekten absorberas för olika permittivitet ses att effekten dämpas mindre för lägre permittivitet, se figur 4.1. Därmed bör en lägre relativ permittivitet användas hos vattnet än dess normala. En lägre permittivitet medför att högre frekvenser kan användas, vilket resulterar i ett mindre fokuseringsområde. Detta gör att mindre effekt absorberas i vävnad runt omkring tumören. För relativ permittivitet 30 hos vattnet fås en reflektionskoefficient som tillåter frekvenser runt 500 – 700 MHz från antennerna. Dessa frekvenser varierar dock mellan olika modeller och antennuppsättningar. Fasen hos varje antenn måste kunna justeras individuellt då antennernas avstånd till behandlingspunkten skiljer sig åt.

Det har konstaterats att huvudets konkava form inte påverkar utbredningen av signalen i det avseende att den skulle brytas som en ljusstråle i en lins. Däremot har huvudets form betydelse i avseendet att dämpningen är större och att mer effekt absorberas i bolusen då vågfronten ej träffar vinkelrätt mot ytan. Amplituden på E-fältet avtar exponentiellt då det propagerar i hjärnan, vilket betyder att ökning av effekt från varje antenn leder till minskat aPA. Vidare resulterar en ökning av antalet antenner i att aPA ökar. Ett stort antal antenner bör därmed användas, istället för att öka effekten från varje antenn, för att erhålla så bra aPA som möjligt.

För att i det undersökta frekvensintervallet erhålla en koppling mindre än -17 dB mellan antennerna, vilket betyder att allt för stora störningar undviks, måste avståndet mellan en punkt på första antennen och motsvarande punkt på den andra vara minst 60 mm.

Lokala bolusar för varje antenn skall användas. Med dessa erhålls bäst fokusering. Mindre effekt försvinner också då vågorna reflekteras i mindre utsträckning

i bolusen.

Det designade antennsystem som utformades för att fullfölja syftet består av 16 antenner där alla är riktade mot en punkt belägen djupt in i huvudet. Varje antenn är placerad i en egen bolus, där vattnet har en relativ permittivitet på 30. Avståndet mellan antenntmatningen på varje antenn är minst 60 mm. Antennsystemet modellerades kring en huvudformad homogen fantom och flera simuleringar gjordes då effekten från vardera antenn var 0.5 W. För frekvensen 780 MHz erhöles en effekt på 6.3 mW i en tumör med diametern 2 cm. Denna effekt motsvarar en uppvärmningstid på drygt fyra timmar, alltså måste antingen effekten från antennerna eller antalet antenner ökas för att få en rimlig tid på behandlingen. En effekttökning skulle enligt beräkningar innebära maximalt 50 W från antennerna, vilket är rimligt. En bättre fokusering skulle dock kunna erhållas genom att använda fler antenner enligt tidigare resonemang. Detta vore möjligt genom att omplacera vissa antenner för att göra plats åt minst 2 antenner till.

Litteratur

- [1] A Thomas. *Fast Stats*. 2012. URL: <http://globocan.iarc.fr/factsheet.asp#BOTH>.
- [2] M. R. Horsman och J. Overgard. "Hyperthermia: a Potent Enhancer of Radiotherapy". I: *Clinical Oncology* 19 (2007), s. 418–426.
- [3] R. Issels. "Hyperthermia Combined with Chemotherapy - Biological Rationale, Clinical Application, and Treatment Results". I: *Onkologie* 22 (1999), s. 374–381.
- [4] P. Wust m. fl. "Antenna arrays in the SIGMA-eye applicator: Interactions and transforming networks". I: *Medical Physics* 28 (2001), s. 1793–1805.
- [5] "Hyperthermia in Oncology – Principles and Therapeutic Outlook". I: utg. av R. Wessalowski, O. J. Ott och R. D. Issels. UNI-MED Verlag Ag, 2010. Kap. The Role of Hyperthermia in Pediatric Oncology, s. 59–70.
- [6] R. Wessalowski m. fl. "Estimated number of children with cancer eligible for hyperthermia based on population- and treatment-related criteria". I: *International Journal of Hyperthermia* 15 (1999), s. 455–466.
- [7] M. M. Paulides m. fl. "The Clinical Feasibility of Deep Hyperthermia Treatment in the Head and Neck: New Challenges for Positioning and Temperature Measurement". I: *Physics in medicine and biology* 55.9 (2010), s. 2465–2480.
- [8] H. D. Trefná. "Advances in Microwave Hyperthermia Treatment using Time Reversal". Diss. Department of Signals och Systems, Chalmers University of Technology, 2010.
- [9] *Physics Handbook for Science and Engineering*. Åttonde. Studentlitteratur AB, 2006.
- [10] H. H. Pennes. "Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm". I: *Journal of Applied Physiology* 1 (1948), s. 93–122.
- [11] S. A. Sapareto och W. C. Dewey. "Thermal dose determination in cancer therapy". I: *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics* 10 (1984), s. 787–800.
- [12] M. M. Paulides m. fl. "A head and neck hyperthermia applicator: theoretical antenna array design". I: *International Journal of Hyperthermia* 23 (2007), s. 59–67.
- [13] S. Gabriel, R. W. Lau och C. Gabriel. "The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues". I: *Physics in medicine and biology* 41.11 (1996), s. 2271–2293.
- [14] Kenneth S. Cole och Robert H. Cole. "Dispersion and Absorption in Dielectrics II: Direct current characteristics". I: *Journal of Chemical Physics* 9 (1942), s. 341–351.

- [15] Kenneth S. Cole och Robert H. Cole. “Dispersion and Absorption in Dielectrics II: Direct current characteristics”. I: *Journal of Chemical Physics* 10 (1942), s. 98–105.
- [16] R. A Serway och J. W Jewett. *Physics Handbook for Science and Engineering*. 1. utg. Brooks/Cole, 2005.
- [17] Paolo Bernardi m. fl. “Specific absorption rate and temperature elevation in a subject exposed in the far-field of radio-frequency sources operating in the 10–900-MHz range”. I: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 50.3 (2003), s. 295–304.
- [18] C. M. Collins m. fl. “Temperature and SAR Calculations for a Human Head Within Volume and Surface Coils at 64 and 300 MHz”. I: *Journal of Magnetic Resonance Imaging* 19 (2004), s. 650–656.
- [19] H. D. Trefná, J. Vrba och M. Persson. “Evaluation of a patch antenna applicator for time reversal hyperthermia”. I: *International journal of hyperthermia* 26 (2010), s. 185–197.

A Avkylning

Kylningen av behandlingsområdet till följd av värmeledning till omkringliggande vävnad beskrivs i ekvation 2.2 av uttrycket $\nabla \cdot k \nabla T$ [W/m³]. Kommande steg kan förenklas matematiskt genom att betrakta behandlingsområdet som fullständigt sfäriskt och ansätta ett sfärsikt koordinatsystem med origo placerat i sfärens centrum. Då den eftersträlvade enheten är utvecklad effekt snarare än effekt per volymenhet, ansätts även en volymsintegral över området, som genom Gauss sats kan skrivas som

$$\int_V (\nabla \cdot \mathbf{F}) dv = \oint_S (\mathbf{F} \cdot \hat{\mathbf{n}}) ds$$

där $\hat{\mathbf{n}}$ är en normalvektor hos ytans S . Genom att tillämpa ovanstående förenklingar på

$$\int_V (\nabla \cdot k \nabla T) dv = \oint_S (k \nabla T \cdot \hat{\mathbf{n}}) ds = \int_0^{2\pi} \int_0^\pi (k \nabla T \cdot \hat{\mathbf{r}}) r^2 \sin \theta d\theta d\varphi .$$

Under antagandet att temperaturgradienten ∇T är parallell mot enhetsvektorn $\hat{\mathbf{r}}$ och har ett konstant belopp i hela geometrin kan det bidraget följdaktligen skrivas som

$$\int_0^{2\pi} \int_0^\pi k(-\Delta T) r^2 \sin \theta d\theta d\varphi = -k \Delta T r^2 \int_0^{2\pi} \int_0^\pi \sin \theta d\theta d\varphi = 4\pi k \Delta T r^2 .$$

Parametern B beror på behandlingstemperaturen T i det avseendet att *hypotalamus*, det hjärncentra som styr blodtrycket och ämnesomsättningen, är känslig för temperaturförändringar[17]. Vid en direkt temperaturökning reagerar centrat genom att utvidgninga kärlen i det uppvärmda området vilket bidrar till ökad blodperfusion. Ett ytterligare komplement till denna modell innefattar värmetransport genom huden. Sammanfattningsvis kan blodperfusionsparametern B beskrivas som

$$B(T) = [B_0 + F_{\text{Hyp.}}(T - T_0) + F_{\text{Hud}} \overline{\Delta T_{\text{Hud}}}] \cdot 2^{(T-T_0)/6} \quad (\text{A.1})$$

där $F_{\text{Hyp.}} = 17\,500 \text{ W/m}^3 \text{ }^\circ\text{C}^2$ och $F_{\text{Hud}} = 1\,100 \text{ W/m}^3 \text{ }^\circ\text{C}^2$ är vikterna för hypotalamus- respektive hudbidraget. $B_0 = 40\,000 \text{ W/m}^3 \text{ }^\circ\text{C}$ är blodperfusionen vid normal kroppstemperatur och $\overline{\Delta T_{\text{Hud}}}$ är skillnaden i kroppstemperatur och hudtemperatur.

Hypotalamus styr vidare även ämnesomsättningen i övriga kroppen. Den värmeutveckling som ämnesomsättningen ger upphov till i en vävnadstyp som normalt sett avger en effekt på $A_0 \text{ W/m}^3$, ges vid en temperatur på $T \text{ }^\circ\text{C}$ av uttrycket

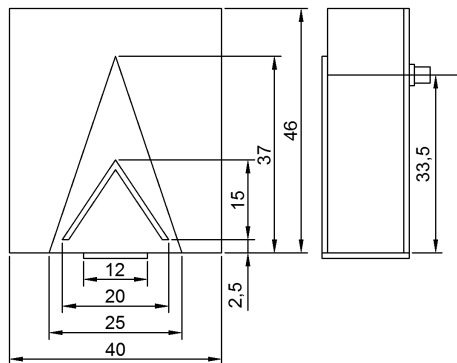
$$Q_m(T) = A_0 \cdot 1.1^{T-T_0} \quad (\text{A.2})$$

B Antennerna som använts

De antenner som användes i samtliga experiment är dimensionerade enligt figur B.1. Då antennerna ursprungligen utformades lades stor vikt vid att hålla nere storleken [19] och med hänsyn till detta valdes en särskild triangulär mikrostrip-antenn vars fältbild påminner om den hos en liknande rektangulär antenn [19]. Vidare begränsades storleken ytterligare genom att man med ett kort metallstykke kopplade samman basen av triangeln med jordplanet på antennens baksida.

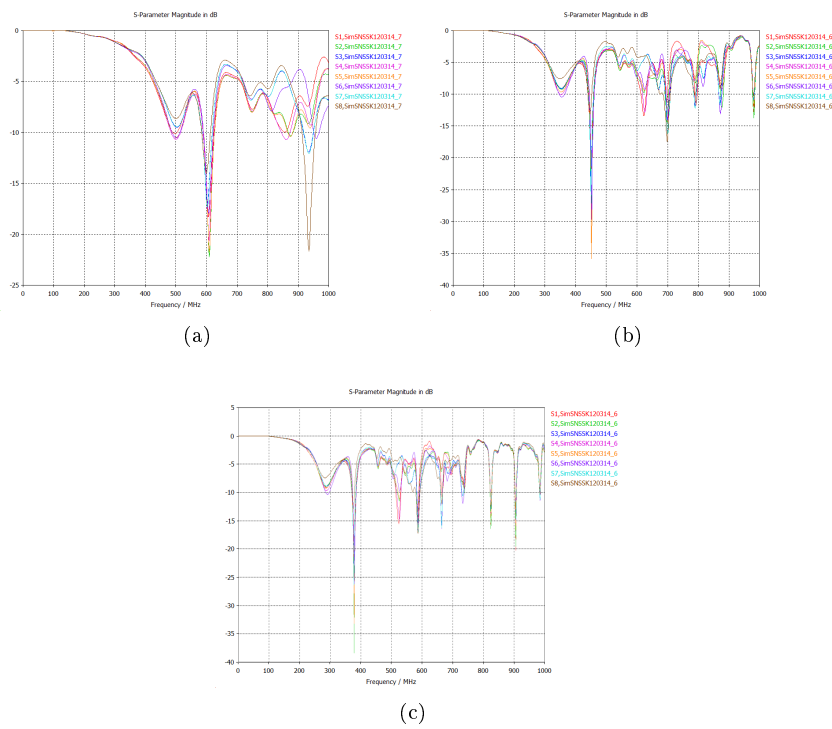
Antenner av denna typ har flera fördelar så som låg kostnad, låg vikt och hög anpassningsbarhet. Det tidigare problemet med låg bandbredd är på väg att reduceras tack vare forskning inom området. Fördelen med en bredbandig antenn är att förändringar i omgivande medium bara resulterar i en relativt liten ändring av antennens karakteristik.

Det bredbandiga beteendet hos antennen framkommer av att resonansströmmarna hos det triangulära stycket dominerar vid lägre frekvenser. Vid högre frekvenser är det istället den V-formade skåran som är den huvudsakliga källan till fältbilden. Vidare medför skåran en ytterligare fördel; laddningarna på väggarna bidrar med en kapacitiv reaktans som i viss utsträckning motverkar den reaktiva induktans som uppstår vid matningen.



Figur B.1: Ritning över de bredbandiga antenner som använts i de experimentella mätningarna.

C Reflektionskoefficient för 8 antenner och tre olika relativa permittiviteter



Figur C.1: Reflektionskoefficient. S11 för fallet med åtta antenner för permittiviteter: (a) 30 F/m, (b) 55 F/m och (c) 78 F/m.