

## BACHELORARBEIT

# Ein Cognitive Radar-Ansatz für die mikrowellenbasierte Brustkrebsdetektion

**erstellt von:**

Philip Maximilian Marion Arnold

**Matrikel-Nummer:**

4 279 510

**Abgabedatum:**

30. September 2013

vorgelegt am Fachbereich Physik der  
Johann Wolfgang Goethe-Universität Frankfurt am Main

Betreuer: Prof. Dr.-Ing. habil. Viktor Krozer  
Dr.-Ing. Jochen Moll



# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung und Motivation</b>	<b>1</b>
1.1	Ziele dieser Arbeit . . . . .	1
1.2	Aufbau der Arbeit . . . . .	2
<b>2</b>	<b>Theoretische Grundlagen</b>	<b>3</b>
2.1	Relevanz nicht-invasiver Brustkrebsdiagnostik . . . . .	3
2.2	Brustgewebeeigenschaften und Tumorbildung . . . . .	5
2.2.1	Aufbau der weiblichen Brust . . . . .	5
2.2.2	Neubildung und Tumoreigenschaften . . . . .	7
2.3	Aktuelle Bildgebungsverfahren zur Brustkrebsdiagnostik . . . . .	9
2.4	Mikrowellenausbreitung im Gewebe und ihr Nutzen . . . . .	10
2.5	Einführung in Cognitive Radar . . . . .	16
2.5.1	Cognitive Radar-Ansatz . . . . .	16
2.5.2	Anwendungsbereiche . . . . .	17
2.5.3	Potential für die Mikrowellen-Mammographie . . . . .	19
2.6	Vergleich zwischen Cognitive Radar, Adaptive Radar und Cognitive Radio	20
<b>3</b>	<b>Simulationsaufbau</b>	<b>23</b>
3.1	Implementierung eines Cognitive-Radar Ansatzes . . . . .	23
3.2	Beschreibung der CST-Modelle . . . . .	25
3.2.1	Reale Versuchsanordnung . . . . .	25
3.2.2	Abstrahierte Modellvorstellung . . . . .	26
3.3	Anregungssignal . . . . .	28
3.4	Alternative Berechnung der Wellenausbreitung mit MATLAB® . . . . .	31
3.5	Komponenten der Zielfunktion für das CR-System . . . . .	33
<b>4</b>	<b>Ergebnisse</b>	<b>35</b>
4.1	Simulation der Wellenausbreitung in homogenem Gewebe . . . . .	35
4.2	Simulation der Wellenausbreitung in heterogenem Gewebe . . . . .	36

4.3	Auswirkungen von Tumorposition und -dicke . . . . .	38
4.3.1	Verschiedene Tumorpositionen . . . . .	38
4.3.2	Verschiedene Tumordicken . . . . .	39
4.4	Auswertung der Zielfunktion . . . . .	41
4.4.1	Bestimmung der Signalbreite . . . . .	41
4.4.2	Aussagen der Zielfunktion . . . . .	46
4.5	Möglichkeiten zur Ergebnisverbesserung . . . . .	51
<b>5</b>	<b>Zusammenfassung und Ausblick</b>	<b>53</b>
<b>A</b>	<b>Zusatzmaterial</b>	<b>61</b>
<b>B</b>	<b>Danksagung</b>	<b>67</b>
	<b>Selbstständigkeitserklärung</b>	

# Kapitel 1

## Einleitung und Motivation

Dieses Kapitel dient der Einführung in die Thematik der nachfolgenden Arbeit und zur Erläuterung ihrer Struktur.

### 1.1 Ziele dieser Arbeit

In der Medizin können Forschungsergebnisse aus Physik, Chemie und Biologie zu großem Fortschritt bei der Diagnose und Behandlung führen, wovon letztlich alle Menschen profitieren. Daher ist es heute wichtiger denn je, dass sich Fachleute aus verschiedenen Lehren und Wissenschaften gemeinsam einer weitgreifenden Problematik annehmen und eine Lösung herbeiführen. Im Kampf gegen den Krebs kennt die Medizin bislang leider nur für einige wenige Krebsformen eine zufriedenstellende „Waffe“. Da insbesondere der Brustkrebs bei Frauen immer häufiger auftritt und zu späte Diagnose in der Regel gravierende Einbußen in der Lebensqualität oder sogar den Tod nach sich zieht, muss dringend eine universell einsetzbare, präzise und kostengünstige Untersuchungs- und Diagnosemöglichkeit für die Routineuntersuchungen geschaffen werden. Ein relativ neuer Ansatz ist die mikrowellenbasierten Brustkrebsdetektion, welcher in den vergangenen Jahren bereits einige funktionstüchtige Prototypen hervorgebracht hat. Neben der Forschungsgruppe um P. Meaney (*Thayer School of Engineering at Dartmouth, USA*), der 1995 erste Veröffentlichungen zum Thema heraus brachte, gibt es noch weitere Gruppen mit ähnlichen Umsetzungen unter der Leitung von S. Hagness (*University of Wisconsin-Madison, USA*), I. Craddock (*University of Bristol, UK*), E. Fear (*University of Calgary, Kanada*), L. Jofre (*University Politècnica de Catalunya, Spanien*) und das DFG-Projekt „ultraMEDIS“ (vgl. SCHWARZ, 2010, S. 11-19).

Die vorliegende Arbeit soll zunächst einige grundlegende Eigenschaften der Mikrowellenausbreitung in (homogenem) Material, welches dielektrisch dem menschlichen Brustgewebe nachempfunden ist, zeigen. Anschließend wird kurz der Einfluss der Tumormposition sowie Tumordicke und eindringlich die Hypothese untersucht, dass sich zur Untersuchung verschiedener Gewebetiefen sowie Gewebearten unterschiedliche Frequenzen besser eignen und damit einhergehend die Notwendigkeit eines *Cognitive Radar*-Ansatzes verdeutlicht. Letzterer ist wichtig, um aus Messungen in verschiedenen Umgebungen automatisiert stets optimale Ergebnisse zu erzielen. Da die Wellenausbreitung im Gewebe ganz wesentlich von der Permittivität bestimmt wird, wird auch diese in wenigen Worten eingeführt und ihre Auswirkungen ausführlich behandelt.

## 1.2 Aufbau der Arbeit

Um die medizinische Notwendigkeit einschätzen zu können, ein Verständnis für die medizinische Betrachtung und Definition von Tumoren zu entwickeln und eine Vorstellung des realen Brustaufbaus zu erhalten, beginnt die Arbeit mit einer entsprechenden Einführung, erläutert im Anschluss die Eignung von Mikrowellen zur Brustuntersuchung und die Idee sowie die Relevanz des *Cognitive Radar*-Ansatzes. Anschließend werden die Realisierung als Simulationsaufbau, die Reduktion der Realität auf das Modell und erste Beobachtungen der Wellenausbreitung in dispersivem Material beschrieben. Im Ergebnisteil werden abschließend die oben genannten Ziele und Thesen diskutiert und durch Simulationsergebnisse gestützt. Einen großen Anteil wird dabei die zuvor eingeführte Zielfunktion einnehmen, deren Aussage das wichtigste Ergebnis dieser Arbeit darstellt.

# Kapitel 2

## Theoretische Grundlagen

Dieses Kapitel führt in die grundlegende Histologie der weiblichen Brust ein und erläutert Nachteile und Vorzüge verschiedener bildgebender Verfahren. Abschließend wird die Idee des *Cognitive Radar* vorgestellt.

### 2.1 Relevanz nicht-invasiver Brustkrebsdiagnostik

Der Begriff Brustkrebs oder fachsprachlich *Mammakarzinom* (MC) ist ein

„Sammelbegriff für maligne Tumoren, die von den Milchgangsepithelien (duktale Karzinome) oder von den lobulären Drüsenendstücken (lobuläre Karzinome) ausgehen“ (RIEDE ET AL., 2009a, S. 525).

Hierbei bedeutet *lobulär* soviel wie „aus Zellen im Drüsenläppchen (*Lobuli*) entstehend“ und *duktal*, dass das Karzinom aus veränderten Zellen der Milchgänge entstammt (vgl. PÖLLINGER, 2011, S. 4). Mammakarzinome sind die häufigste Form der Krebserkrankung bei Frauen, insbesondere in der zweiten Lebenshälfte (vgl. RIEDE ET AL. 2009a, S. 525; PÖLLINGER 2011, S. 4). Das ROBERT KOCH-INSTITUT (2012) prognostizierte für das Jahr 2012 rund 74.500 Neuerkrankungen bei Frauen. Das bedeutet, dass im Laufe ihres Lebens etwa jede achte Frau an Brustkrebs erkrankt und diese schwere Diagnose bei immerhin 25% vor dem 55. Lebensjahr gestellt wird. Insgesamt hat sich die Erkrankungsrate in den letzten 30 Jahren laut statistischer Auswertung verdoppelt. Nicht zwangsläufig liegt die Ursache dafür ausschließlich in einer höheren Tendenz zur Erkrankung, sondern vielmehr haben auch die fortgeschrittenen Diagnosemöglichkeiten,

die zur sogenannten *Überdiagnose* führen, ihren Anteil an dieser Wachstumsrate. Das meint, dass heute insbesondere kleinere Tumore viel häufiger entdeckt werden und somit als Erkrankung gewertet werden, während diese noch vor einigen Jahren unerfasst geblieben wären. Einhergehend mit der verbesserten Diagnostik sind glücklicherweise auch die Therapiechancen erheblich gestiegen. Trotz der höheren Zahl erfasster Tumoren sterben heute weniger Frauen an Brustkrebs als vor 20 Jahren.

Immer mehr begünstigende Faktoren werden durch diverse Studien publik. Ein erhöhtes Risiko für Brustkrebs wird zum Beispiel Frauen zugeschrieben, die eine sehr frühe erste Menarche oder späte Menopause hatten, kinderlos sind oder bei ihrer ersten Entbindung bereits ein höheres Lebensalter erreicht hatten. Aber auch Rauchen — sowohl aktiv als auch passiv — und Hormonersatztherapie mit Östrogenen wirken risikofördernd (vgl. ROBERT KOCH-INSTITUT, 2012, S. 64). In RIEDE ET AL. (2009b, S. 174ff) werden die verschiedenen Ursachen als *Kausalpathogenese* abgehandelt und auch dort verschiedenste Einflussfaktoren genannt: Karzinogene, d. h. chemische Verbindungen, die als krebserregend anzusehen sind, fallen in die Kategorie der chemischen Tumorgenese. Aus dieser Kategorie wurde z. B. der Zigarettenrauch bereits angesprochen, aber auch krankhafter Alkoholkonsum oder schlicht falsche Ernährung (sehr fettreich oder extrem fettarm) werden hier einsortiert. Als weitere Kategorien gelten virale und bakterielle Tumorgenese, also Viren, die durch Angriffe auf DNA und RNA Tumoren hervorrufen, oder besondere Bakterien, die durch chronische Infektionen die Karzinombildung begünstigen. Zuletzt soll noch die physikalische Tumorgenese erwähnt sein. Hierzu gehören Umweltfaktoren wie Nitrosaminquellen, Feinstaub sowie Fremdstoffe wie Asbest und zweiwertige Metalle und die gemeinhin bekannte ultraviolette und ionisierende Strahlung, die vor allem ein Hautkrebsleiden begünstigen.

Diese Diversität an Tumorursprüngen, wobei die genetische Vorbelastung im familiären Umfeld bislang noch unerwähnt geblieben war, und die enorm große Zahl betroffener Frauen, machen deutlich, welches Bedürfnis an zuverlässiger Krebsdiagnostik besteht. Zur Diagnose von Brustkrebs gibt es derzeit nur wenige in der Medizin etablierte Methoden, und jede darunter hat entscheidende Vor- und Nachteile. Der „Goldstandard“, wie FEAR ET AL. (2003) sie nennt, ist derzeit die Mammographie. Sie erlaubt mittels Röntgenstrahlen Aufnahmen der Dichteverteilung des Brustgewebes und dadurch eine Aussage über Gewebsmissbildungen zu gewinnen (SILL & FEAR, 2005, S. 3312). Die Magnetresonanztomographie bietet noch bessere Bildqualität und variable Untersuchungsmöglichkeiten, ist allerdings für die breitangelegte Vorsorgeuntersuchung deutlich zu kostspielig. Besteht bereits ein Verdacht, wird oftmals zusätzlich Ultraschalltechnik bzw. Sonographie als nicht-invasive Untersuchungsmethode eingesetzt, um eine fundiertere Diagnose stellen zu können. Die Qualität der Ultraschalluntersuchung ist



jedoch stark abhängig vom untersuchenden Arzt und zeitaufwendig (PÖLLINGER, 2011, S. 5), erlaubt derzeit aber u.a. die Unterscheidung zwischen gutartigen und bösartigen Gewebsverwachsungen.

Ich werde in Abschnitt 2.4 nochmals genauer auf die Vor- und Nachteile der verschiedenen Untersuchungsmöglichkeiten eingehen, doch es sollte bereits jetzt klar geworden sein, dass es in der Medizin über die aktuellen diagnostischen Möglichkeiten hinaus noch einer Methode bedarf, die alle Vorteile vereint. Daher wird seit vielen Jahren rund um die Welt an neuen bildgebenden Verfahren zur Brustkrebsdetektion geforscht. PÖLLINGER (2011) untersucht beispielsweise in seiner Habilitationsschrift ein optisches System, das mit niederenergetischen elektromagnetischen Wellen im Nahinfrarotbereich arbeitet. Dabei wird die Brust mit Licht durchleuchtet, die Lichtabsorption bzw. Lichtdurchlässigkeit der Brust beobachtet und so wieder die Brustdichte visualisiert, wobei dieser Ansatz auf schädliche Röntgenstrahlung verzichtet. PÖLLINGER beschreibt, dass eine optische Bildgebung außerdem spektroskopische Informationen über die Gewebeszusammensetzung liefert, preisgünstig und portabel konstruierbar und zudem sehr sensitiv gegenüber Kontrastmitteln ist, wodurch geringere Mengen davon ausreichen.

Als mindestens ebenso zukunftsweisend und erfolgversprechend hat sich jedoch die mikrowellenbasierte Bildgebung gezeigt, weshalb eine Vielzahl an Forschungsgruppen diesen Ansatz in den letzten Jahren verfolgte. Er ist schnell, günstig, schmerzfrei und ohne gesundheitliche Bedenken, doch mehr dazu später.

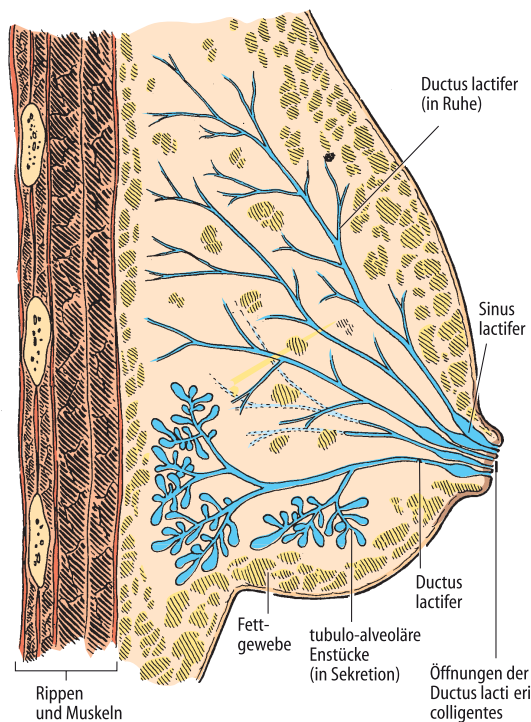
## **2.2 Brustgewebseigenschaften und Tumorbildung**

Die weibliche Brust (*Mamma*) ist, wie eigentlich ausnahmslos alles im menschlichen Körper, ein hoch komplexes Gebilde. Daher soll, bevor ich in Abschnitt 3.2 auf die Vereinfachungen eingehe, die für diese Arbeit angenommen wurden, dieser Abschnitt eine kleine medizinische Einführung bieten, um ein umfassenderes Bild der Realität vor Augen zu haben.

### **2.2.1 Aufbau der weiblichen Brust**

Unterhalb der Hautoberfläche besteht jede der paarigen Mammae aus 15-20 Drüsenlappen (*Lobi*), deren Aufgabe die Milchproduktion für das Neugeborene ist. Jeder dieser Lappen setzt sich wiederum aus mehreren Drüsenläppchen (*Lobulus glan-*

*dulae mammariae*) zusammen, aus denen die verästelten Milchgänge zum Hauptmilchgang eines jeden Lappens zusammenführen. Alle diese Ausführungsgänge (*Ductus lactiferi*) enden letztlich in der Brustwarze, der *Papillae mammae*. Vergleiche hierzu auch Abbildung 2.1, die diesen Aufbau illustriert. Die besagte Lappen sind umgeben von irregulär verteiltem Binde- und Fettgewebe, sodass sich die Brust letztlich aus Brustdrüsen-, Fett- sowie kollagenem Bindegewebe zusammensetzt.



**Abb. 2.1** – Drüsen und Gangsystem der weiblichen Brust. Aus JUNQUEIRA ET AL. (2005, S. 407)

Für die Bildgebung kommt erschwerend hinzu, dass die gesamte Histologie nicht nur von Frau zu Frau verschieden ist, sondern auch die ruhende weibliche Brust „zyklischen Veränderungen mit Sprossung, Längenwachstum und Rückbildung von Ductus lactiferi [Milchgänge] und Endstücken“ (SCHIEBLER & KORF, 2007, S. 258) unterliegt. Insbesondere verändert sich die Histologie der Brustdrüsen in geringem Maße auch mit dem Menstruationszyklus durch den schwankenden Sexualhormonspiegel (vgl. JUNQUEIRA ET AL., 2005; SCHIEBLER & KORF, 2007; TORTORA & DERRICKSON, 2006). Richtung Körperinneren wird die Brust durch die Brustmuskulatur und Rippen begrenzt, die, wie wir später sehen werden, einen starken elektromagnetischen Kontrast zum Fettgewebe darstellen.

Ohne tiefer gehende Analyse ist soweit bereits verdeutlicht, dass man es hier mit sehr variablen Strukturen zu tun bekommt und dass jeder neue diagnostische Ansatz mit diesen Bedingungen zurechtkommen, arbeiten und natürlich gute Ergebnisse liefern muss. Die Heterogenität sollte jedoch niemanden überraschen, haben wir doch bereits einleitend festgehalten, dass das Innere eines jeden Lebewesens große Komplexität bereithält.

## 2.2.2 Neubildung und Tumoreigenschaften

„Der Begriff Tumor ist ein Sammelbegriff für eine abnorme Gewebsmasse aufgrund autonomer, progressiv-überschießender Proliferation [schnelles Gewebswachstum] körpereigener Zellen ohne Eingliederung ins Normalgewebe“ (RIEDE ET AL., 2009b, S. 163).

Gewebsneubildung wird im Allgemeinen von Genen reguliert, die die Zellvermehrung und Zelldifferenzierung kontrollieren. Kommt es zur Deregulierung dieser Gene, ist die Folge eine Wucherung. Die Tumorzellen entfremden und karikieren den ursprünglichen Gewebsverband. Wird das Immunsystem, das normalerweise alle organismusfremden Angreifer in Schach hält, erfolgreich irreführt, kommt es sogar dazu, dass Tumorzellen den Zellstaat verlassen, ausschwärmen und den gesamten Körper mit Tochtergeschwülsten übersähen. Diesen Verschleppungsprozess vitaler Tumorzellen an vom Primärtumor entfernte Orte im Organismus mit anschließender Bildung von Tochtertumoren nennt man auch *Metastasierung*. Dieser Zustand ist zunehmend lebensgefährlich, da der aggressiv wachsende und metastasierende Tumor funktionelle Störungen an Organen im kompletten Körper auslösen kann. Sind es nicht Folgen dieser Störungen, denen der Organismus unterliegt, so sind es zumeist toxische Peptide, die die Herzmuskelaktivität langsam unterdrücken (RIEDE ET AL., 2009b, S. 163, 172).

Ganz allgemein wird zwischen gutartigen (*benignen*) und bösartigen (*malignen*) Tumoren unterschieden. Zur ersteren Gruppe zählt man lokalisierte, begrenzte Tumoren ohne Hang zu Metastasierung, die nach einer Resektion nicht zum Nachwachsen neigen und daher selten zum Tod führen. Maligne Auswüchse tendieren zu Umgebungsverwachsungen, sind daher nur unscharf begrenzt, neigen zum Absiedeln und zur Wiederkehr nach operativer (Teil-)Entfernung. Man spricht auch von *Rezidivneigung*. Der Begriff *Krebs* (engl: *cancer*) hält dabei als Überbegriff für alle maligne Tumoren her, *Karzinom* ist der Überbegriff für maligne Epitheltumoren, welche sich durch variable Wuchsform und Nekroseneigung (Tod einer Zelle durch Schädigung der Zellstruktur) auszeichnen. Zusätzlich gibt es noch die Unterscheidung zwischen *soliden*, d. h. fest zusammenhaltenden Tumoren wie das Karzinom, und *nichtsoliden* Tumoren, d. h. der Proliferation nichtkohäsiver Einzelzellen, wie es bei Leukämie der Fall ist.

Bösartige Mammakarzinome sind durch schnelles Wachstum entlang bestimmter histologischer Strukturen, Lymph- und Blutgefäßinvasion und ganz oder teilweise fehlender Tumorkapsel charakterisiert. Generell ist das Karzinom ein primitives Abbild des Muttergewebes mit Zell- und Kernpolymorphie, Nukleolenvergrößerung und Spontannekrose, also einem spontanen Zellensterben. Am häufigsten wird das Mammakarzinom im

äußeren oberen Brustquadranten und mit 25% Wahrscheinlichkeit am zweithäufigsten im Brustwarzenbereich (*Mamille*) lokalisiert. In RIEDE ET AL. (2009a, S. 528) wird es als „derber, sternförmig unscharf konturierter Tumor mit weiß-grauer Schnittfläche [...] und obligaten Mikroverkalkungen“ beschrieben. Zudem bildet es mit jeweils mindestens 50% Wahrscheinlichkeit Metastasen in Skelettsystem, Lunge, Leber oder Gehirn (vgl. RIEDE ET AL., 2009b, S. 164, 182; RIEDE ET AL., 2009a, S. 528). Um die mannigfaltigen Ausprägungen an Krebsstadien medizinisch und international standardisiert klassifizieren zu können, wurde das sogenannte TNM-System entwickelt. Es beschreibt die Erkrankung anhand der drei Kriterien (Primär-) **T**umorgröße, (lympho-) **n**odaler Befall, (hämatogene Fern-) **M**etastasen durch einen kurzen alphanumerischen Code (RIEDE ET AL., 2009b, S. 188). Im Falle des Mammakarzinoms signalisiert ein *pT1* dem Mediziner einen Tumor  $\leq 2$  cm größter Ausdehnung in beliebige Raumrichtung, *pT3* einen Tumor  $> 5$  cm und ein *pM1* beschreibt die Fernmetastasenbildung. Eine vollständige Liste der TNM-Abkürzungen befindet sich im Anhang in Tabelle A.1. Die Prognose im Falle einer Neubildung, wie ein Tumorwachstum auch genannt wird, hängt von allerhand Faktoren ab: Die Genesungsaussicht verschlechtert sich von vornherein bei Frauen über 75 Jahren, mit zunehmenden Malignitätsgrad (u.a. bestimmt über den Mitoseindex, d. h. den Quotient aus sich teilenden Zellen zur Gesamtzellenanzahl) und auch bei Muskel- oder Veneneinbrüchen, da das Metastasierungsrisiko ansteigt. All dem steht der Zeitpunkt der Diagnose gegenüber. Wessen Tumor im Stadium *pT1a,b*, das sind Mammakarzinome zwischen 0,1 cm und 1,0 cm, erkannt wird, hat eine deutlich bessere Prognose — NIKOLOVA (2011) spricht von 90% Überlebenschancen — und außerdem Zeit zu handeln (siehe RIEDE ET AL., 2009a, S. 530). Die Krebsfrüherkennung und der zeitige medizinische Eingriff in Form von passender Therapie sind Schlüsselfaktoren, was die Langzeitüberlebensrate und die Lebensqualitätssicherung von Brustkrebspatienten betrifft (LI ET AL., 2005, S. 20). Dort liegt die Kernaufgabe der mikrowellenbasierten Brustkrebsdetektion. Sie soll eine kostengünstige, verlässliche Möglichkeit der Vorsorgeuntersuchung bieten, sodass Frauen diese bis heute unangenehme Untersuchung nicht länger meiden und durch rechtzeitige Diagnose bessere Überlebenschancen erhalten.

## 2.3 Aktuelle Bildgebungsverfahren zur Brustkrebsdiagnostik

In Abschnitt 2.1 wurden verschiedene diagnostische Mittel der Medizin kurz erwähnt und behauptet, dass eine weitere Untersuchungsmethode von großer Bedeutung für die Brustkrebsbekämpfung sei. Diese Ansicht soll im Folgenden motiviert und einige Eigenschaften von Mikrowellen diskutiert werden.

Nach aktuellem medizinischen Stand ist die Mammographie, vollständig eigentlich *Röntgenmammographie*, d. h. eine statische Projektion des Brustinneren auf eine Ebene mittels Röntgenstrahlung, die effektivste Untersuchungsmethode zum Aufspüren von nicht ertastbaren Tumoren im Frühstadium. Dazu wird die Brust zwischen zwei Platten komprimiert, was von vielen Frauen als sehr unangenehm und schmerzhaft empfunden wird (FEAR ET AL., 2002; LI ET AL., 2005). Diese Kompression ist allerdings notwendig, um die Strahlenbelastung zu reduzieren und trotzdem eine möglichst gute Abbildung der Brust zu erhalten. Durch zwei oder mehr Aufnahmen je Brust erhält der Arzt ein Abbild der ortsabhängigen Brustdichte, worin verdächtige Bereiche erkannt werden können. Diese Methodik hat sich zum Aufspüren von Brustläsionen bewährt, wenngleich nicht alle Läsionen bösartig sind (vgl. FEAR ET AL., 2002, 2003). *Läsionen* bezeichnen im Allgemeinen Schädigungen, Störungen und Veränderungen anatomischer Strukturen oder physiologischer Aufgaben. Trotz zusätzlicher Strahlenbelastung zeigen Studien, dass Röntgenmammographie als Routineuntersuchung für Mammakarzinome die Sterberate gesenkt hat. Sie ist allerdings nicht in der Lage alle auftretenden Abnormalitäten aufzuzeigen. Insbesondere haben etwa ein Viertel aller Frauen von Grund auf dichtere Bruststrukturen als andere, d. h. dass die Brust weniger Fett- und mehr Brustdrüsengewebe enthält, was die Erfolgchancen der Röntgenuntersuchung teilweise erheblich senkt (PÖLLINGER, 2011, S. 4f).

Um unterschiedliche Verfahren miteinander vergleichen und ihre Erfolgsraten qualitativ bewerten zu können, verwendet man unter anderem in der Radiologie die Begriffe *Sensitivität* und *Spezifität*. Frei nach NIKOLOVA (2011, S. 84) übersetzt ist die Sensitivität eines Detektionsalgorithmus die Zahl (meist prozentual), die angibt, wie oft eine Abnormalität angezeigt wird, wo auch tatsächlich eine solche existiert, während die Spezifität angibt, wie oft korrekterweise ein unauffälliger Zustand gemeldet wird, wenn keine abnormen Verwachsungen vorliegen. PÖLLINGER beruft sich in seiner Schrift auf Quellen, in denen die Röntgenmammographie durchschnittlich lediglich eine Sensitivität von 75% erreicht. Dies deckt sich etwa mit Angaben aus NIKOLOVA (2011, S. 84), wo ein Wertebereich von 62% bis 90% genannt wird. Im Fall einer höheren Brustdichte

sinkt dieser Wert sogar noch unter 50%. Hier genießt die Magnetresonanztomographie (MRT) mit Erkennungschancen bis 98% einen deutlichen Vorzug. Was die Spezifität angeht, scheiden sich die Angaben verschiedener Quellen. NIKOLOVA beruft sich auf Material, demzufolge die Spezifität der Mammographie mit 82–97% signifikant höher sei als die der MR-Tomographie. In ZYLKA-MENHORN (2007) wird von Studien berichtet, die das MRT hier ebenfalls im Vorteil sehen. Letztlich bleibt das Kernproblem jedoch, dass die Untersuchung mittels MRT den vierfachen monetären sowie einen erheblichen zeitlichen Aufwand bedeutet und daher aus Gründen der Wirtschaftlichkeit nur bei „speziellen Fragestellungen zum Einsatz kommt“. Eine Sondervereinbarung mit den Krankenkassenverbänden sei jedoch getroffen, die es erlaube Frauen mit genetisch bedingtem, erhöhtem Risiko zusätzlich mittels MRT zu untersuchen.

Man sieht, es herrscht gesunder Diskussionsbedarf und noch keine Technik ist so etabliert und überzeugend, dass kein Platz für neue Innovationen wäre. Mikrowellenbasierte Bildgebung (engl: *microwave imaging*) hat das Potential eine solche zu werden.

## 2.4 Mikrowellenausbreitung im Gewebe und ihr Nutzen

„Microwave imaging is defined as "seeing" the internal structure of an object by means of electromagnetic fields at microwave frequencies (300 MHz – 30 GHz)“ (FEAR ET AL., 2003, S. 13).

Die Kernidee lautet also elektromagnetische Eigenschaften auszunutzen, um ein möglichst detailliertes Bild der inneren Strukturen zu gewinnen. Die Motivation, warum gerade Mikrowellen sich besonders gut eignen, liegt im Kontrast der dielektrischen Eigenschaften von normalem und malignem Brustgewebe im genannten Frequenzbereich. Durch die Dämpfung der Mikrowellen in Brustgewebe ist derzeit lediglich eine Eindringtiefe von bis zu 10 cm realistisch, dies reicht aber, um zusammen mit dem Vorteil, dass man mittels Mikrowellen ein dreidimensionales Bild konstruieren kann, um die schmerzhafteste Brustkompression aus der Röntgenmammographie obsolet zu machen (FEAR ET AL., 2002, S. 812). Mikrowellen dissipieren innerhalb des Gewebes zwar Leistung, anders als Röntgenstrahlung handelt es sich bei den Mikrowellen allerdings nicht um ionisierende Strahlung, wodurch der regelmäßige Einsatz für Routinechecks unproblematisch bleibt. Sie sind aufgrund ihrer vielseitigen Anwendung, wie z. B. in Mobiltelefonen, intensiv studiert und es existieren Sicherheitsstandards, welche die

maximal zulässige Strahlungsleistung definieren. Insgesamt ist zu erwarten, dass die operative Leistung von mikrowellenbasierten Systemen zu Brustkrebsdetektion unterhalb des Leistungsniveaus von Mobiltelefonen liegen wird und daher kein Gesundheitsrisiko von derlei Systemen auszugehen droht (vgl. FEAR ET AL., 2003, S. 12).

Mikrowellen (auch: Millimeterwellen) werden bereits einige Zeit dazu genutzt verborgenen getragene Waffen zu entdecken, durch Wände zu schauen oder zerstörungsfreie Strukturschadenanalyse zu betreiben. Diese und weitere Anwendungen sind auf die Eigenschaft dieser Wellenlängen zurückzuführen, die das Eindringen in optisch undurchdringbare Medien wie Holz, Plastik, Kleider, Rauch und schließlich auch lebendes Gewebe erlaubt. Im medizinischen Bereich sind solche Anwendungen jedoch noch nicht etabliert — bestenfalls im Entwicklungsstadium — und das, obwohl bereits 1970 von Larsen und Jacobi erste erfolgreiche Experimente mit Mikrowellenbildgebung an Nieren durchgeführt wurden. Sie beleuchteten diese einseitig und registrierten auf der anderen Seite die Transmission. Dadurch erhielten sie ein zweidimensionales Bild, indem sie bereits verschiedenes Gewebe deutlich unterscheiden konnten (NIKOLOVA, 2011). Aus der Sammlung an Literatur, die im Wesentlichen im letzten Jahrzehnt über medizinische Anwendungen von Mikrowellenbildgebung entstand, lassen sich zwei verfolgte Ansätze extrahieren: Schnittbild- (*Tomographie*) und Rückstreuungsverfahren (engl: *backscatter methods*). Tomographie beschreibt gemeinhin Bildgebungsfahren, die das Innere des untersuchten Objekts rekonstruieren, sodass man es Schichtweise betrachten kann. In diesem speziellen Fall wird versucht anhand der transmittierten Mikrowellenenergie das dielektrische Profil zu rekonstruieren. Man erreicht dadurch im Gegensatz zum Röntgen eine überlagerungsfreie Darstellung. Das Rückstreuungsverfahren ist durch seinen Namen schon fast vollständig beschrieben und entspricht einem Radaransatz. Das Objekt wird beispielsweise mit einem Mikrowellenpuls bestrahlt und die Rückstreuung oder Reflexion genutzt um Mikrowellenstreuer zu identifizieren. Streuer werden zum Streuer, wenn sich ihre dielektrische Eigenschaft, die *Permittivität*, von der des Ausbreitungsmediums unterscheidet. Dieser Ansatz hat gegenüber der Mikrowellentomographie den Nachteil, dass er kein komplettes Bild der Brust liefert, sondern nur den Ort von großen bzw. starken Streuern identifiziert (FEAR ET AL., 2002, S. 812f). Dennoch ist es der Ansatz, der dieser Arbeit zu Grunde liegt.

Elektromagnetische Wellen (EM-Wellen) breiten sich prinzipiell überall — auch im Vakuum — aus. Anders als Schallwellen benötigen sie also keinen materiellen Träger. Elektrisches Feld  $\vec{E}$  und magnetisches Feld  $\vec{H}$  tauschen untereinander Energie aus und propagieren als Schwingungen im Raum. Abhängig von den elektrischen Eigenschaften des Ausbreitungsmediums, verändert sich allerdings die Ausbreitungsgeschwindigkeit

und somit die Wellenlänge. Während die Ausbreitung EM-Wellen im Vakuum mit Lichtgeschwindigkeit  $c_0$  geschieht, hängt sie im Medium von der Permittivität  $\varepsilon$  sowie der Permeabilität  $\mu$  ab und ist somit dispersiv:

$$c_{\text{Medium}} = \frac{1}{\sqrt{\varepsilon\mu}} \quad (2.1)$$

Die analytische Berechnung einer EM-Welle erfolgt über die vier *Maxwell-Gleichungen*, die alle elektromagnetische Zusammenhänge vollständig beschreiben (STRAUSS, 2012, S. 188f). Die Anregung meines Simulationsmodells geschieht mit der einfachsten Lösung dieser Gleichungen: einer transversalelektromagnetischen (TEM) Welle. Sie hat einen Ausbreitungsvektor (*Poynting-Vektor*)  $\vec{S} = (0, 0, S_z)^T$  und die Feldvektoren  $\vec{E} = (E_x, E_y, 0)^T$  und  $\vec{H} = (H_x, H_y, 0)^T$ , die über  $\vec{S} = \vec{E} \times \vec{H}$  zusammenhängen und daher alle senkrecht zueinander stehen. Anders als im freien Raum erfolgt die Ausbreitung im Körperinneren, wo ganz unterschiedliche Strukturen mit verschiedenen Permittivitäten vorliegen und ein hoher Wassergehalt herrscht, deutlich komplexer (vgl. SCHWARZ, 2010, S. 33f). Die genaue Berechnung der Wellenausbreitung unter Berücksichtigung der speziellen Randbedingungen wird CST MICROWAVE STUDIO<sup>®</sup> übernehmen. Es ist jedoch wichtig zu verstehen, dass die Interaktion zwischen biologischem Gewebe und EM-Feldern im Mikrowellenbereich über die komplexwertige relative Permittivität  $\varepsilon_r$  bestimmt wird. Sie ist definiert als

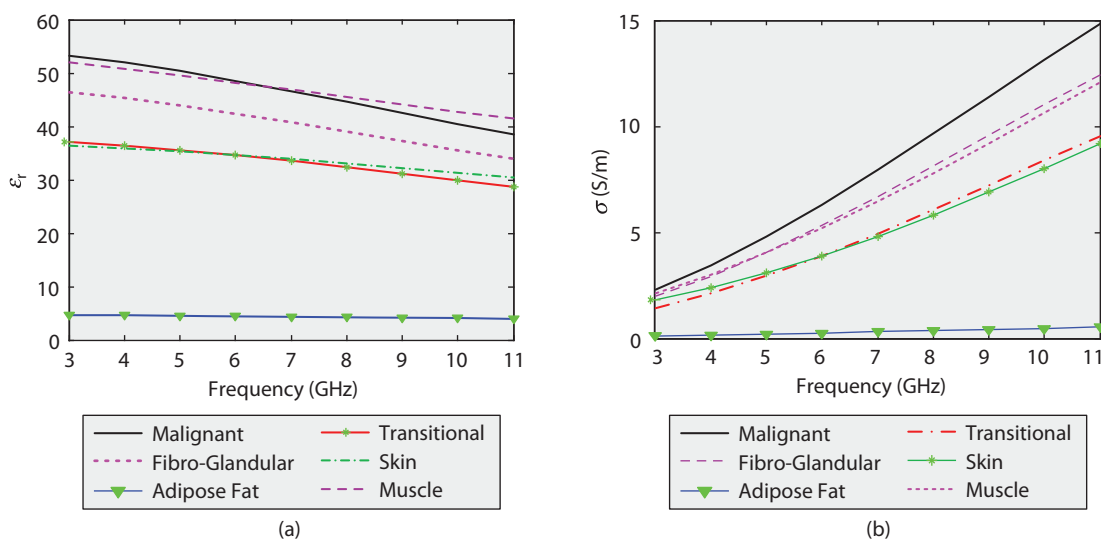
$$\varepsilon_r = \varepsilon' - i\varepsilon'' \quad (2.2)$$

und besteht aus dem Realteil  $\varepsilon'$ , der aussagt, wie viel elektrische Feldenergie das Material fassen kann, und dem Verlustfaktor  $\varepsilon''$ , der ein Maß dafür ist, wie viel Energie in Hitze umgewandelt und dissipiert wird. Die Permittivität ist von Gewebe zu Gewebe unterschiedlich und obendrein frequenzabhängig (FEAR ET AL., 2003, S. 13). Der Unterschied der dielektrischen Eigenschaft verschiedener Gewebesorten ist die Motivation der mikrowellenbasierten Brustkrebsdetektion und der Ursprung jeder Streuung. Eine Welle, die durch die Brust propagiert und auf eine Änderung in der Permittivität stößt, wird gestreut. Durch die Streuung ändert sich die Energie, die am Empfänger registriert wird. Der dielektrische Kontrast ist somit extrem wichtig für den Erfolg des Ansatzes. Je ähnlicher ein Tumor dem gesunden Gewebe, das ihn umgibt, in dieser Eigenschaft ist, desto schwieriger ist es ihn zu detektieren, da die Streuung geringer ausfällt. Als man begann mikrowellenbasierte Bildgebung zu erforschen, ging man von einem sehr hohen Kontrast (etwa Faktor 10) zwischen gesundem und malignem Gewebe aus. Intensivere Forschungen in diese Richtung brachten die Erkenntnis, dass



dies zwar für einen Tumor im Fettgewebe zutrifft, sich ein weitaus häufigerer Tumor im Brustdrüsengewebe allerdings lediglich durch eine ca. 10% höhere Permittivität auszeichnet. Dies ist jedoch kein Grund Forschungen in Richtung Brustkrebsdetektion mittels Mikrowellen einzustellen, da Röntgenmammographie beispielsweise ebenfalls mit nur 4–10% Kontrast auskommt, Lösungsansätze für inverse Niedrigkontrastprobleme (engl: *low-contrast inverse problems*) existieren und im Zweifelsfall immer noch Kontrastmittel, wie im MRT, entwickelt und eingesetzt werden können (NIKOLOVA, 2011, S.82f).

Da sich die Frage nach der optimalen Frequenz zur Brustkrebsdetektion stellt, ist die Untersuchung der Frequenzabhängigkeit der Permittivität ein wesentlicher Inhalt dieser Arbeit. Allerdings gibt es aufgrund der frequenzabhängigen Dämpfung nicht die eine optimale Anregungsfrequenz. Da höhere Mikrowellenfrequenzen in biologischem Gewebe stärker gedämpft werden, ist es nicht möglich eine beliebig hohe Frequenz zur Bestrahlung zu verwenden und damit ein gut aufgelöstes Bild zu erhalten. Man sucht also den besten Kompromiss zwischen Auflösungsvermögen, d. h. möglichst schmalem Puls/hoher Frequenz, und möglichst hoher Eindringtiefe mit energiereicher Antwort, d. h. geringer Dämpfung und gutes Signal-Rausch-Verhältnis. Die Klärung dieser Frage ist Hauptbestandteil des Ergebniskapitels. Abbildung 2.2 zeigt Messdaten aus der Veröffentlichung von NIKOLOVA (2011), die den Verlauf der relativen Permittivität im Mikrowellenspektrum für verschiedene Gewebearten beschreiben. Mit Abstand die geringste dielektrische Leitfähigkeit weist im Vergleich Fettgewebe (engl: *adipose fat*) auf. Gleichzeitig zeigt es die geringste Frequenzabhängigkeit. Weiter sind die Kurven von Brustdrüsengewebe (engl: *fibroglandular tissue*) und malignem Zellstamm für die



**Abb. 2.2** – Messwerte bei Phantomgewebe: (a) relative Permittivität, (b) Leitfähigkeit. Aus NIKOLOVA (2011, S. 83)

weitere Arbeit von erhöhtem Interesse. Beide liegen etwa eine Größenordnung über Fett und zeigen eine erheblich ausgeprägtere Dispersion. Zu welchen Problemen dies führt, möchte ich in Abschnitt 3.4 erläutern. Die Leitfähigkeit wird in dem von mir verwendeten Modell nicht berücksichtigt und bleibt daher an dieser Stelle unkommentiert. Der Vollständigkeit halber habe ich sie jedoch mit abgebildet.

Zur Berechnung der Ergebnisse, die ich in Abschnitt 3.4 vorstelle, sind noch einige theoretische Grundlagen zu erörtern. Wie bereits erwähnt, verwende ich CST MICROWAVE STUDIO<sup>®</sup> zur Simulation meiner Modelle. Für den einfachen Fall der linearen Ausbreitung einer ebenen Welle im homogenen Medium habe ich allerdings auch mit MATLAB<sup>®</sup> einige Berechnungen angestellt, um die Ergebnisse von CST zu verifizieren und die vergleichsweise lange Rechenzeit von CST zu umgehen, wenn große Datensätze mit kleinschrittigen Tiefen- und Frequenzänderungen benötigt werden. Die ebene Welle mit Ausbreitung in  $z$ -Richtung ist definiert als

$$\begin{aligned} E_x(z, t) &= E_0 \sin \left( \omega \left( t - \frac{n}{c_0} z \right) \right) \\ &= E_0 \exp \left( i\omega \left( t - \frac{n}{c_0} z \right) \right) \end{aligned} \quad (2.3)$$

In dieser Definition sei  $\omega$  die Kreisfrequenz,  $t$  die Zeit,  $z$  die Ortsvariable,  $c_0$  die Lichtgeschwindigkeit und  $n$  der realwertige Brechungsindex. Als nächstes ersetzt man den Brechungsindex  $n$  durch den komplexen Brechungsindex  $n^* = n - ik$ . Dies ist notwendig, da  $n = \sqrt{\varepsilon_r \mu_r}$  gilt und, wie wir bereits wissen,  $\varepsilon_r \in \mathbb{C}$  ist. Man erhält also weiter

$$\begin{aligned} E_x(z, t) &= E_0 \exp \left( i\omega \left( t - \frac{n}{c_0} z \right) \right), \quad n \rightarrow n^* \in \mathbb{C} \\ &= E_0 \exp \left( i\omega \left( t - \frac{n^*}{c_0} z \right) \right) \\ &= E_0 \exp \left( i\omega \left( t - \frac{(n - ik)}{c_0} z \right) \right) \\ &= E_0 \exp(i\omega t) \exp \left( -i\omega \frac{n}{c_0} z \right) \exp \left( -\omega \frac{k}{c_0} z \right) \end{aligned} \quad (2.4)$$

Woraus ersichtlich ist, dass der Extinktionskoeffizient  $k$  ein Maß für die Dämpfung der elektromagnetischen Welle in einem Ausbreitungsmedium ist (LÜDERS, 2006, S. 359ff). Desweiteren fehlt für die Berechnung von Gleichung 2.4 noch Kenntnis über  $k$  und  $n$ ,

wobei hier ein einfacher Zusammenhang zu  $\varepsilon_r$  besteht:

$$\begin{aligned} n^* &= n - ik \\ &= \sqrt{\varepsilon_r \mu_r} \\ &\approx \sqrt{\varepsilon_r} \quad \text{für } \mu_r \approx 1 \\ &= \sqrt{\varepsilon' - i\varepsilon''} \end{aligned} \tag{2.5}$$

$$\begin{aligned} n - ik &= \sqrt{\varepsilon' - i\varepsilon''} \\ \Rightarrow (n - ik)^2 &= n^2 - k^2 + i2nk \\ &= \varepsilon' - i\varepsilon'' \\ \Rightarrow \varepsilon' &= n^2 - k^2, \quad \varepsilon'' = -2nk \end{aligned} \tag{2.6}$$

Diese Gleichungen müssen noch gelöst werden, sodass die Werte für  $n$  und  $k$  aus  $\varepsilon_r$  berechnet werden können. Als Lösung erhält man:

$$n^2 = \frac{1}{2} \left( \sqrt{\varepsilon'^2 + \varepsilon''^2} + \varepsilon' \right) \tag{2.7}$$

$$k^2 = \frac{1}{2} \left( \sqrt{\varepsilon'^2 + \varepsilon''^2} - \varepsilon' \right) \tag{2.8}$$

Womit die Zusammenhänge für eine gegebene Permittivität  $\varepsilon_r \in \mathbb{C}$  vollständig sind. Die exemplarische Herleitung für einen der obigen Ausdrücke zeige ich nachfolgend:

$$\begin{aligned} n^2 &= k^2 + \varepsilon' \\ &= \frac{\varepsilon''^2}{4n^2} + \varepsilon' \\ \Leftrightarrow 4n^4 &= \varepsilon''^2 + 4n^2\varepsilon' \\ \Leftrightarrow 4n^4 - 4n^2\varepsilon' &= \varepsilon''^2 \\ \Leftrightarrow 4n^4 - 4n^2\varepsilon' + \varepsilon'^2 &= \varepsilon'^2 + \varepsilon''^2 \\ \Leftrightarrow (2n^2 - \varepsilon')^2 &= \varepsilon'^2 + \varepsilon''^2 \\ \Leftrightarrow n^2 &= \frac{1}{2} \left( \sqrt{\varepsilon'^2 + \varepsilon''^2} + \varepsilon' \right) \end{aligned}$$

## 2.5 Einführung in Cognitive Radar

RADAR ist die aus dem englischen stammende Abkürzung für „Funkortung und -abstandsmessung“ (engl: *radio detection and ranging*) und wurde maßgeblich für, im und während des Zweiten Weltkriegs zum Aufspüren feindlicher Flugzeuge und Schiffe entwickelt. Es basiert auf dem Phänomen, dass elektromagnetische Wellen von verschiedensten Objekten reflektiert werden. Zunächst beherrschte man nur die Detektion metallischer Körper. Heute werden Radarsysteme sowohl zur zivilen als auch militärischen Lokalisation und Entfernungsmessung von Schiffen, Flugzeugen, Raumschiffen, Fahrzeugen, aber auch Menschen und zur Abtastung natürlicher Umgebungen verwendet. Lange Zeit wurden ausschließlich Radiowellen genutzt, heute gibt es zusätzlich auch Ansätze mit optischen Wellen und LASER (WANG ET AL., 2010, S. 1041).

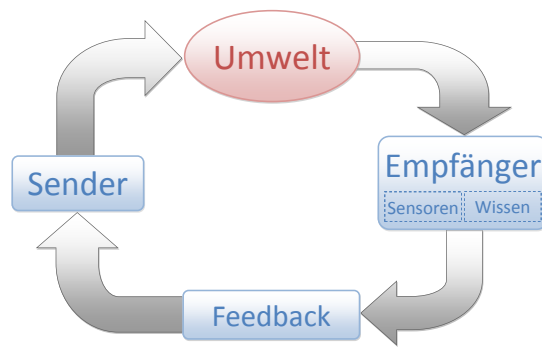
### 2.5.1 Cognitive Radar-Ansatz

Aus der Schwierigkeit heraus, dass sich die Umwelt, insbesondere bei bewegten Systemen, unablässig verändert, ist die Idee eines anpassbaren Radarsystems entstanden. Insbesondere in den Fällen, in denen nur unzureichendes Vorwissen über die Umgebung und/oder die Objekte vorlag, wuchs der Wunsch nach einer Technik, die sich dieses selbst zuführt. HAYKIN stellt die daraus entstandene Idee des *Cognitive Radar* (CR) mit dem Untertitel „ein Weg der Zukunft“ vor und nennt drei unabdingbare Bestandteile des Ansatzes:

1. Intelligente Signalverarbeitung, die durch Interaktion mit der Radarumgebung in der Lage ist zu lernen.
2. Rückmeldung vom Empfänger zum Sender ist der Schlüssel zu intelligenten Lernprozessen.
3. Verarbeitung und Vorhaltung gewonnener Informationen.

Er ist davon überzeugt, dass mit Hilfe moderner Theorien zu neuronalen Netzwerken, Maschinenlernen und Optimierungstheorie, der Rechenleistung heutiger Systeme und der Möglichkeit die Umwelt mit moderner Antennenanordnungen ausreichend schnell zu erfassen ein kognitives Radarsystem heute — im Gegensatz zu noch vor einigen Jahren — umsetzbar ist. Abbildung 2.3 präsentiert dazu einen stark vereinfachten geschlossenen Feedbackkreislauf (engl: *closed-loop feedback system*), wie ihn ein *Cognitive Radar* kontinuierlich durchlaufen würde.

Ein Sender beginnt mit der Illumination seiner Umgebung, die Radarechos werden von einem oder mehreren Empfängern registriert und aufwendig verarbeitet. Dazu können weitere Sensordaten und angesammeltes oder gegebenes Vorwissen herangezogen werden. Aus der Auswertung ergibt sich ein Rückschluss, der über einen Kanal zurück an den Sender gegeben wird, welcher sein nächstes Sendesignal nun der Umgebung und dem verfolgten Ziel anpassen kann. Dies führt zu einem kontinuierlichen Lernprozess durch Erfahrung, die über die Umwelt gewonnen wird, die durch Kommunikation zwischen Empfänger und Sender zu ständiger Optimierung des ausgesendeten Signals genutzt werden kann (vgl. HAYKIN, 2006; HAYKIN ET AL., 2008).



**Abb. 2.3** – Stark vereinfachter *Cognitive Radar* Feedbackkreislauf.

Wie so oft hat der Mensch diese Idee nicht selbst entwickelt, sondern sich an Beispielen der Natur bedient. Der eben beschriebene Prozess ist extrem verwandt mit dem Jagdverhalten von Fledermäusen. Viele Fledermausarten nutzen Schallsignale zur Wahrnehmung ihrer Umgebung und Lokalisation von Insekten, ihrer Beute. Das Vorgehen unterscheidet sich von Art zu Art und ist noch längst nicht komplett erforscht und verstanden, aber es ist zumindest soweit bekannt, dass einige Gattungen beispielsweise in den verschiedenen Phasen der Jagd (Suche, Annäherung, Zuschlag) die Frequenz immer weiter erhöhen und die Dauer der Tonstöße reduzieren. Nach einer anfänglich groben Wahrnehmung ihrer Umgebung fokussieren sie also auf kleine Insekten (vgl. MOSS ET AL., 2011). Diese Fähigkeit mit jeder Umgebung, Hintergrundrauschen wie von Bäumen und Blättern und anderen Störungen zurecht zu kommen, ist nur durch lebenslanges Lernen sich diesen Gegebenheiten anzupassen möglich und ist die Idealvorstellung eines computergestützten adaptiven Systems.

## 2.5.2 Anwendungsbereiche

Anwendungsbereiche für *Cognitive Radar*-Systeme lassen sich überall dort sehen, wo ein anpassungsfähiges RADAR verbesserte Ergebnisse verspricht. Konkret stellt HAYKIN zwei Anwendungen vor, die von einem solchen Ansatz profitieren könnten. Ein multifunktionales Radar könnte zusammen mit der fortgeschrittenen Entwicklung von „phased-array“ Antennen in der Lage sein, fast verschwindende Ziele, die sich in unmit-

telbarer Nähe von anderen Objekten „verstecken“ (z. B. tieffliegende Ziele) zu verfolgen. Durch schnelle Auswertung der Radarszene mit sehr rechenstarken Computersystemen könnte die Wellenform für bessere Detektion solcher Objekte laufend angepasst und die Sichtbarkeit auf dem RADAR viel früher eintreten, als es heute der Fall ist. Eine Lösung für das neue Problem des Ressourcenmanagements, wenn gleichzeitig auch andere Aufgaben verfolgt werden sollen, wird derzeit in der neurodynamischen Gestaltung (engl: *neurodynamic programming*) gesehen.

Als weiteres Beispiel nennt er das nichtkohärente Radarnetzwerk, dessen zukünftigen Einsatzort er an amerikanischen Staatsgrenzen sieht. In seinen Augen könnte man größere Freiwassergrenzen durch Aufstellen mehrerer Radarsysteme überwachen. Das Problem dabei sei immer die geringe Echoamplitude von nichtkooperativen Zielen, d. h. in aller Regel, dass der Radarreflexionskoeffizient sehr ungünstig ist. Durch ausgeklügelte Verfolgungsalgorithmen könnte man nun jedoch die Fehlalarmrate bei reduziertem Detektionsschwellwert auf ein akzeptables Niveau senken und somit schwer erkennbare Ziele doch wieder sichtbar werden lassen.

Ein auch zivil nutzbarer Einsatzort wird in WANG ET AL. (2010) als Szenario eingeführt: die Flugüberwachung. Prinzipiell ist jedes bildgebende System durch sein Auflösungsvermögen begrenzt. Für ein Radarsystem kann die Auflösung als vierdimensionales Hypervolumen aus Entfernung, Doppler-Frequenz und zwei orthogonalen Raumwinkeln definiert werden. Die Doppler-Frequenz ist im Vergleich zur Grundfrequenz  $f_c$  (engl: *center frequency*) verschoben. Diese Verschiebung resultiert aus dem sogenannten *Doppler-Effekt* und wird in diesem Fall zur Bestimmung der radialen Objektgeschwindigkeit genutzt. Jedes erfasste Ziel lässt sich dann einer dieser Auflösungszellen zuordnen. Solange jedes Ziel in einer eigenen solchen Zelle liegt, d. h. keine Auflösungszelle mehrfach besetzt ist, kann das Radarsystem Messungen zu jedem Objekt ohne Interferenzen durch andere Objekte durchführen. Das zugrunde liegende Hindernis war bislang, dass die Wellenform im Allgemeinen nur entweder für eine gute Entfernungs- oder Doppler-Frequenzmessung optimiert werden konnte. WANG ET AL. hat unter Zuhilfenahme einer Kostenfunktion eine Anpassungsmöglichkeit der Wellenform entwickelt und resümiert, dass sich die Messresultate durch schrittweise Adaption der Wellenform für verschiedene Zielobjekte verbessern.

In WEI ET AL. (2010) wird, ebenfalls am Beispiel der Luftfahrtüberwachung, zusätzlich ein weiteres Konzept eingeführt. Ziel ist auch hier die aktive Objekterfassung, wobei der Feedbackkreislauf, wie in Abschnitt 2.5.1 beschrieben, zu einem zentralen *Cognitive Radar*-Netzwerk erweitert wird und sequentielle Hypothesentests *SHT* (engl: *sequential hypothesis testing*) eingeführt werden, die auf generalisierten Wahrscheinlichkeiten *GLR* (engl: *generalized likelihood ratio*) basieren (vgl. auch GOODMAN, 2007). Radarnetz-

werk bedeutet in diesem Fall, dass mehrere Radarsysteme, über größere Flächen verteilt, vernetzt sind und eine gemeinsame Zielortung anstreben. Dazu werden gemeinsame Hypothesen von jeder Radarstation individuell durch Wahrscheinlichkeiten bewertet und die darauffolgende Beleuchtung anhand der vereinten Wahrscheinlichkeiten wiederum für jede Station einzeln optimiert. Die Verteilung der Stationen über große Gebiete birgt den Vorteil, dass die Zielobjekte aus verschiedenen Winkeln beobachtet werden, was die Erfassung effizienter und robuster werden lässt.

Ein weiterer Anwendungsbereich des kognitiven Ansatzes hat sich bereits in der Sonarforschung entwickelt. SONAR ist ein Akronym für Schallnavigation und Entfernungsmessung (engl: *sound navigation and ranging*). Es ist vergleichbar mit dem RADAR, hat seine Verwendung jedoch vornehmlich in der Unterwasserwelt, da Licht- und Radiowellen hier viel zu großer Dämpfung ausgesetzt sind. SONAR nutzt die Schallausbreitung zur Meeresgrunduntersuchung, Navigationsunterstützung, Kommunikation zwischen oder Aufspürung von Schiffen. Durch die sehr limitierte Bandbreite war eine Hochgeschwindigkeitskommunikation unter Wasser bislang eine schwierige Aufgabe gewesen. Die relative frisch entwickelte Idee des Cognitive Sonar ist eine Kombination aus *Cognitive Radar* und *Cognitive Radio*, welches in Abschnitt 2.6 erklärt wird. So verspricht man sich auch hier durch anpassungsfähige Systeme noch bessere Resultate im schwierigen Unterwasserumfeld (vgl. BERDNIKOVA ET AL., 2010; LI ET AL., 2011).

### 2.5.3 Potential für die Mikrowellen-Mammographie

In der mikrowellenbasierten Bildgebung sind genau diese zuvor genannten Umsetzungsansätze mit Interesse zu betrachten. Wenn wir uns an den Aufbau der Mammae erinnern, steht die Technik vor der Schwierigkeit, dass die Brust eine extrem dicht besetzte Umgebung mit unzähligen und vor allem unbekanntem Streuern ist. Es sind Fett-, Brustdrüsen- und Bindegewebe sowie Nerven, Adern und Venen präsent, außen ist die Brust von ebenfalls reflektierender Haut umspannt, rückseitig bilden Muskulatur und Rippen den Abschluss. All diese Strukturen sind prädestiniert Reflexionen zu verursachen, die im Optimalfall durch Unterdrückung nicht berücksichtigt würden. Das Gerät „Mikrowellen-Mammograph“ muss sich auf jede neue Umgebung, d. h. jede Frau bzw. jede Brust, einlassen, trainieren und ein bestmögliches Resultat erzeugen. Das wird auch deshalb nicht einfach sein, da praktisch alle Läsionen in unmittelbarer Nähe zu anderen Streuern entstehen und sich somit in deren Reflexionen verbergen könnten, wie es die tiefliegenden Objekte in Abschnitt 2.5.2 getan haben. Des Weiteren kann man bei Tumoren von nichtkooperativen Zielobjekten sprechen, da ihr Reflexionskoeffizient unbekannt

ist und ihre Echoamplitude vermutlich gering ausfällt. Die Lösung dieser gestellten Problematik könnte eine Mischung der Ansätze sein, die in Abschnitt 2.5.2 vorgestellt wurden. Eine Wellenformadaption an das vorliegende Szenario über einen Algorithmus, der auf dem vorgestellten *Cognitive Radar* Feedbackkreislauf basiert, verspricht das Signal-Rauschen-Verhältnis *SNR* (engl: *signal noise ratio*) über mehrere Iterationen zu maximieren und somit die Detektionswahrscheinlichkeit zu verbessern. Der Algorithmus könnte also ähnlich dem Jagdverhalten der Fledermäuse einen Prozess von „grober Wahrnehmung der Umwelt“ mit einem relativ breiten Signal (also niedriger Frequenz), das dafür im Brustgewebe eine höhere Eindringtiefe erzielt, bis hin zur „Fokussierung auf ein Zielobjekt“ durch Verwendung von kürzeren Signalstößen durchlaufen. Um auf diese Weise arbeiten zu können, müssen zwei konkurrierende Kriterien, als Zielfunktion (auch: Kostenfunktion) zusammengefasst, optimiert werden (vgl. FEAR ET AL., 2003; HAYKIN ET AL., 2008; LI ET AL., 2005). Wie die Zielfunktion, die ich in dieser Arbeit analysiert habe, aufgebaut ist, wird in Abschnitt 3.5 erläutern.

## 2.6 Vergleich zwischen Cognitive Radar, Adaptive Radar und Cognitive Radio

Auf den vorangegangenen Seiten wurde der *Cognitive Radar*-Begriff schon ausführlich behandelt, die Idee des geschlossenen Feedbackkreislaufs präsentiert und Anwendungsbereiche vorgestellt. Doch die wichtigsten Unterscheidungskriterien sollen nochmals aufgegriffen werden.

Das *Adaptive Radar* ist ebenfalls ein Radarsystem mit Anpassungsmöglichkeiten; steht dem *Cognitive Radar* jedoch in drei wesentlichen Punkten nach: Es passt sein Anregungssignal nicht auf intelligente Weise der Zielobjektgröße oder dessen Entfernung an, besitzt keine Handhabe, um Rückmeldung an den Sender zu geben, und sieht auch keinen Lernprozess vor. Diese drei Punkte sind eng mit einander verknüpft und machen gerade den kognitiven Charakter aus. Maschinelles Lernen ist eine Basisvoraussetzung, um ein RADAR als „kognitiv“ zu bezeichnen. Dabei ist es sogar unerheblich, ob es sich um *online* oder *offline* Lernen handelt. Offline Lernen bedeutet zum Beispiel, dass dem System Informationen zur Verfügung gestellt werden, die zuvor durch Signalverarbeitung von realen Radardaten gesammelt wurden. Die Radardaten stammen beispielsweise aus durchgeführten Experimenten bei verschiedenen Umgebungsbedingungen. Anhand dieses von extern zugeführten Erfahrungsschatzes kann das Radarsystem anschließend Modelle für Störsignale oder Zielobjekte entwickeln. Das offline Lernen geschieht dem-



zufolge durch direkten Eingriff des Menschen.

Anders beim online Lernen: Hier wird der Maschine auf dem Grundstock einer hochentwickelten theoretischen Grundlage, wie *reinforced learning* oder auch *neurodynamic programming*, ein selbstständiger Lernprozess aufgetragen. Das System wird also in die Lage versetzt, eigene Entscheidungen zu treffen und sich aus gewonnenen Daten solche merken, die es als nützlich erachtet. Ein Lernprozess benötigt zuvor geschickte Analyse, um intelligentes, maschinelles Handeln zu ermöglichen, wozu die Einrichtung eines effizienten Feedback-Kanals notwendige Bedingung ist, der dem *Adaptive Radar* wie gesagt fehlt (vgl. HAYKIN, 2006, S. 31,38ff).

Nicht zu verwechseln sind die eben genannten Systeme mit dem *Cognitive Radio*. Obgleich namentlich verwandt, beschäftigen sich Forscher, die mit der nur wenig älteren *Cognitive Radio*-Idee arbeiten, mit der umsichtigen Nutzung der natürlichen Ressource „elektromagnetisches Spektrum“. Die Motivation ist eine effizientere Auslastung des Funkspektrums, das durch anhaltend wachsenden Bedarf insbesondere auf bestimmten Frequenzbändern immer stärker beansprucht wird.

„Cognitive radio is an intelligent wireless communication system that is aware of its surrounding environment [...], and [...] changes certain operating parameters [...] in real-time, with two primary objectives in mind:

- highly reliable communications whenever and wherever needed;
- efficient utilization of the radio spectrumitemize“

(HAYKIN, 2005, S. 201f).

Es ist also die Sprache von mobilen Funkterminals, die durch flexibel gestaltete Kanalwahl die Möglichkeit erhalten, ihre Konfiguration in Echtzeit der Umwelt anzupassen, von dieser zu lernen und so eine effiziente Nutzung des Spektrums zu erzielen. Man entwickelt hier zur Zeit eine Technik, die durch dynamischen Spektrumszugriff die derzeit starre Zuweisung überholen soll. Aktuell ist das Radiowellenspektrum in Frequenzbänder eingeteilt, die in der Regel exklusiv für einzelne Anwendungen oder Nutzer staatlich lizenziert wurden (BLASCHKE, 2008, S. xiii, 1, 18). Dies führt zu intensiver Nutzung der lizenzfreien Kanäle und nur spärlichem Sendebetrieb auf den lizenzierten Bereichen. Bei nicht ausgenutzten Bändern spricht man auch von *spectrum holes*, da sie einem primären Zweck/Nutzer zugewiesen sind, aber angesichts geographischer und/oder zeitlicher Gegebenheiten von diesem nicht genutzt werden. Anlässlich der Überlastung der frei zugänglichen Kanäle in Ballungsgebieten ist ein Bewusstsein für diese Problematik entstanden, das bereits zu einem Paradigmenwechsel geführt hat. Man löst sich von der starren Arbeitsweise und strebt die Echtzeitinteraktion im Sinne einer Frequenzanpassung zwischen Sender und Empfänger an (HAYKIN, 2005, S. 201,

203). Um trotz flexibler Frequenzwahl (engl: *dynamic spectrum access*) eine genauso hohe Interferenzfreiheit gewährleisten zu können wie bei der bislang strikten Trennung der Operationsbänder, muss der Sendebetrieb auf einem potentiell nutzbarem Band zunächst überwacht und bewertet werden, um einen ggf. vorhandenen Primärnutzer nicht zu stören (LUNDÉN, 2009, S. 2, 8). Auch für dieses Konzept wird wieder ein Kreisprozess, der äquivalent zu dem des *Cognitive Radar* ist, genutzt. Ein Sender, der die Kontrolle über Sendeleistung und -frequenz hat, sendet ein Signal an die Umgebung, ein *radar-scene analyser* untersucht die Umgebung und gibt Informationen über Nutzungslöcher, Hintergrundrauschen und Nutzungsstatistiken an den Sender zurück, während der Empfänger neben seiner eigentlichen Tätigkeit auch den Kanalstatus bewertet und diese Wertung zusammen mit getroffenen Vorhersagen ebenfalls dem Sender zu Verfügung stellt (HAYKIN, 2005, S. 202). Das System berücksichtigt also alle mit der Außenwelt verbundenen Einflüsse, wie Nachbarkanalstörungen, Fadingeinträge, belegte Kanäle sowie die vom Nutzer geforderte Dienst. Jedem so definierten Zustand wird eine Priorität zugewiesen, um die richtige Konsequenz ziehen zu können. So wären die Dringlichkeitsstufen „suche Alternativen zur momentanen Konfiguration“, „rasches Handeln“ und „sofortiges Handeln“ denkbar, die entsprechend unterschiedliche Handlungsschritte zur Folge hätten. Die bestmöglichen Entscheidungen (möglichst immer schneller) zu treffen, ist nur durch Erfahrung möglich und Teil des Lernprozesses (BLASCHKE, 2008, S. 16f).

Die Ähnlichkeit von *Cognitive Radar* und *Cognitive Radio* ist also nicht nur namentlich, sondern weitestgehend auch inhaltlich gegeben. Beide Systeme versuchen nach zuvor definierten Kriterien zu optimieren und passen dazu im Wesentlichen ihre Sendeform, sei es Frequenz, Wellenform oder Sendeleistung, an.

# Kapitel 3

## Simulationsaufbau

Dieses Kapitel beschreibt eine softwarebasierende *Cognitive Radar*-Umsetzung, das zugrunde liegende Untersuchungsszenario und das daraus abgeleitete Simulationsmodell.

### 3.1 Implementierung eines Cognitive-Radar Ansatzes durch Software-in-the-Loop

Die theoretischen Grundlagen dieser Arbeit wurden im vorangegangenen Kapitel erörtert. Die Umsetzung der dort beschriebenen Ideen ist als Bestandteil dieser Arbeit als reine Softwaresimulation erfolgt, um erste einfache Fragestellungen ohne aufwendige Konstruktion eines realen Versuchsaufbaus erforschen zu können.

Das implementierte System besteht aus zwei unabhängigen Softwarekomponenten: CST MICROWAVE STUDIO<sup>®</sup> und MATLAB<sup>®</sup>. Beide für sich sind bereits starke und etablierte Werkzeuge. CST MICROWAVE STUDIO<sup>®</sup> ist eine auf die dreidimensionale Simulation von elektromagnetischen Hochfrequenzproblemstellungen spezialisierte Software, die verschiedene Algorithmen bereithält, um die Maxwell-Gleichungen für beliebige Geometrien zu lösen. Nach Erstellen eines Computermodells kann jede denkbare Anwendung bereits vor der Produktion durch akkurate Analyse mit CST ausgiebig auf Funktionalität und Eignung getestet werden. MATLAB<sup>®</sup> ist eine höhere Programmiersprache, die besonders im wissenschaftlichen Arbeitsumfeld Anwendung findet, da sie sich sehr gut für numerische Berechnungen, Datenanalyse, Entwicklung von

Algorithmen und Modellen sowie zur Visualisierung der Ergebnisse eignet. Durch zahlreiche Erweiterungsmöglichkeiten lässt es sich auch hervorragend für die Signalanalyse gebrauchen. MATLAB<sup>®</sup> ist spezialisiert auf Vektor- und Matrizenrechnung (lineare Algebra), beweist sich in diesem Gebiet durch außerordentlich schnelle Berechnungen und erlaubt dadurch eine überaus einfache und elegante Umsetzung verschiedener mathematischer Lösungsansätze.

Beide Programme können über eine spezielle Schnittstelle Daten untereinander austauschen, sodass CST von den Vorzügen MATLAB<sup>®</sup>'s in Sachen Datenmanipulation und Signalverarbeitung profitieren kann. Diese Interaktion wird über *Component Object Models* (COM) und *ActiveX* initiiert und nutzt dann CST's *VBA macro language* als Interface zwischen beiden Komponenten. Ein funktionsfähiges Beispiel dieser Interaktion wurde mir zur Verfügung gestellt und konnte ohne Weiteres in meine Kontrollstruktur eingebaut und angepasst werden.

Durch den Einsatz der beiden kommunizierenden Softwarekomponenten besteht die Möglichkeit den in Abbildung 2.3 gezeigten *Cognitive Radar*-Kreislauf auf Softwarebasis zu implementieren. Der Arbeitsablauf ist dabei folgender: Mit Start des Prozesses beginnt MATLAB<sup>®</sup> mit der Generierung eines Anregungssignals auf Basis der initialen Konfiguration. Im vorliegenden Fall war das ein gefensterter Sinuspuls mit einer bestimmten Trägerfrequenz. Dieses Signal wird dann über die Schnittstelle im CST-Modell als Anregungssignal definiert und die Simulation, ggf. nach Setzen weiterer Modellparameter, gestartet. Nach Abschluss der selbigen liest MATLAB<sup>®</sup> die benötigten Simulationsergebnisse ein und ist daraufhin in der Lage diese als eigene Datenstrukturen zu verarbeiten. In meinem Fall habe ich die Ergebnisse lediglich zwischengespeichert und zu einem späteren Zeitpunkt mit weiteren Skripten analysiert und ausgewertet. Prinzipiell wäre an diesem Punkt jedoch eine automatisierte Signalverarbeitung implementierbar, die nach bestimmten Kriterien optimiert, aufgestellte Hypothesen bewertet und dann Entscheidungen zur Anpassung des Anregungssignals trifft. Der Prozess würde dann mit angepasster Anregung von neuem beginnen und sich wiederholen, bis das Optimum gefunden wurde und der Kreisprozess verlassen wird. MATLAB<sup>®</sup> wäre in dieser „Software-in-the-Loop“-Konstruktion die Vereinigung von Auswertungs- und Kontrolllogik, während CST die reine Sender-/Empfängerebene bietet und gewissermaßen die Außenwelt repräsentiert, die mit einem Signal angeregt wird und mit vielen reflektierten Signalen antwortet.

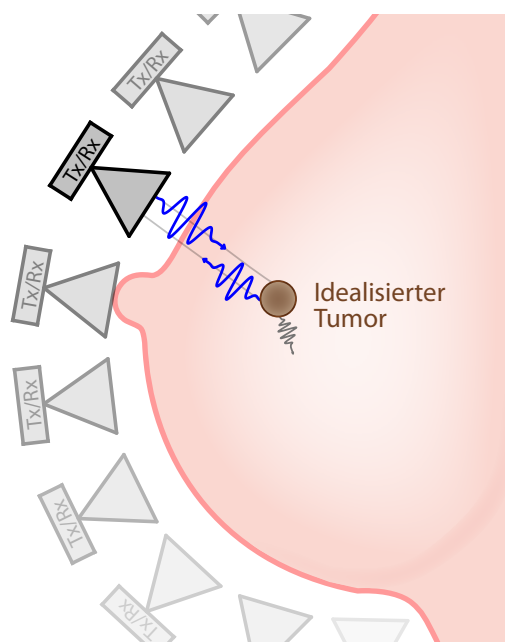
## 3.2 Beschreibung der CST-Modelle

Die Ergebnisse dieser Arbeit sind ausschließlich auf Simulationen begründet, trotzdem liegt dem zumindest gedanklich eine reale Durchführung zu Grunde, die ich erläutern werde, bevor im Anschluss die Modellrealisierung folgt.

### 3.2.1 Reale Versuchsanordnung

In der Literatur finden sich zwei verschiedene Patientenlagerungen für die Untersuchung mit bereits realisierten Mikrowellen-Brustkrebsdetektoren. Je nach Bildgebungsverfahren wird eine waagerechte Rückenlage, bei der die Brust durch die Schwerkraft auf natürliche Weise verdichtet wird, oder eine waagerechte Bauchlage, bei der die zu untersuchende Brust durch eine Öffnung im Behandlungstisch in einen Hohlraum hängt und dadurch ein wenig gedehnt wird, bevorzugt (FEAR ET AL., 2002; SILL & FEAR, 2005). Die in dieser Arbeit verfolgte Idee würde in ihrer realen Ausführung dem letzteren Aufbau entsprechen, bei dem die Brust in eine hohle Halbschale fällt, die rundherum mit vielen Sender-/Empfängereinheiten präpariert ist. Man spricht bei solchen Aufbauten auch von multistatischen Radarsystemen, bei denen eine Vielzahl mono-/bistatischer Radarkomponenten gemeinsam die Überwachung eines Zielgebietes übernehmen. Analog zu diesem Prinzip sollen die Mikrowelleneinheiten nacheinander ihre Anregungssignale in die Brust senden und die Echos auswerten. Anschließend werden die Einzelauswertungen zusammengeführt und ergeben, gemäß der Zielsetzung, ein Bild, das besonders starke Streuer identifiziert.

Eine noch zu klärende Frage bei diesem Aufbau wäre die Kopplung zwischen Sende-/Empfängereinheit und Brust bzw. Haut. Blicke dieser einfach mit Luft gefüllt, würde die Haut durch die starke Differenz zu Luft in der Permittivität als beachtlich starkes Mikrowellenschild fungieren. Optimal wäre selbstredend eine reflexionsfreie Ankopplung,



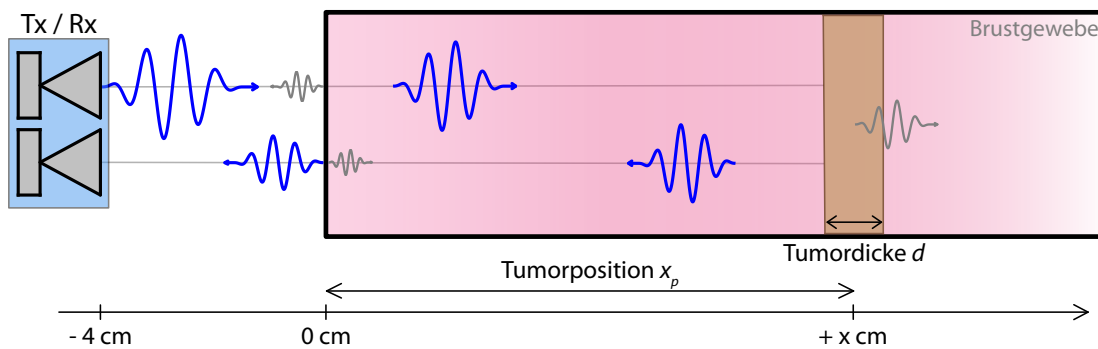
**Abb. 3.1** – Angestrebter multistatischer Untersuchungsaufbau.

da dies den Energieeintrag in das Gewebe maximiert und die Bildgebung vereinfacht. Allerdings wird eine perfekte Ankopplung schon allein dadurch enorm erschwert, dass die im Mikrowellenbereich stark wassergehaltsabhängige Permittivität des Gewebes sich bei jedem Menschen und jeder Frequenz unterscheidet. Der Gebrauch einer Koppelflüssigkeit zum besseren Eindringen der EM-Wellen ist zwar eine einfach umzusetzende Methode, hat aber neben dem bereits genannten Nachteil, dass nicht in jedem Fall ein hoher Leistungseintrag in das zu untersuchende Gewebe garantiert werden kann und dadurch erste Reflexionen entstehen würden, auch die Schwierigkeit, dass Verunreinigungen oder Luftblasen das Verfahren stören können und im klinischen Umfeld die Gefahr von Kontamination besteht (vgl. NIKOLOVA, 2011, S. 79f). Aber dies sind lösbare Probleme, die uns an dieser Stelle nicht weiter aufhalten sollen.

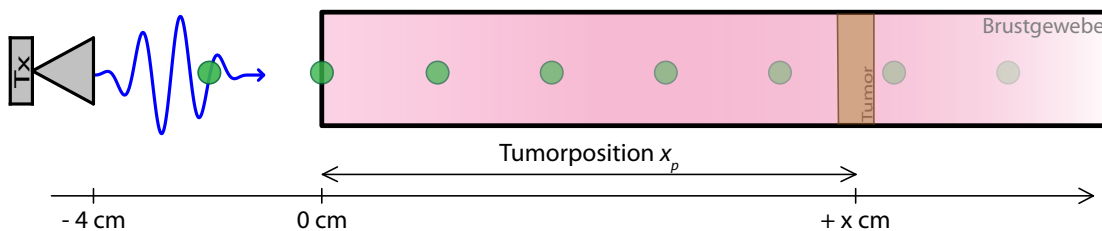
### 3.2.2 Abstrahierte Modellvorstellung

Um erste Erkenntnisse auf dem Gebiet der Mikrowellen-Mammographie zu sammeln, wurde der soeben dargelegte Aufbau auf seine wesentlichen Elemente reduziert. Der erste Schritt dazu ist die Fokussierung auf ein monostatisches Element (in Abbildung 3.1 optisch hervorgehobene). Zudem berücksichtigt mein Modell nicht mehr die gesamte Brust, sondern nur noch einen quaderförmigen Ausschnitt, der als Wellenleiter (engl: *waveguide*) dient. Dieser sei in seiner  $xy$ -Ebene, wobei  $z$  die Dimension der Wellenausbreitung sei, infinitesimal klein, sodass alle Rundungen als ebene Flächen approximiert werden können. Die Anregung geschieht als ebene Welle (bei  $z = -4$  cm) im Vakuum, sodass der Poynting-Vektor parallel zur  $z$ -Koordinate liegt. Das Brustgewebe beginnt bei  $z = 0$  cm und sei in positive  $z$ -Richtung unendlich ausgedehnt, sodass es keine begrenzende Rückwand gibt, die zusätzliche Reflexion verursacht. Zu guter Letzt wird das Brustinnere, bis auf eine ggf. vorhandene Tumorschicht, als homogen angenommen. Die Konsequenz aus all diesen Vereinfachungen ist, dass die einzigen Reflexionen, die registriert werden, nur von der Grenzschicht Vakuum-Brustgewebe (entspricht der Außenhaut) oder ggf. zusätzlich Brustgewebe-Tumor stammen können.

Abbildung 3.2 zeigt dieses Modell mit einer Sender-/Empfängereinheit am Ort der Anregung. Zur Kenntlichmachung von einlaufender (oben) und auslaufender Welle (unten) wurden diese auf zwei parallele Achsen aufgeteilt. In der Realität läuft die Welle natürlich in beide Richtungen auf dem gleichen Pfad, da der Poynting-Vektor aus zuvor genanntem Grund parallel zu allen Flächennormalenvektoren steht. Einige der Grenzschichten, an denen dem Hauptsignal Leistung durch Reflexion verloren geht, sind durch kleine graue Wellenpakete gekennzeichnet. Zwei im späteren Verlauf wieder-



**Abb. 3.2** – Stark vereinfachtes monostatisches Simulationsmodell.



**Abb. 3.3** – Modell mit eingebrachten Sonden zur E-Feld-Messung (grün) bei verschiedenen Tiefen.

kehrende Parameter sind die Tumordicke  $d$ , die die Ausdehnung der Tumorschicht in  $z$ -Richtung definiert, und die Tumormitte  $x_p$ , die den Versatz der Tumorschichtmitte zum Koordinatenursprung, dem Beginn des Brustgewebes, (ebenfalls in  $z$ -Richtung) angibt. Zur Verdeutlichung sei nochmals erwähnt, dass das Aussenden des Signals und der Empfang der Systemantwort hier in einem Punkt geschehen, was einem realen Untersuchungsvorgang entspricht.

Anders ist dies im nächsten Fall, in dem die Systemantwort an verschiedenen Sonden (engl: *probes*) innerhalb des Gewebes beobachtet wird (Abbildung 3.3). Dies ist realitätsfern, hilft jedoch einige interessante Eigenschaften zu untersuchen, was auf solche Art nur in der Simulation möglich ist. Dadurch entfällt auch der Empfänger an der Sendeposition. Die Wellenphysik bleibt in diesem Modell unverändert, es wurde lediglich auf die Illustration der zuvor gezeichneten Streuungen verzichtet.

Wenn man sich an die Beschreibung der weiblichen Brust aus Abschnitt 2.2 erinnert, mag einem insbesondere die Annahme der Homogenität des Gewebes als starke Einschränkung vorkommen. Dies ist unbestreitbar auch der Fall, allerdings ist diese Vereinfachung notwendig, um grundlegende Eigenschaften der Wellenphysik in Gewebe beobachten und sich auf die essentiellen Reflexionen konzentrieren zu können. Durch weitere Streuer würde man durch Interferenzen enorm schnell den Überblick und das Verständnis für die Vorgänge verlieren. Erst wenn dieses einfache Modell hinreichend verstanden ist, kann

man nach und nach weitere Komplexitäten hinzufügen, bis letztlich ein funktionierendes System entwickelt werden kann.

Die Materialien für „Brustgewebe“ und „Tumor“ wurden zur Erlangung verschiedener Ergebnisse teilweise variiert und werden daher bei Abweichung im jeweiligen Abschnitt nochmals näher spezifiziert werden. Grundsätzlich wurde für das homogene Innere des Brustmodells (Brustgewebe) ein dispersives Material mit einer mittleren relativen Permittivität  $\bar{\epsilon}_r \approx 4.4$ , das entspricht nach Abbildung 2.2 dem Fettgewebe der Brust, und für die Tumorschicht ein Material mit einem mittleren Wert  $\bar{\epsilon}_r \approx 45.1$  gewählt, was zugleich etwa dem bösartigen Tumorgewebe und Brustdrüsengewebe entspricht. Eine Darstellung des kompletten frequenzabhängigen Verlaufes der Materialien, die zur Simulation in CST und MATLAB<sup>®</sup> verwendet wurden, findet sich im Anhang in Abbildung A.1. Die Materialien orientieren sich an den Werten der im Theorieabschnitt gezeigten Graphen von NIKOLOVA (2011). Wenn in Zukunft von Fettgewebe oder Brustdrüsengewebe die Rede ist, sind immer Materialien gemeint, die den soeben genannten Permittivitäten entsprechen. Der Kontrast in der dielektrischen Eigenschaft von gewähltem Brust- und Tumorgewebe fällt folglich bewusst groß aus. Auch diese Vereinfachung wurde erneut genutzt, um die Beobachtung zu erleichtern und wirklich ausgeprägte Rückstrahlung zu erhalten. Die Bewältigung von niedrigen Kontrasten gehört gleichermaßen zu den Zukunftszielen, wie zuvor genanntes.

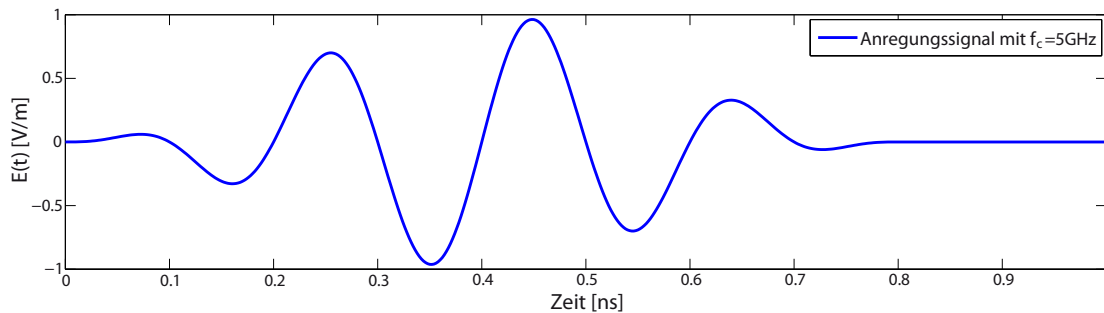
### 3.3 Anregungssignal

Die Systemanregung geschieht durch einen simplen Puls, der aus einer Sinusschwingung der Trägerfrequenz  $f_c$  und einem *Hann*-Fenster zusammengesetzt ist (exemplarisch für eine Frequenz in Abbildung 3.4 gezeigt). Mathematisch lässt sich das Signal für den diskreten Fall durch

$$\begin{aligned} E_i(T_i) &= w(n_i) \cdot \sin(2\pi f_c T_i) \\ &= \frac{1}{2} \left[ 1 + \cos\left(\frac{2\pi n_i}{N}\right) \right] \cdot \sin(2\pi f_c T_i) \end{aligned}$$

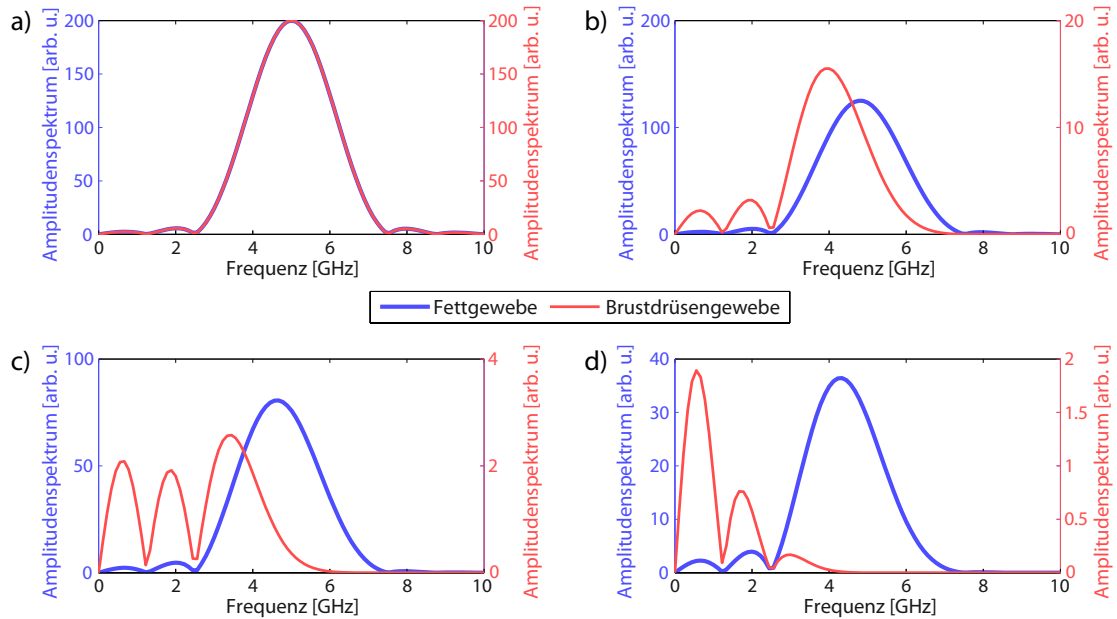
beschreiben, wobei  $T_i$  ein Element des Zeitvektors  $\vec{T}$ ,  $N$  die diskrete Signalbreite und  $n_i$  das aktuelle Element von  $n \in \left[ \frac{-N}{2}, \frac{N}{2} - 1 \right]$  ist. Durch das *Hann*-Fenster wird das zuvor reine Sinus-Signal so moduliert, dass sich ein in Abbildung 3.5a) gezeigtes Anregungsspektrum ergibt. Man erkennt eine deutliche Erhöhung der Bandbreite. Die Graphen b), c) und d) greifen die Signale aus Abschnitt 3.4 auf und zeigen, wie sich das Amplitu-



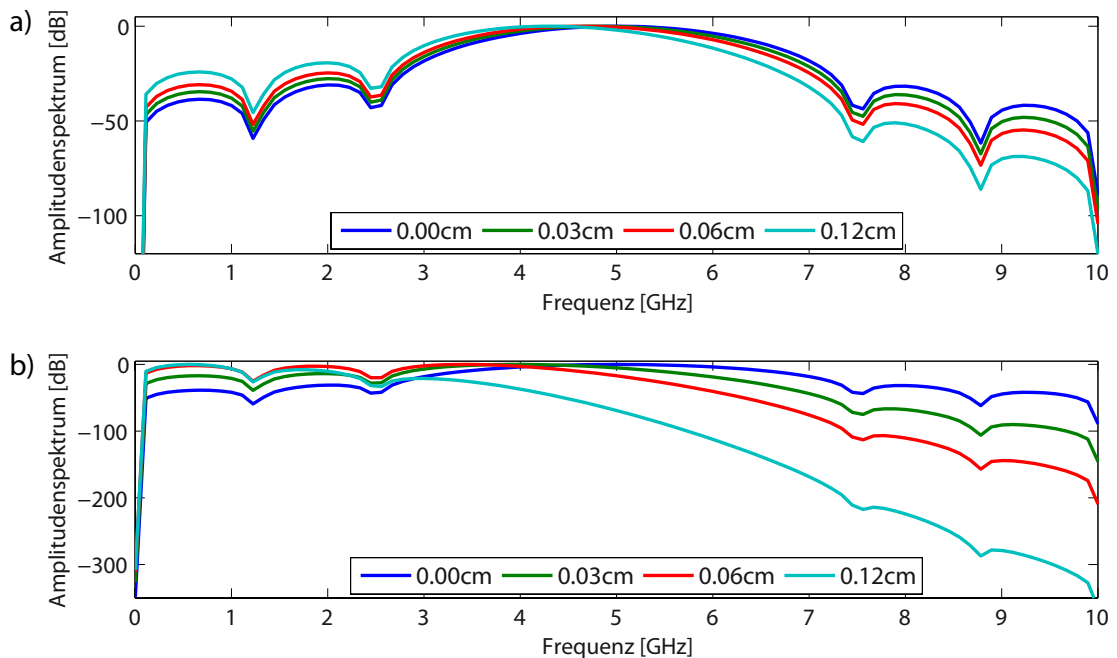


**Abb. 3.4** – Exemplarisches Sinuspuls-Anregungssignal mit Trägerfrequenz  $f_c = 5$  GHz.

denspektrum der dort gezeigten Zeitsignale in verschiedenen Tiefen unterschiedlicher Gewebearten verändert. Es ist äußerst markant, dass die höheren Frequenzen stärker gedämpft werden als die niedrigeren und sich das Spektrum insgesamt zu niedrigeren Frequenzen verschiebt. Bei dem Gewebe, das wir zuvor als Brustdrüsen­gewebe bezeichnet haben, ist diese Erscheinung überaus deutlich: Im Bereich der Trägerfrequenz und darüber sind bei einer Tiefe von 12 cm quasi alle Frequenzanteile weggedämpft und es entwickelt sich ein vergleichsweise schmales Spektrum im niedrigen Gigahertzbereich. Ein schmaler werdendes Amplitudenspektrum hat im Zeitbereich umgekehrt zur Folge, dass das Wellenpaket auseinander läuft, also breiter wird (fundamentale Aussage der Signaltheorie). Dies ist auch in den beiden Abbildungen in Abschnitt 3.4 zu erkennen sein. Zu beachten ist ganz besonders auch die unterschiedliche Skalierung der  $y$ -Achsen in Abbildung 3.5. Im Gewebe höherer Permittivität ist die Dämpfung insgesamt bedeutend stärker, was die mögliche Eindringtiefe reduziert und das Signal-Rausch-Verhältnis bereits auf kürzeren Distanzen deutlich verschlechtert. Die Dämpfung des Materials besitzt demzufolge erhebliche Auswirkung auf das Anregungssignal und auch auf die Unzugänglichkeit größerer Tiefen mit höheren Frequenzen. Besagte unterschiedliche Entwicklung der Spektren mit Erhöhung der Eindringtiefe ist auch noch einmal sehr eindrücklich in Abbildung 3.6, einer alternativen Darstellung der Amplitudenspektren in einer Dezibelskala, zu sehen. Graph a) zeigt die Signalspektren in Fettgewebe in vier verschiedenen Gewebetiefen zwischen 0 cm (entspricht der Anregung) und 12 cm. Man erkennt dort bereits die Tendenz der höheren Dämpfung der oberen Frequenzen. Graph b) zeigt die gleiche Situation in Brustdrüsen­gewebe, wo die Dämpfung um ein Vielfaches größer ausfällt.



**Abb. 3.5** – Amplitudenspektren eines 5 GHz Anregungssignals in zwei homogenen Geweben bei verschiedenen Tiefen  $z$ . a)  $z = 0$  cm (Gewebebegrenze), b)  $z = 3$  cm, c)  $z = 6$  cm, d)  $z = 12$  cm.



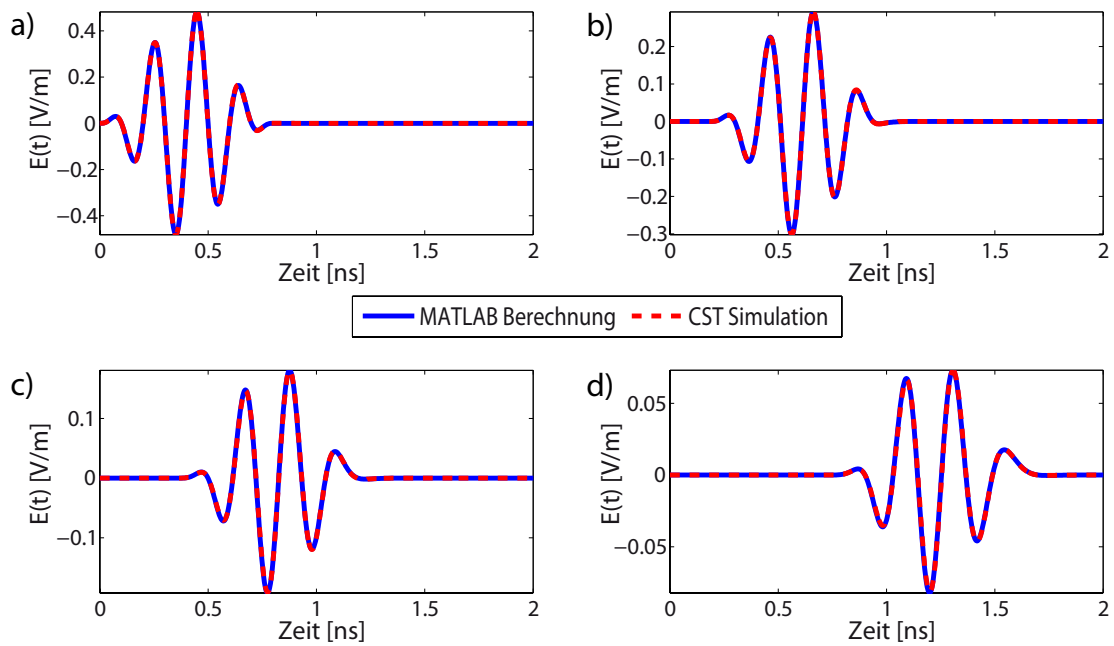
**Abb. 3.6** – Amplitudenspektren eines 5 GHz Anregungssignals in zwei homogenen Gewebearten. a) Fettgewebe, b) Brustdrüsenewebe.

### 3.4 Alternative Berechnung der Wellenausbreitung mit Matlab®

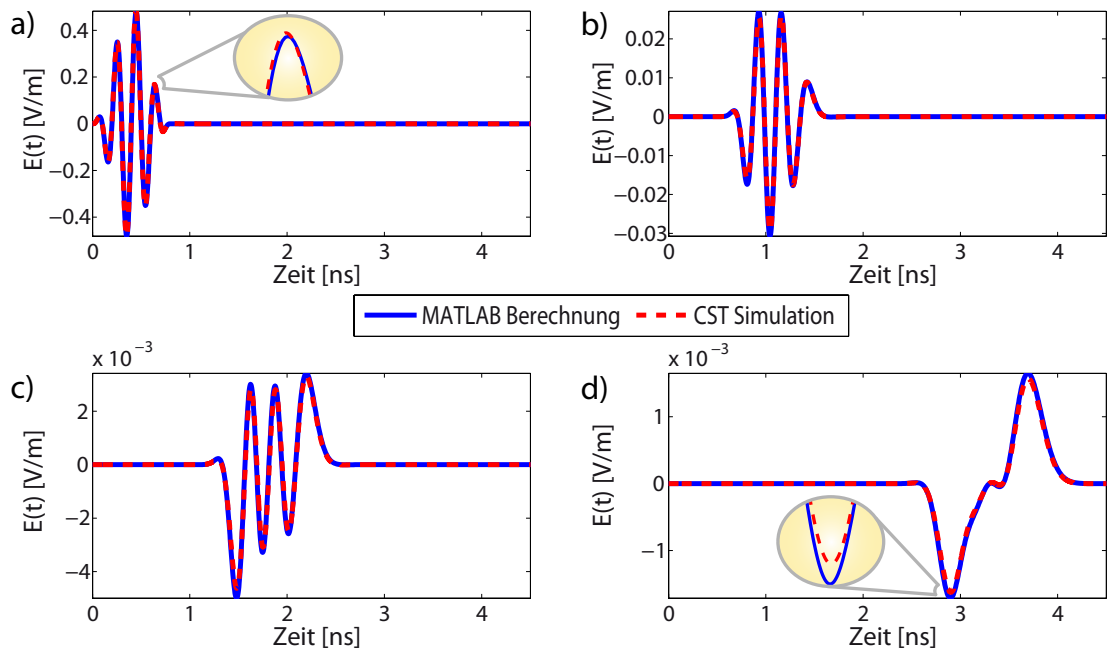
Bald nachdem das Simulationsmodell erstellt, die zur Verfügung gestellten Materialien eingelesen und erste Simulationen durchgeführt worden waren, fiel auf, dass sich die Signale in Fett- und Brustdrüsengewebe sehr unterschiedlich ausbreiten. Dies führte zunächst zu Irritation, da im Speziellen nicht sofort einsichtig war, wie es zu einer derart ausgeprägten Signalveränderung in Material mit hoher relativer Permittivität kommen kann. Der Fehler wurde anfangs im Materialmodell vermutet. Daher erzeugte ich zu Testzwecken verschiedene Materialien, die sich in ihren Permittivitätswerten und der Ausprägung der Frequenzabhängigkeit unterschieden. Durch Auswertung der resultierenden Simulationsergebnisse ließ sich schließen, dass diese Erscheinung korrekterweise mit dem Material, also konkret mit der Permittivität, zusammenhängt. Allerdings wurde dadurch noch nicht vollständig gezeigt, dass die CST-Berechnungen fehlerfreie Ergebnisse liefert, was primär mit der Unklarheit zusammenhing, ob in dem Modell nur zulässige Annahmen und die richtigen Randbedingungen implementiert waren. Um dies zu verifizieren rechnete ich die Wellenausbreitung für den einfachen Fall eines homogenen Ausbreitungsmediums nach, um Vergleichsdatensätze zu erhalten. MATLAB® ermöglicht die Berechnung der Signalamplitude nach Gleichung 2.4 für jede Frequenz  $f = \frac{\omega}{2\pi}$  des Anregungsspektrums am Ort  $z$  zum Zeitpunkt  $t$ . Im Detail besteht das Vorgehen aus der Berechnung von Brechungsindex und Extinktionskoeffizient für gegebenes Material mittels Gleichungen 2.7 und 2.8, Fourier-Transformation des Anregungssignals, um Gleichung 2.4 auf alle Frequenzen des Spektrums anwenden zu können und anschließender Rücktransformation zum Zeitsignal.

Die hervorragenden Übereinstimmungen der Ergebnisse für verschiedene Materialien sind in den Abbildungen 3.7 und 3.8 dargestellt. Es existieren (speziell im zweiten Gewebe) lediglich vernachlässigbar kleine Verschiebungen und unterschiedliche Amplitudenwerte in einigen Extrema. Beides wurde exemplarisch an zwei Stellen in Abbildung 3.8 a) und d) durch Vergrößerung hervorgehoben. Wegen des nicht vermeidbaren Leistungsverlustes durch die Reflexion an der Gewebegrenzschicht im CST-Modell musste ich die maximale Amplitude des Signals in MATLAB® am Ort  $z = 0$  cm auf den CST-Wert normieren. In den folgenden Graphen wurde eine solche Normierung nicht mehr durchgeführt. Wenngleich ein Überschießen der Punkte extremer Richtungsänderungen typischer wäre, kann ich mir die teilweise vorhandenen Unterschiede in den Umkehrpunkten nur durch numerische Effekte erklären.

Die durchgeführten MATLAB®-Rechnungen bestätigen also einerseits das Modell und



**Abb. 3.7** – Signalverlauf in homogenem Gewebe mit  $\bar{\epsilon}_r \approx 4.4$  (Fettgewebe) mit Trägerfrequenz  $f_c = 5$  GHz und Beobachtungstiefe  $z$ .  
 a)  $z = 0$  cm (Gewebebegrenze),      b)  $z = 3$  cm,      c)  $z = 6$  cm,  
 d)  $z = 12$  cm.



**Abb. 3.8** – Signalverlauf in homogenem Gewebe mit  $\bar{\epsilon}_r \approx 45.1$  (Brustdrüsengewebe) mit Trägerfrequenz  $f_c = 5$  GHz und Beobachtungstiefe  $z$ .  
 a)  $z = 0$  cm (Gewebebegrenze),      b)  $z = 3$  cm,      c)  $z = 6$  cm,  
 d)  $z = 12$  cm.

die CST-Ergebnisse und verbessern zudem das Verständnis dafür, dass die frequenzabhängige Dämpfung für die Signaländerung verantwortlich ist. Betrachtet man in Abbildung 3.7 die Maximalwerte sehr genau, kann man auch im ersten Gewebe die Dispersion in einer leichten Phasendrehung erkennen, was auf einen Unterschied in Phasen- und Gruppengeschwindigkeit des Wellenpakets zurückzuführen ist.

### 3.5 Komponenten der Zielfunktion für das CR-System

Ein wesentliches Ziel dieser Arbeit ist es zu zeigen, dass die Frequenzwahl zur Untersuchung des Brustgewebes nicht beliebig ist, sondern anhand konkurrierender Kriterien je nach Zielsetzung ermittelt werden muss. Die Definition einer solchen Zielfunktion ist sehr variabel, daher möchte ich im Folgenden auf die hier verwendete Funktion eingehen.

Letztlich soll die optimale Frequenz ermittelt werden, die für eine erforderliche, bekannte Eindringtiefe den bestmöglichen Kompromiss zwischen Signal-Rausch-Verhältnis (SNR) und Auflösungsvermögen darstellt. Dies sind zwei sich widersprechende Bedingungen: Da das Auflösungsvermögen mit steigender Frequenz zunimmt, wird dieses Kriterium stets dafür sorgen, dass die Frequenz nach oben korrigiert wird, während das SNR-Kriterium die Frequenz zu senken versucht, da das Signal für höhere Frequenzen (wie zuvor gezeigt) stärker gedämpft und das im Fall der Simulation künstlich überlagerte Rauschen folglich relativ betrachtet dominanter wird. Die Zielfunktionskriterien sind somit definiert, wie sind diese jedoch sinnvoll miteinander zu verknüpfen?

Mathematisch hat die Zielfunktion  $J$  die einfache Form

$$J = w_{\text{SNR}} \cdot \text{SNR} + w_{\text{Breite}} \cdot \text{Breite} \quad (3.1)$$

Wobei  $w_{\text{SNR}}$  und  $w_{\text{Breite}}$  die Gewichtungen der beiden Summanden sind und  $\text{SNR}, \text{Breite} \in [0, 1]$  eine Bewertung des jeweiligen Kriteriums bezüglich einer Frequenz und Eindringtiefe. *Breite* meint dabei die Breite im Zeitbereich (entspricht der Dauer) des Wellenpaketes und wurde als einfaches, aber ausreichendes Bewertungskriterium des Auflösungsvermögens gewählt. Sie wird bestimmt durch die Zeitdifferenz zwischen dem ersten und dem letzten Zeitpunkt, zu dem das verrauschte Signal einen bestimmten Schwellwert übersteigt. Die Problematik dieser Vorgehensweise wird in Abschnitt 4.4

diskutiert. Das Signal-Rausch-Verhältnis wird über

$$SNR = 20 \cdot \log_{10} \left( \frac{E_{\text{Noise,RMS}}}{\text{Noise}_{\text{RMS}}} \right)$$

berechnet, wobei  $E_{\text{Noise,RMS}}$  den quadratischen Mittelwert des verrauschten Zeitsignals an einem bestimmten Ort und  $\text{Noise}_{\text{RMS}}$  den quadratischen Mittelwert des nach Voraussetzung bekannten Rauschens am selben Ort meint. Durch die spätere, künstliche Addition des Rauschens liegt dieser Vektor vor. Am realen System müsste zuvor eine Bestimmung des Systemrauschniveaus stattfinden. Wann immer in Zukunft von SNR die Rede ist, ist ein Wert gemeint, der nach obiger Formel bestimmt wurde und ebenfalls als quadratisches Mittel über das Zeitsignal zu verstehen ist. Die Skalierung auf den Wertebereich  $\mathbb{W} = [0, 1]$  erfolgt, wenn alle Werte für jeden Ort  $z$  und jede Frequenz  $f_c$  zur Verfügung stehen. Der höchste SNR-Wert erhält dann die Wertung 1, der schlechteste die 0, alle anderen werden linear auf diesen Bereich skaliert. Umgekehrt erfolgt die Wertung der Breite, da eine hohe Breite sinnvollerweise eine schlechte Wertung erhalten soll. Nach der Berechnung von Gleichung 3.1 wird auch der Wertebereich von  $J$  mittels

$$J_{\text{norm}} = \frac{J - J_{\text{min}}}{|J - J_{\text{min}}|_{\text{max}}}$$

auf das Intervall  $[0, 1]$  skaliert, um eine einheitlichere Darstellung zu erhalten. So weiß man immer, dass null die insgesamt schlechteste und eins die beste Bewertung ist.

# Kapitel 4

## Ergebnisse

Dieses Kapitel soll einen Überblick über die durchgeführten Simulationen und die resultierenden Erkenntnisse vermitteln.

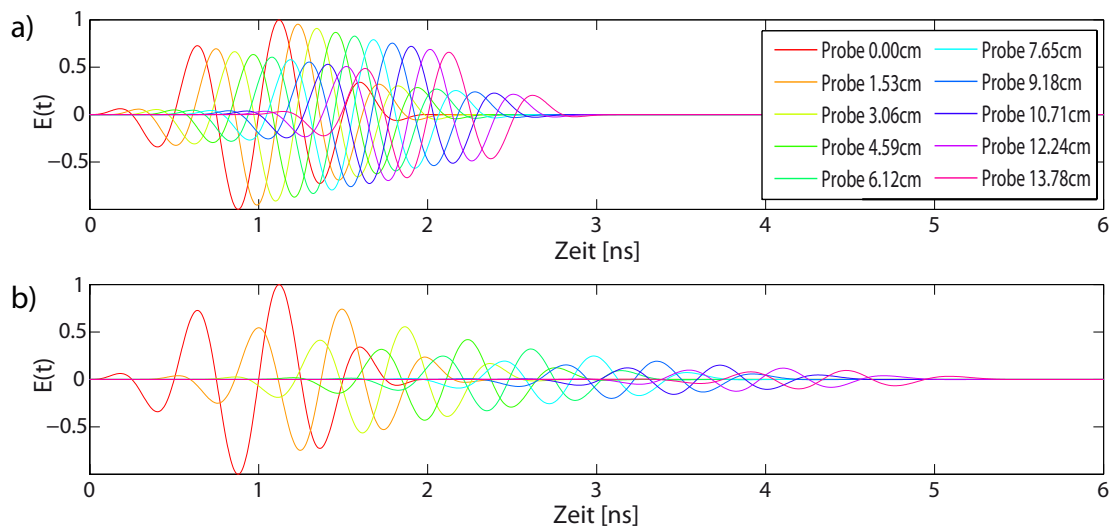
### 4.1 Simulation der Wellenausbreitung in homogenem Gewebe

Der am einfachsten zu konstruierende Fall und zugleich die Grundlage für alle weiteren Forschungsschritte ist die Wellenausbreitung im homogenen Gewebe. Aus diesem Grund und um zu bestätigen, dass es sich bei dem erarbeiteten Simulationsmodell um ein vollständig beschreibbares physikalisches System handelt, das fundamentale Erwartungen erfüllt, wurde zunächst das Modell mit homogenem Brustgewebe, wie es bereits im vorherigen Kapitel beschrieben wurde, simuliert. Es wurden zum Vergleich die zwei verschiedenen Materialien Fett- und Brustdrüsengewebe verwendet, die, wie in Abbildung 2.2 zu sehen, in der Permittivität etwa eine Größenordnung auseinander liegen und bereits zuvor deutliche Unterschiede in der Wellenausbreitung erkennen ließen.

Abbildung 4.1 zeigt den zeitlichen Verlauf der rauschfreien Signale an verschiedenen Proben (vgl. Abbildung 3.3). Die Trägerfrequenz wurde mit 2 GHz so gewählt, dass das Spektrum kaum anfällig für die vorweg diskutierte Verformung aufgrund der Dispersion ist. Wie erwartet, wird das Signal in Fettgewebe gleichmäßig mit steigender Eindringtiefe gedämpft (Abbildung 3.3a), während die Dämpfungskurve im zweiten Gewebe eher einem exponentiellen Verlauf gleicht (Abbildung 3.3b) und damit viel schneller (nicht

zeitlich, sondern örtlich) an wertvoller Amplitude verliert. Sehr auffällig ist auch die stark differente Ausbreitungsgeschwindigkeit der Signale in den beiden Medien. Sie unterscheiden sich mit ca.  $0.46c_0$  und ca.  $0.41c_0$  um gut 5% der Lichtgeschwindigkeit, was sich durch eine deutliche Streckung in der zeitlichen Dimension ausdrückt.

Mit der Durchführung dieser Simulation ließ sich auch prüfen, ob durch das Design tatsächlich keine unerwünschten Reflexionen auftreten. Die Abbildung lässt dies nur erahnen, da die Zeitachse stark limitiert wurde, aber es lässt sich unweigerlich erkennen, dass keine Interferenzen auftreten, was eine notwendige Voraussetzung ist. Auch im späteren Verlauf der Simulationen wurden keine weiteren Signale mehr registriert.



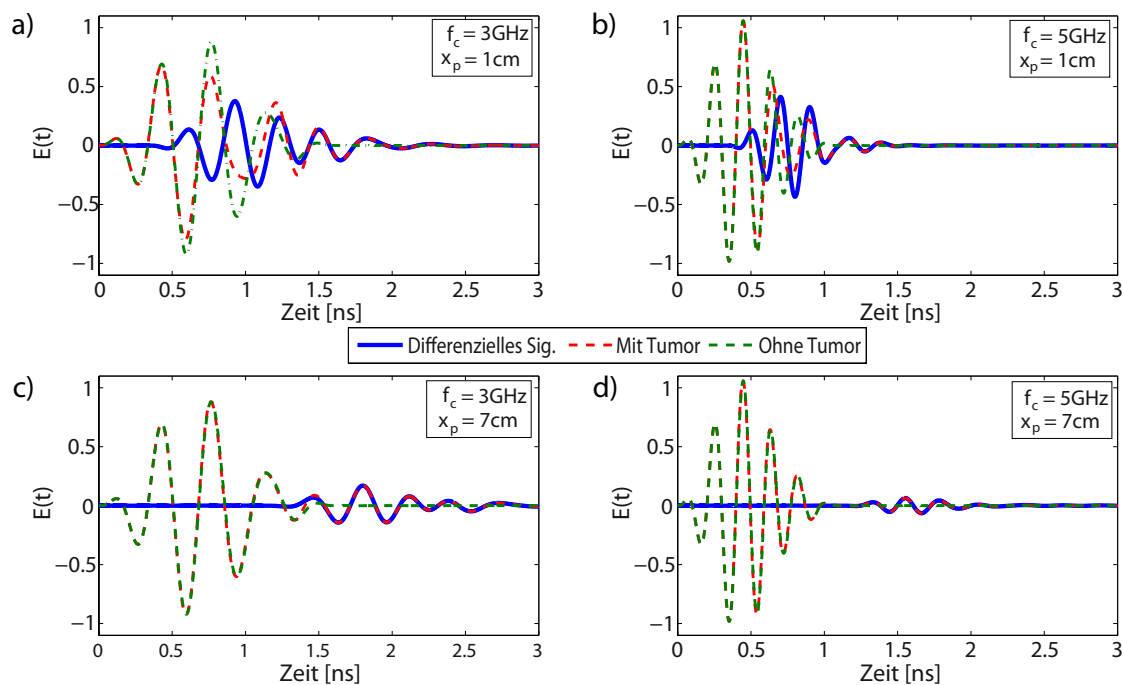
**Abb. 4.1** – Wellenausbreitung in homogenem Medium. Trägerfrequenz der Anregung  $f_c = 2$  GHz. a) Permittivität ähnlich Fettgewebe, b) Permittivität ähnlich Brustdrüsengewebe.

## 4.2 Simulation der Wellenausbreitung in heterogenem Gewebe

Die nächste Komplexitätsstufe besteht aus dem eben betrachteten homogenem Modell, in das bei einer variablen Tiefe eine Tumorschicht definierter Dicke eingezogen wird. Als Brustgewebe dient nun wieder das Fettgewebe. Für den simulierten Tumor wurde ein kontrastreiches Material, ähnlich dem malignem Tumorgewebe aus Abbildung 2.2, genutzt. Des Weiteren werden alle Signalantworten nun wieder vom Empfänger am Ort der Anregung registriert und keine Sonden mehr innerhalb des Gewebes eingesetzt. Die im letzten Kapitel angesprochene Problematik der Ankopplung blieb in der gesamten



Versuchsreihe unbehandelt. Daher muss nun auf die Bildung des differentiellen Signals zurückgegriffen werden, um die am Tumor entstandene Reflexion sichtbar zu machen, da sie sonst im an der Oberfläche reflektierten Signal untergehen würde. Abbildung 4.2 zeigt die beiden Signale (einmal mit und einmal ohne Tumor) und die daraus gebildete Differenz für verschiedene Anregungsfrequenzen und Tumorpositionen. Mir war es in CST nicht möglich, den Empfänger so zu positionieren, dass er die Anregung nicht aufzeichnet, daher ist das grün dargestellte Signal (ohne Tumor) eine Überlagerung von ausgesendeter Welle und Hautreflexion. Der rote Graph beinhaltet zusätzlich die Reflexionen, die an der Tumorschicht entstanden. Ich spreche mit Absicht von mehreren Reflexionen am Tumor, da dieser eine nicht vernachlässigbare Dicke besitzt, sodass eine erste Reflexion an der in Wellenausbreitungsrichtung vorderen Materialkante und eine zweite an der hinteren Kante entsteht. Der Reflex von der hinteren Grenzschicht wird auf seinem Rückweg an der vorderen Kante und anschließend erneut an der hinteren Kante reflektiert. Dadurch sind theoretisch sogar mehr als zwei Reflexionen von einer solchen Schicht detektierbar, wobei deren Bedeutung durch sinkende Signalleistung zunehmend abnimmt. Subtrahiert man die Daten des homogenen Falls von den Daten mit Tumor, ist die Tumorantwort isoliert (blaue Darstellung).



**Abb. 4.2** – Rauschfreies differentiell Signal bei zwei unterschiedlichen Frequenzen und Tumorpositionen.

- a)  $f_c = 3\text{ GHz}$ ,  $x_p = 1\text{ cm}$ , b)  $f_c = 5\text{ GHz}$ ,  $x_p = 1\text{ cm}$ ,  
 c)  $f_c = 3\text{ GHz}$ ,  $x_p = 7\text{ cm}$ , d)  $f_c = 5\text{ GHz}$ ,  $x_p = 7\text{ cm}$ .

Vergleicht man in Abbildung 4.2 jeweils a) mit c) und b) mit d) kann man unschwer die Kausalität erkennen: Je tiefer der Tumor liegt, desto später kommt seine Antwort. Diese Information ist für die Tumorlokalisierung unverzichtbar. Betrachtet man nun einmal a) mit b) und c) mit d) fällt auch die Sensitivität gegenüber der Frequenzwahl auf. Während sich die maximale Amplitude des differentiellen Signals bei einer Tumorposition von 1 cm (also etwa einer Signallaufweite von 2 cm im Gewebe) bei 3 GHz und 5 GHz kaum sichtbar unterscheidet, drückt sich die erhöhte Dämpfung von höheren Frequenzen nach rund 14 cm Ausbreitung im Gewebe durch augenscheinlich halbe Amplitude aus. Bei einer realen, verrauschten Messung könnte dieser Signalleistungsverlust bereits eine signifikante Rolle spielen.

## 4.3 Auswirkungen von Tumorposition und -dicke

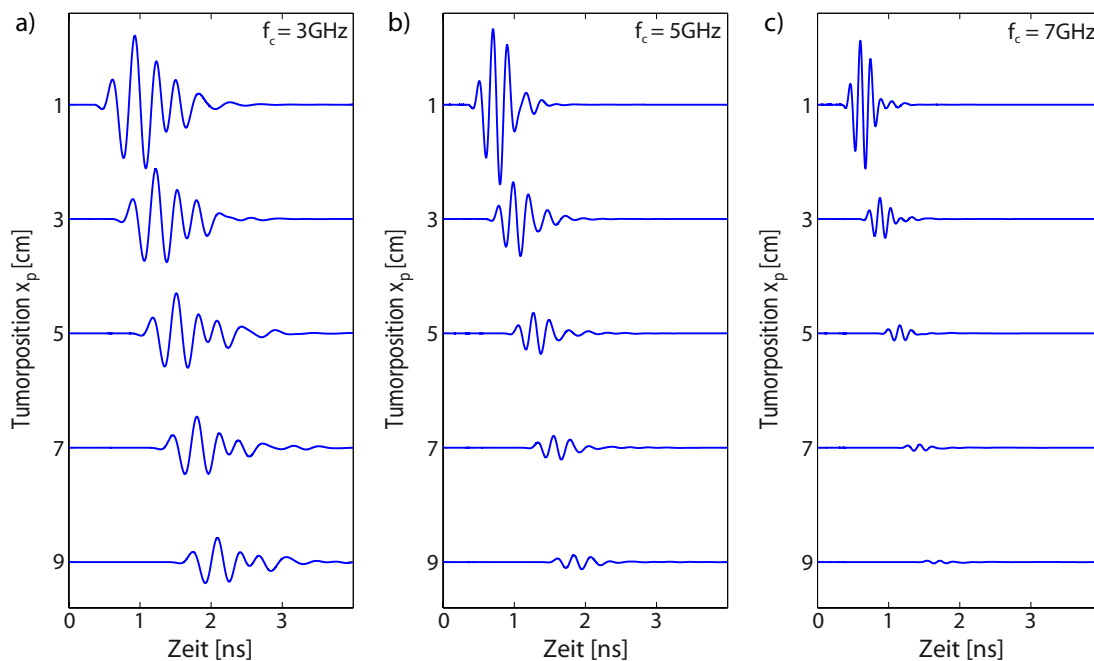
### 4.3.1 Verschiedene Tumorpositionen

Bereits im vorangegangenen Abschnitt wurde auf den Unterschied der Tumorreflexe hingewiesen, wenn die Tumorposition oder die Anregungsfrequenz variiert wird. Nachfolgend soll darauf noch einmal detaillierter eingegangen werden.

Dazu ist in Abbildung 4.3 eine größere Zahl verschiedener Signale gegenübergestellt. Die Graphen a) bis c) zeigen jeweils fünf rauschfreie, differenzielle Signale je einer Trägerfrequenz, wobei die Tumorposition variiert wurde. Die Tumordicke  $d$  beträgt, wie auch in Abschnitt 4.2, 0,8 cm, ist in dieser Betrachtung aber kein wesentlicher Parameter. Weiter handelt es sich hier um eine rein qualitative Betrachtung, weshalb auf die Skala der Signale verzichtet wird.

Bei allen drei Anregungsfrequenzen kann man erneut sehr gut erkennen, wie sich die Signallaufzeit erhöht, je tiefer der Tumor im Gewebe liegt. Über die Zeitdifferenz und das Wissen über die Lage des Tumors lässt sich die Gruppengeschwindigkeit bestimmen. Anders formuliert kann man die Tumorposition berechnen, wenn man die Zeitdifferenz misst und die Wellenausbreitungsgeschwindigkeit kennt, da die Zeitdifferenz proportional zur Eindringtiefe ist. Auch sehr gut zu sehen, wenn man die hier abgebildeten Signale mit dem Anregungssignal aus Abbildung 3.4 vergleicht, ist die Tatsache, dass es sich hierbei um interferierende Wellenpakete handeln muss, da der zeitlich später ankommende Teil der Signale sich deutlich vom ausgesendeten Puls unterscheidet. Das ist in meinem Simulationsaufbau nur auf den zweiten (und ggf. mehr) Reflex(e) an der hinteren Grenze der Tumorschicht zurückführbar. Je höher jedoch die Frequenz

wird, desto geringer fällt diese Reflexion aus, da die Dämpfung der Welle innerhalb des Tumorgewebes dann stärker ist und die Amplitude zu klein wird, um in der abgebildeten Ansicht erkennbar zu sein (z. B. bei  $f_c = 7$  GHz,  $x_p = 5$  cm). Auf den ersten Blick fällt wieder auf, dass die Signalstärke bei einer 7 GHz Anregung im direkten Vergleich der Tumortiefen zum 1 GHz Anregungssignal um ein Vielfaches stärker abnimmt. Dafür ist das Signal zeitlich viel schmäler. Nichtsdestotrotz handelt es sich hier wieder um eine rauschfreie Darstellung und die Vermutung liegt nahe, dass die schwachen Tumorreflexionen bei 7 GHz ab 5 cm — bestimmt aber ab 7 cm — erforderlicher Eindringtiefe im Rauschen eines realen Systems schwer zu identifizieren sein werden. Diese Darstellung gibt also einen ersten Ausblick auf die Ergebnisse, die die Auswertung der Zielfunktion in Abschnitt 4.4 hervorbringen wird.



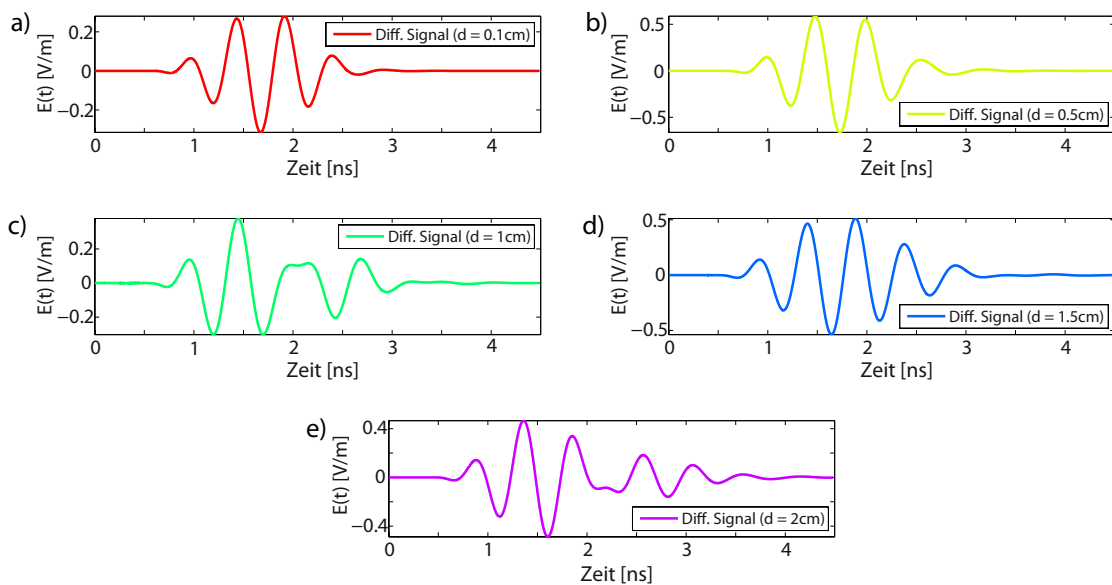
**Abb. 4.3** – Vergleich der zu erwartenden Tumorreflexionen bei unterschiedlichen Anregungsfrequenzen und Tumortiefen.

a)  $f_c = 3$  GHz, b)  $f_c = 5$  GHz, c)  $f_c = 7$  GHz.

### 4.3.2 Verschiedene Tumordicken

Beim Vergleich der verschiedenartigen Tumorreflexe wurde die Tumordicke konstant gehalten, während die Anregungsfrequenz und die Tumorposition veränderlich waren. Nun soll betrachtet werden, wie sich die Signale ändern, wenn man genau umgekehrt vorgeht. Abbildung 4.4 zeigt dazu fünf Simulationsergebnisse, die sich einzig durch

eine Veränderung der Tumordicke unterscheiden. Die Anregung erfolgt durchweg mit einer Trägerfrequenz von 2 GHz und die Tumorschicht ist bei 2,5 cm positioniert. Auf den ersten Blick scheinen die Unterschiede teils nur marginal zu sein. Die Wellenform zwischen Graph a) und b) unterscheidet sich beispielsweise augenscheinlich zunächst nicht. Beachtet man jedoch auch die Amplitudenwerte, wird schnell klar, dass hier zwei Wellen destruktiv und/oder konstruktiv interferieren müssen, da es sonst nicht zu dieser Diskrepanz kommen könnte. In Graph d) müssen die beiden rückgestreuten Wellenpakete gerade um eine Wellenlänge verschoben sein, da sich in das gezeichnete Signal im Vergleich zur Anregung gerade eine zusätzliche Schwingung perfekt eingliedert. Die Graphen c) und e) hingegen zeigen Interferenzmuster, die sich merklich von harmonischen Schwingungen unterscheiden, also unbestritten aus mindestens zwei Schwingungen zusammengesetzt sein müssen. Die Dicke des Tumors beeinflusst durch den entstehenden Phasenversatz zwischen zwei Wellenpaketen also vor allem das Bild deren Überlagerung, falls es denn eine solche gibt und nicht durch eine sehr große Dicke zwei separate Wellenpakete detektierbar sind (nicht in Abbildung zu sehen).



**Abb. 4.4** – Differentielle Signale bei Variation der Tumordicke  $d$  mit  $x_p = 2,5$  cm und  $f_c = 2$  GHz. a)  $d = 0,1$  cm, b)  $d = 0,5$  cm, c)  $d = 1,0$  cm, d)  $d = 1,5$  cm, e)  $d = 2,0$  cm.

## 4.4 Auswertung der Zielfunktion

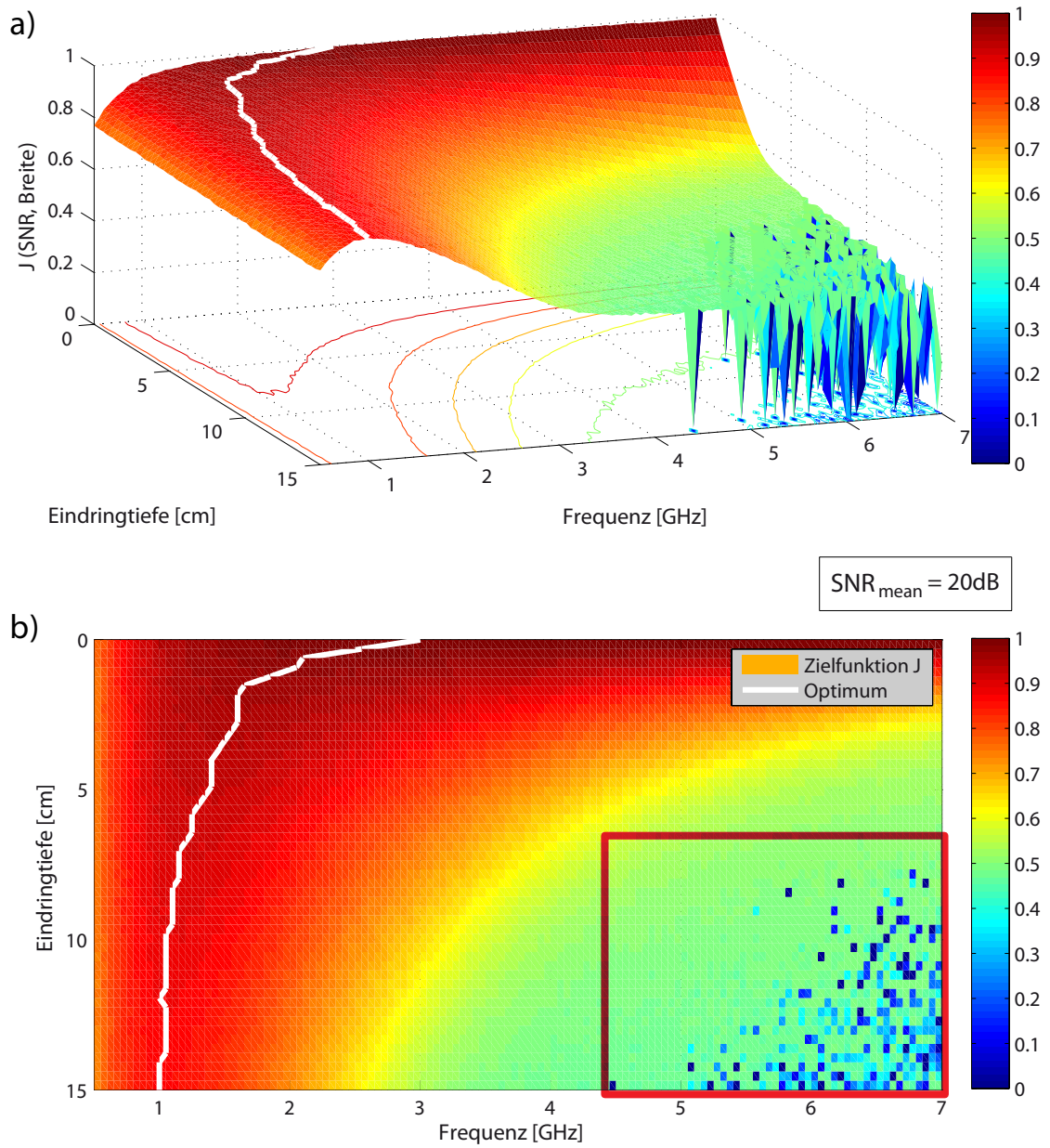
Das Hauptziel dieser Arbeit ist die Auswertung der aufgestellten Zielfunktion und die Interpretation für spätere Vertiefungen. Die beiden betrachteten Kriterien, wie sie ausführlich in Abschnitt 3.5 beschrieben wurden, ergeben ein aussagekräftiges Flächenprofil mit der Frequenz der Anregung als erste, der Eindringtiefe ins Gewebe als zweite und der Wertung durch die Zielfunktion als dritte Dimension.

Erzeugt wurden die Profile durch Simulation der Wellenausbreitung in homogenem Material ähnlich dem Brustdrüsengewebe mittels in Abschnitt 3.4 beschriebener MATLAB<sup>®</sup>-Kalkulation, da die Berechnungen so trotz einer sehr kleinschrittigen Parameteränderung binnen weniger Sekunden durchgeführt werden konnte, während die CST-Simulation mit weitaus größeren Abstufungen teilweise 20 Stunden und länger in Anspruch nahm. Die Anregungsfrequenz konnte dadurch im Bereich von 0,5 GHz bis 7.0 GHz in 50 MHz Schritten durchlaufen werden, wobei insgesamt 50 Sonden (engl: *probes*) gleichverteilt im Bereich von 0 cm bis 15 cm Gewebetiefe den Verlauf des elektrischen Feldes aufzeichneten. Die Betrachtung der Zielfunktion erfolgt an Gewebe höherer Permittivität (Brustdrüsengewebe), da es aufgrund seiner stärker ausgeprägten Frequenzabhängigkeit physikalisch interessantere Ergebnisse hervorbringt, wohingegen das Profil für Gewebe ähnlich dem Fettgewebe deutlich flacher ausfällt und die Frequenzwahl weniger vom sich gering änderndem Signal-Rausch-Verhältnis abhängt, sondern vielmehr durch die Paketbreite bzw. das Auflösungsvermögen beeinflusst wird.

Abbildung 4.5 zeigt eine erste Darstellung eines solchen Profils. Dabei lag der Schwellwert zur Breitenbestimmung bei -6 dB (seine Relevanz wird im nächsten Abschnitt nochmals verdeutlicht) und das Rauschniveau war so geregelt, dass im Mittel ein SNR von 20 dB vorlag. Ausgehend von einer Tiefe, die man mit dem Signal erreichen will, gibt die weiße Linie die numerisch optimale Frequenz zur Anregung an. Genauer soll an dieser Stelle noch nicht auf die Aussagen der Zielfunktion eingegangen werden, da zunächst noch die sehr auffälligen Sprünge der Funktion im Bereich von 7 cm – 15 cm und 4,5 GHz – 7 GHz diskutiert werden müssen (hervorgehobener Bereich).

### 4.4.1 Bestimmung der Signalbreite

Da es sich bei den erwähnten Sprüngen im Profil der Zielfunktion durchweg um Abfälle der Bewertung handelt, können diese nur durch zwei Ereignisse hervorgerufen werden: einer plötzlichen, rapiden Verschlechterung des SNR oder einer Erhöhung der Signalbreite. Eine diskrete Veränderung des SNR, wie die Datenpunkte sie suggerieren, kann

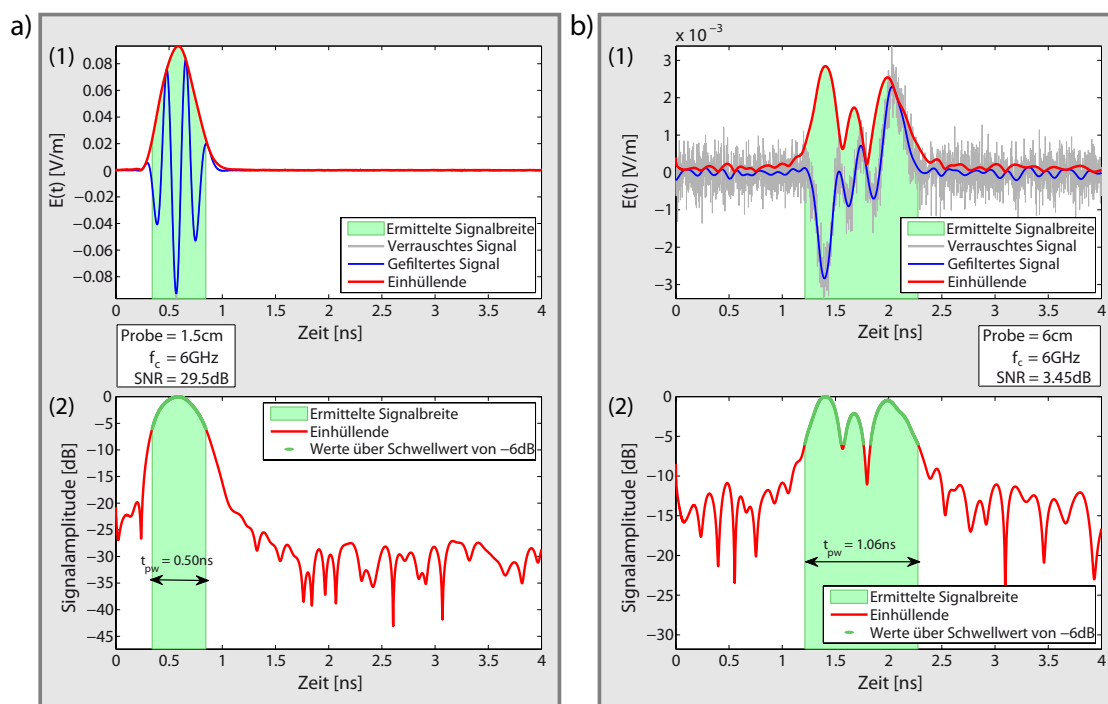


**Abb. 4.5** – Zielfunktion mit Artefakten einer fehlerhaften Breitenbestimmung in Brustdrüsengewebe. Schwellwert -6 dB, SNR 20 dB.

schnell ausgeschlossen werden, weshalb eine genauere Analyse der Breitenbestimmung sich als sinnvoll erweist.

In Abbildung 4.6 ist dazu illustriert, wie die Breitenbestimmung der Signale durchgeführt wird. Gezeigt ist zweimal eine 6 GHz Anregung bei a) 1,5 cm (links) und b) 6,0 cm Eindringtiefe (rechts). Das verrauschte, aufgezeichnete Signal wird zunächst mit Hilfe eines Tiefpassfilters geglättet und eine Einhüllende berechnet (zu sehen in den oberen Graphen). Ausgehend vom Maximalwert der Einhüllenden wird das Signal anschließend in eine Dezibelskala übertragen und die Zeitdifferenz  $t_{pw}$  der Zeitpunkte ermittelt, die oberhalb eines bestimmten Schwellwertes liegen. Bei einem großen SNR wie in a.2) ist dies ein sehr einfacherer und sauberer Weg, die Dauer des Signals trotz Rauschens zu extrahieren. Sinkt das SNR oder verändert sich das Signal durch tieferes Eindringen ins Gewebe, kommt es vor, dass das Signal zwischenzeitlich unterhalb des Schwellwertes fällt und die Amplitude dann wieder zunimmt b.2). Die Zeitdifferenz muss in diesem Fall trotzdem vom Zeitpunkt des ersten Überschreitens bis zum letzten Unterschreiten des Grenzwertes genommen werden, da nur dann das gesamte Signal im beschriebenen Zeitintervall (*packet width*) liegt.

Verschlechtert sich das Signal-Rausch-Verhältnis noch weiter (z. B. durch noch höhere Eindringtiefen), dann tritt vereinzelt der Fall ein, dass die Einhüllende allein durch das stochastische Rauschen den Schwellwert zu einem beliebigen Zeitpunkt übersteigt.

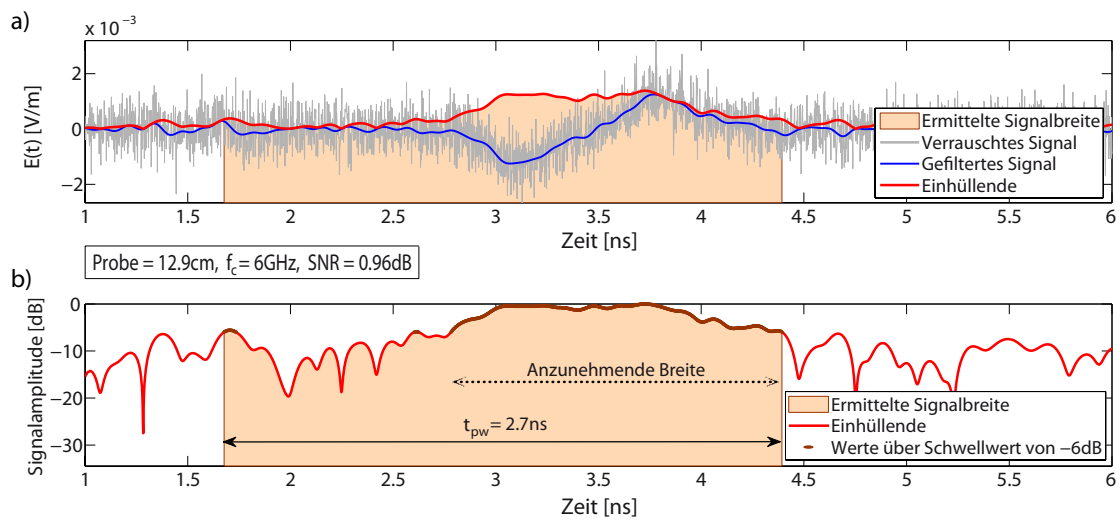


**Abb. 4.6** – Signalbreitenbestimmung in Brustdrüsengewebe bei zwei Probertiefen  $z$  und Frequenz  $f_c = 6$  GHz. a)  $z = 1,5$  cm, b)  $z = 6$  cm.

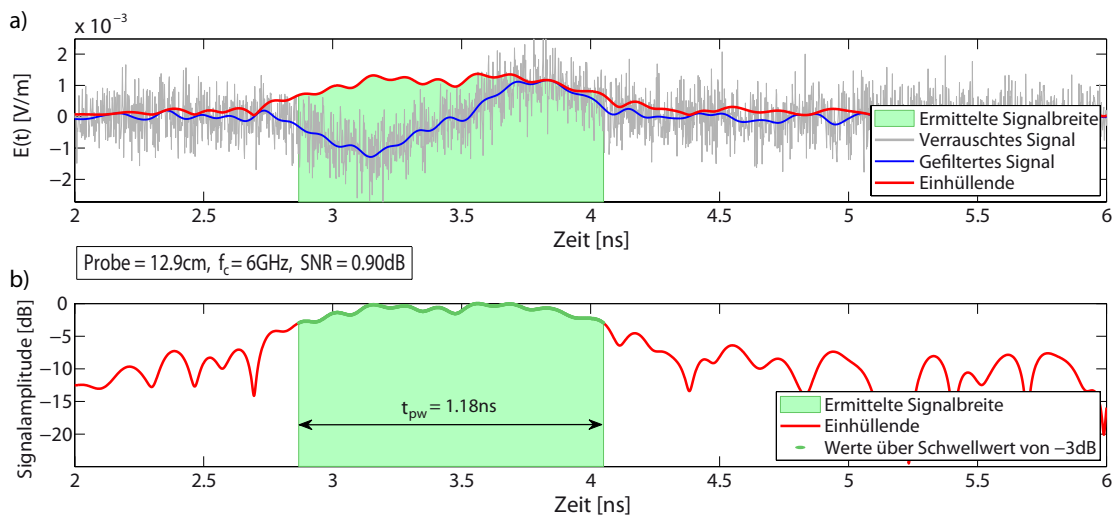
Abbildung 4.7 zeigt exemplarisch eine solche Situation. Die Folge ist eine falsch bestimmte Signaldauer, die länger zu sein scheint als das Signal eigentlich ist, und daraus resultierend eine erheblich schlechtere Bewertung durch die Zielfunktion, was dann als diskreter Sturz im Profil zu erkennen ist.

Diese Sprünge lassen sich unter anderem durch geeignete Wahl des Schwellwertes beseitigen, wie Abbildung 4.8 zeigt. Es handelt sich dort um eine vergleichbare Situation, in der keine weiteren Systemparameter im Vergleich zur zuvor fehlerhaften Breitenbestimmung geändert wurden, bis auf die Erhöhung des Schwellwertes von -6 dB auf -3 dB, sodass dieser Pegel durch das systemabhängige Rauschen nicht mehr erreicht wird. Das verdeutlicht, dass es sich bei dem von mir sogenannten Schwellwert um einen *Tuningparameter* handelt, der bei entsprechender Justierung ein kontinuierliches Profil der Zielfunktion hervorbringt, wie es im Anhang in Abbildung A.2 zu sehen ist. Die eben angesprochene Problematik der fehleranfälligen Breitenbestimmung ereignet sich in diesem Maße vornehmlich in Gewebe mit erhöhter Permittivität, wie Brustdrüsengewebe. Analysiert man das gleiche Signal an der selben Position ( $f_c = 6$  GHz,  $z = 12,9$  cm) in Fettgewebe, ist die Bestimmung der Signaldauer selbst mit einem Schwellwert von -12 dB noch keine Schwierigkeit, da das Signal-Rausch-Verhältnis durch die geringer ausfallende Dämpfung des Signals bzw. der verschiedenen Frequenzen weitaus besser und die Hüllkurve vom Rauschen weitestgehend unbeeinflusst ist. Die Einstellung dieses Parameters variiert demgemäß situations- bzw. systembedingt sehr und muss individuell berücksichtigt werden.





**Abb. 4.7** – Fehlerhafte Breitenbestimmung bei größerer Tiefe ( $z = 12,9\text{ cm}$ ) in Brustdrüsengewebe.



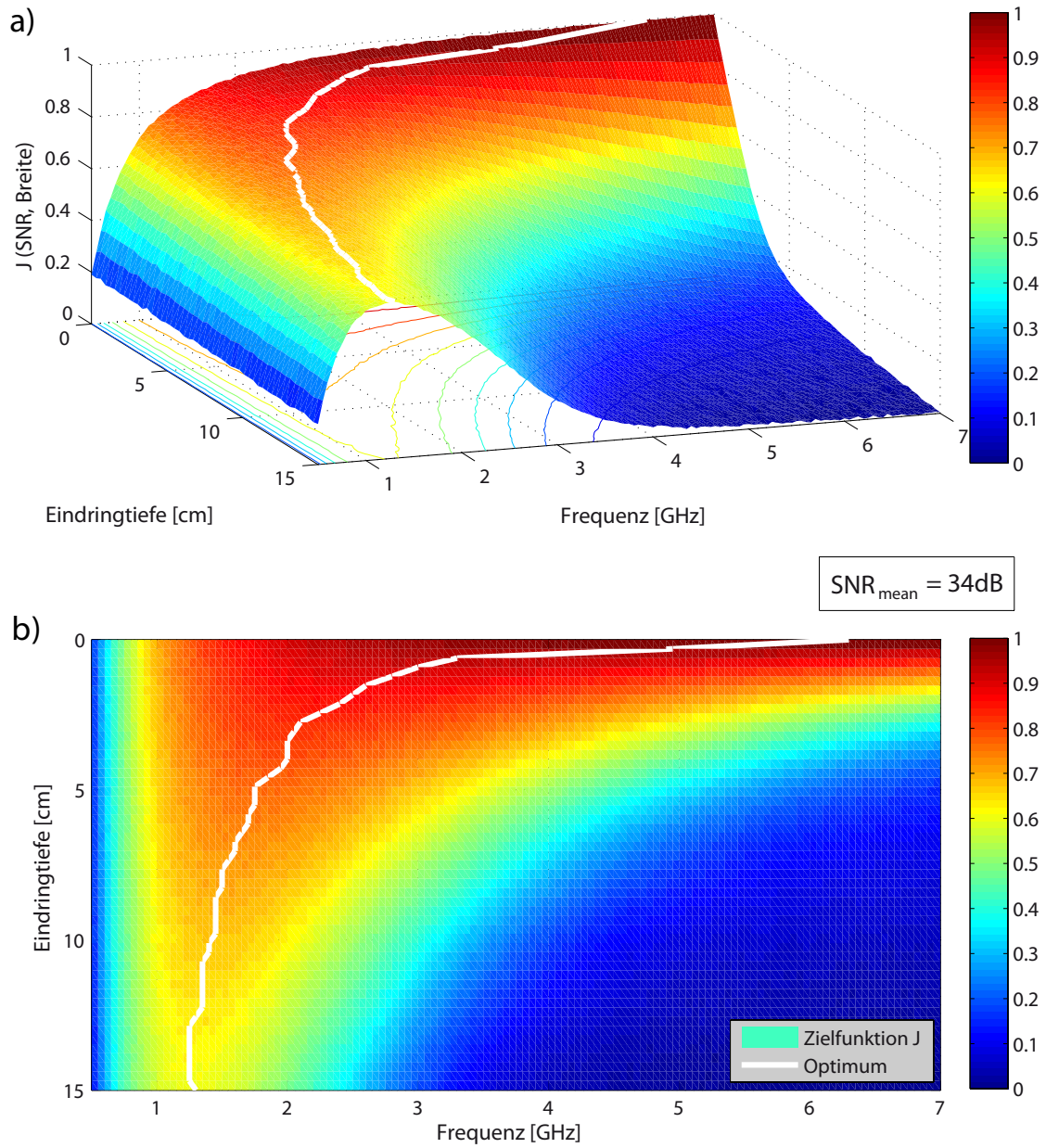
**Abb. 4.8** – Verbesserung des Ergebnisses durch Reduzierung des Schwellwertes auf -3 dB.

#### 4.4.2 Aussagen der Zielfunktion

Alternativ zur Anpassung des Schwellwertes zur Signalbreitenbestimmung kann auch eine Verbesserung des mittleren SNR dazu beitragen, ein besseres Ergebnis zu erhalten. Als Parameter der Simulation konnte ich dazu einfach das überlagerte Rauschniveau senken und erhielt bei gleichbleibender Sendeleistung ein gesteigertes Signal-Rausch-Verhältnis, sodass trotz eines Schwellwertes von -6 dB durchweg eine fehlerfreie Breitenanalyse möglich war. In einem realen System müsste man dazu Komponenten verbauen, die insgesamt in einem niedrigeren Rauschen resultieren oder die Sendeleistung als solche erhöhen.

Das in Abbildung 4.9 gezeigte Ergebnis ist ein für meine Zielfunktion sehr charakteristisches Profil. Es visualisiert sehr eindrücklich, die zuvor aufgestellte These, dass sich einige Frequenzen besser zur Untersuchung des homogenen Gewebes eignen, als andere. Dabei gibt die weiße Linie jeweils die optimale Frequenz zu einer bestimmten Eindringtiefe an. Für anvisierte Tiefen zwischen 5 cm und 15 cm wären demnach im gezeigten Beispiel Frequenzen von 1 GHz – 2 GHz eine gute Wahl, wohingegen die bestmögliche Trägerfrequenz für kleiner werdende Eindringtiefen rasant ansteigt, bis hin zu einem Wert zwischen 6 GHz – 7 GHz bei Tumoren ganz nahe der Hautoberfläche. Dieser bezeichnende Verlauf bestätigt die Annahme, dass sich höhere Frequenzen gut eignen, um oberflächennahe Karzinome zu untersuchen, da die Dämpfung hier weniger ins Gewicht fällt, das Auflösungsvermögen jedoch erheblich gesteigert ist. Hingegen muss die Wahl auf niedrigere Frequenzen fallen, um trotz des Leistungsabfalls auch tieferliegende Gewebeschichten — dann eben auf Kosten des Auflösungsvermögens — analysieren zu können. Diese Erkenntnis bestärkt die Fortführung des angestrebten *Cognitive Radar*-Ansatzes, der entsprechend der erkannten Auffälligkeiten zur genaueren Untersuchung automatisiert die Frequenz- und Wellenformwahl vornimmt, um ein optimales Endergebnis zu garantieren.

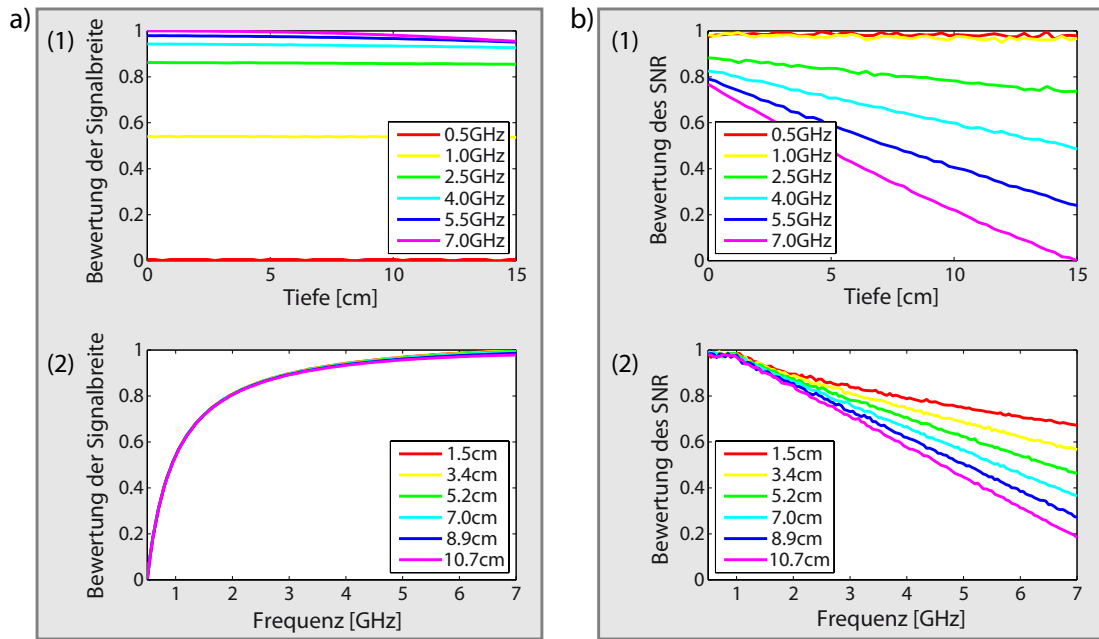
An dieser Stelle soll noch auf die Bewertungen der einzelnen Kriterien der Zielfunktion eingegangen werden. Abbildungen 4.10 und 4.11 zeigen jeweils vier Graphen, die verdeutlichen, wie die einzelnen Bewertungskriterien in das letztlich entstehende Zielfunktionsprofil einfließen. Das untersuchte Intervall für die Eindringtiefe ist  $[0; 15]$  cm und für die Frequenz  $[0,5; 7]$  GHz. Betrachtet man zunächst Abbildung 4.10, die die Kurvenverläufe im Ausbreitungsmedium Fettgewebe zeigt, erkennt man in den Graphen a.1) und a.2), dass sich die Signalbreite im dort verwendeten Material über alle Frequenzen kaum mit der Tiefe verändert, wohingegen das SNR sowohl mit steigender Frequenz als auch höherer Eindringtiefe stetig abnimmt (Graphen b.1 und b.2). Abbildung 4.11 zeigt eine adäquate Darstellung für Brustdrüsengewebe. In der direkten Gegenüberstellung



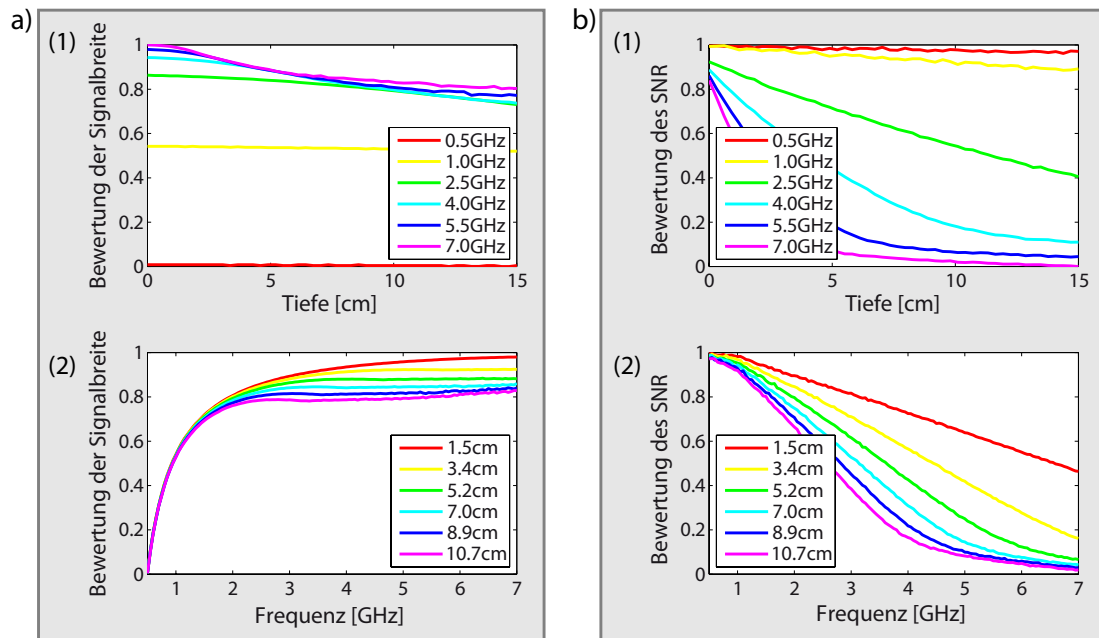
**Abb. 4.9** – Charakteristisches Profil der Zielfunktion bei Analyse von Brustdrüsen-  
gewebe mit SNR = 34 dB, Schwellwert -6 dB.

der beiden Darstellungen wird erneut deutlich, dass sich die Frequenzabhängigkeit der verschiedenen Materialien sehr stark auf das Endergebnis auswirkt. In Graph 4.11 a.1) ist bereits nach wenigen Zentimetern Eindringtiefe für die Frequenzen 4,0 GHz, 5,5 GHz, 7,0 GHz eine merkliche Abnahme in der Wertung zu sehen, was auf ein auseinanderlaufendes Wellenpaket hindeutet. Äquivalent kann man anhand von Graph a.2) zusammenfassen, dass die Wertung über die verschiedenen Frequenzen nicht mehr wie im vorherigen Gewebe in allen Tiefen nahezu gleich ausfällt, sondern dass hier ab ca. 2 GHz eine deutlich abweichende Bewertung in unterschiedlichen Tiefen vorgenommen wird (erkennbar durch die Auffächerung der Kurven). Auch der Verlauf der SNR-Bewertung (Graphenpaar 4.11b) zeigt einen, durch die nicht-lineare, ungleichmäßige Dämpfung der Frequenzen begründbaren, steileren Sturz für höhere Frequenzen (b.1) bzw. tieferen Gewebeschichten (b.2).

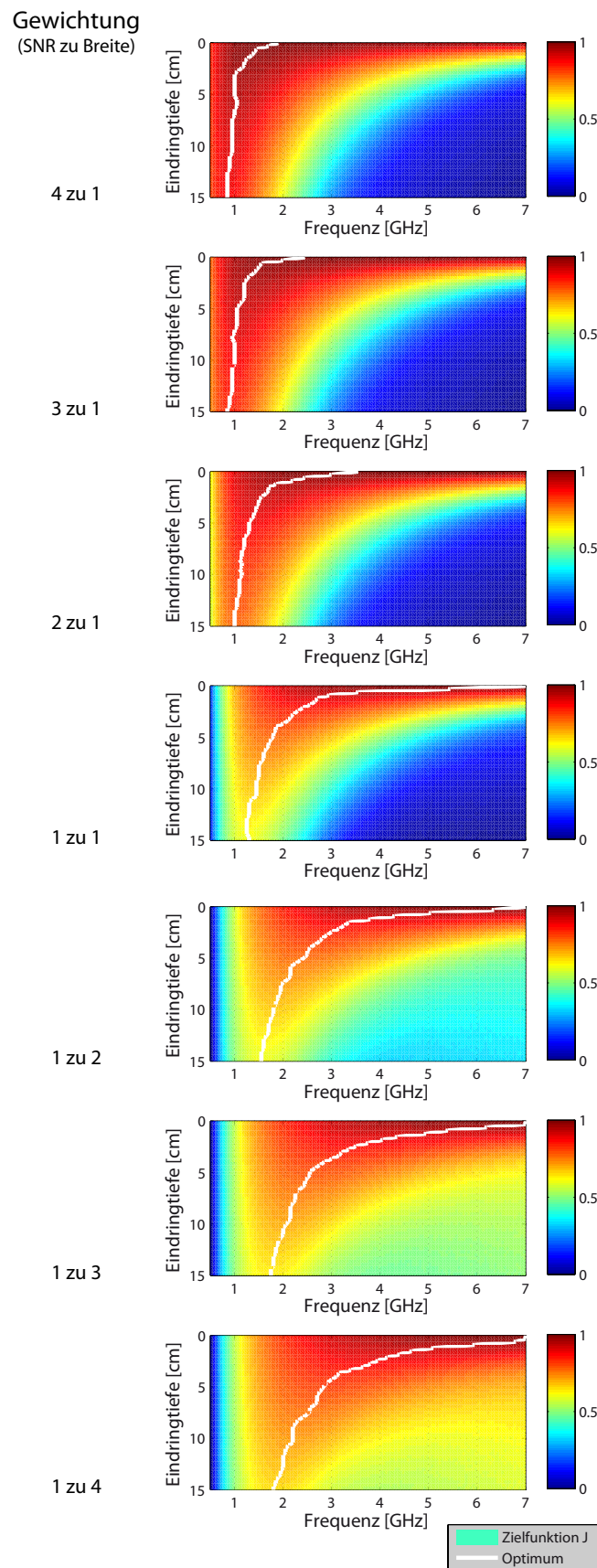
Es bleibt noch der Einfluss der Gewichtung der beiden Kriterien zu diskutieren, wobei dies schnell abgehandelt ist, wenn man Abbildung 4.12 betrachtet. Mittig (Gewichtung 1 zu 1) ist das Profil zu sehen, wie es uns bereits zuvor begegnet ist. Verfolgt man die Veränderung hin zur höheren Gewichtung des SNR, fällt die Verschiebung des Optimums hin zu kleineren Frequenzen auf, wobei insbesondere bei kleineren Eindringtiefen die Wahl auch stetig Richtung Frequenzen von 1 GHz – 2 GHz geht. Die Frequenzwahl wird demnach erheblich eingeschränkt, was jedoch in Anbetracht der vorangegangenen Feststellung, dass die Signalleistung in diesem Fall auf einem höheren Wert bleibt, das Rauschen weniger relevant und das Signal-Rausch-Verhältnis daher besser ist, nicht verwundert. Folglich muss die Wahl auf niedrigere Frequenzen fallen, wenn das SNR höhere Beachtung findet. Andersherum wird die Frequenzwahl immer freier, wenn man den Kurvenverlauf Richtung stärker gewichteter Breite verfolgt. Laut Zielfunktion würde der obere Frequenzbereich voll ausgeschöpft und auch die niedrigste, verwendete Frequenz wandert im Wertebereich leicht nach oben. Der Verlauf des Optimums wird insgesamt flacher. Dies liegt darin begründet, dass der Einfluss des komplexeren SNR-Profiles geringer wird, wohingegen der Breite, die im Optimalfall unabhängig von der Eindringtiefe und daher lediglich abhängig von der Frequenz wäre, eine größere Bedeutung beigemessen wird.



**Abb. 4.10** – Bewertungen der Zielfunktionkomponenten in Einzelansicht für fettgewebsähnliches Material. a.1) Signalbreite über Tiefe, a.2) Signalbreite über Frequenz, b.1) SNR über Tiefe, b.2) SNR über Frequenz.



**Abb. 4.11** – Gleichwertige Darstellung für Brustdrüsengewebe. a.1) Signalbreite über Tiefe, a.2) Signalbreite über Frequenz, b.1) SNR über Tiefe, b.2) SNR über Frequenz.



**Abb. 4.12** – Veränderung der Zielfunktion bei unterschiedlicher Gewichtung der Komponenten.

## 4.5 Möglichkeiten zur Ergebnisverbesserung

Die letzten Ergebnisse aus dem vorangegangenen Abschnitt wurden aus einem Simulationsdatensatz mit einem mittleren Signal-Rausch-Verhältnis von rund 34 dB gewonnen. Die Forderungen nach Stabilität und Verlässlichkeit der Analysen werden in einem komplexeren Modell steigen und ich habe bereits in Abschnitt 4.4.1 aufgezeigt, dass die aktuelle Methodik der Bestimmung des Auflösungskriteriums zu Problemen führen kann, wenn das SNR sinkt. Eine wichtige Zielsetzung sollte daher in jedem Fall die Maximierung des SNR sein.

Dazu können verschiedene Ansätze in Betracht gezogen werden: Alternativ zur in Abschnitt 3.2 diskutierten Ankopplung der Sender-/Empfängereinheiten durch eine Flüssigkeit erwähnt NIKOLOVA (2011, S. 80) die Möglichkeit Antennen zu entwickeln, die durch direkten Hautkontakt das Signal unmittelbar in das Gewebe emittieren, wodurch keine Leistung verloren gehen würde. Eine hohe Kopplungseffektivität wäre das Resultat. Des Weiteren schlägt BERDNIKOVA ET AL. (2010) eine variable Anpassung der Sendeleistung vor, um flexibel auf ein fallendes SNR reagieren zu können und betont gleichzeitig auch, dass eine effiziente SNR-Erhöhung und Auflösungsverbesserung durch anpassungsfähige Signalverarbeitungsalgorithmen zu realisieren seien. Das soll heißen, dass auf verschiedene Algorithmen zurückgegriffen werden kann, um die empfangenen Signale zu verarbeiten und darauf durch geschickte Wahl der Anregungswellenform reagiert wird. Zusätzlich vermutet er weiteres Potential bei limitierter Detektierbarkeit durch ungewollte Streuer (wie in seinem Szenario Fische, Luftblasen, Dreck und Schwebstoffe) in der Berücksichtigung zusätzlicher Reflexionen. Falls keine Antennen verwendet werden, die direkt auf der Haut angebracht sind, ist es laut LI ET AL. (2005, S. 22) für eine hochperformante Mammakarzinomdetektion unablässig, die relative Position zwischen Brust und Antenne zu bestimmen, da diese zu Beginn nicht bekannt ist. Dazu wird die deutliche Reflexion an der Hautoberfläche genutzt, ein *matched filter* angewandt und darüber die Signallaufzeit jeder Antenne zur Brustoberfläche abgeschätzt. Auch diese Information kann für die spätere Signalanalyse von Interesse sein.

Mir selbst kam der Gedanke, ob die Ankopplung des Signals in die Haut eventuell durch eine einfache Kapazitätsmessung optimiert werden könnte. Nach im Rahmen dieser Arbeit erlangtem Wissen besteht das Problem in der Diversität der relativen Permittivität der Haut verschiedener Menschen. Könnte man selbige nicht (im Mittel) bestimmen, indem man eine kleine Hautfalte als Dielektrikum eines (Platten-)Kondensators einspannt (nichtinvasiv) und die Kapazität mit der des luftgefüllten Kondensators vergleicht? Dies

würde keinen frequenzabhängigen Verlauf, aber unter Umständen einen Ankerpunkt liefern, falls ein allgemein gültiger, charakteristischer Verlauf der Hautpermittivität bestätigt werden könnte, der sich allein im Startwert bei jedem Menschen unterscheidet. Vorstellbar wäre für mich auch aus der Hautfeuchtigkeit, also der Leitfähigkeit, wertvolle Informationen über die dielektrische Eigenschaft gewinnen zu können.



# Kapitel 5

## Zusammenfassung und Ausblick

Das letzte Kapitel fasst nochmals die gewonnenen Erkenntnisse zusammen und gibt einen kurzen Ausblick auf offen gebliebene Fragen.

In Kapitel 2 ist beschrieben worden von welcher immensen Wichtigkeit eine neue Methode zur Diagnostik von Brustkrebs wäre, um eine Krebserkrankung durch regelmäßiger durchgeführte Vorsorgeuntersuchungen in einem sehr frühen Stadium zu erkennen und umgehend behandeln zu können. Die Mikrowellen-Mammographie wäre geradezu ideal für diesen Zweck. Ihre Strahlung ist nach heutigem Wissensstand unschädlich für den Körper, weshalb Bedenken durch häufige Untersuchungen auch in jungen Jahren nicht angebracht sind. Zudem entfällt die unangenehme Kompression der Brust, was ein nicht zu unterschätzender Faktor ist, da viele Frauen heute die Vorsorgeuntersuchungen meiden, weil sie diese als unliebsam und schmerzhaft empfinden. Mit großer Sicherheit werden die Kosten durch den wesentlich geringeren technischen Aufwand deutlich unter denen einer MRT-Kontrolle liegen, während mit engagierter Forschung zur Röntgenmammographie gleichwertige oder sogar bessere Detektionsergebnisse zu erwarten sind. Diese verheißungsvollen Aussichten haben die grundlegenden Studien dieser Bachelorarbeit motiviert. Wie erwartet breiten sich elektromagnetische Wellen in homogenem Brustgewebe gleichmäßig aus und erfahren eine Dämpfung, die durch den Imaginärteil der komplexwertigen Permittivität bestimmt ist. Die Tumorposition bestimmt wie viel Zeit verstreicht, bis die Signalreflexion wieder aus dem Gewebe austritt. Wie es die Plausibilität verlangt, dauert dies um so länger je tiefer der Tumor liegt. Auch die Tumordicke beeinflusst die Systemantwort dahingehend, dass sie den Phasenversatz zweier Reflexionen, nämlich der an der vorderen und der an der hinteren Grenzschicht, verändert und dadurch unterschiedliche Interferenzen aufgezeichnet werden. Welchen Einfluss

dies auf einen Rekonstruktionsalgorithmus haben würde, wurde in dieser Arbeit nicht weiter betrachtet. Es ist bei einem monostatischen Aufbau jedoch zu befürchten, dass im ungünstigsten Fall durch destruktive Interferenz eine sehr starke Signalminderung zu verzeichnen wäre. Im komplexeren, räumlichen Modell ist jedoch ein multistatischer Ansatz zur Lokalisation ohnehin notwendig und es ist anzunehmen, dass dieser gegenüber der Signalauslöschung robuster ist, zumal die Tumordicke räumlich verschieden sein dürfte.

Die wichtigste Erkenntnis ist, dass es richtig und notwendig ist, einen *Cognitive Radar*-Ansatz zu verfolgen, um die Detektion zu optimieren. *Cognitive Radar* beschreibt ein eigenständiges, maschinelles Lernverhalten, bei dem das Anregungssignal nach bestimmten Optimierungskriterien angepasst wird. Dazu wird ein geschlossener Feedback-Kreislauf verwendet, der so aufgebaut ist, dass die Systemantwort auf die Anregung zusammen mit zusätzlichen Informationen von der Empfängereinheit ausgewertet wird und der daraus gewonnene Rückschluss dem Sender zur Anpassung seiner nächsten ausgesendeten Wellenform zur Verfügung steht. Auf diese Weise passt sich das RADAR-System selbstständig der Umgebung an und erzielt eine optimale Bildgebung. Im Fall meiner Untersuchungen waren die beiden Optimierungsparameter das Signal-Rausch-Verhältnis und das Auflösungsvermögen. Eine genaue Untersuchung der daraus konstruierten Zielfunktion hat ergeben, dass aufgrund der dispersiven Permittivität immer eine optimale Frequenz zu einer anvisierten Eindringtiefe existiert und sich diese für jede Tiefe und je nach Material mehr oder weniger stark unterscheiden. Diese Beobachtung bestätigt genau die eingangs aufgestellte Hypothese und ist somit als großer Erfolg zu werten. Die gewonnenen Erkenntnisse sind als fundamentales Vorwissen notwendig, um die Richtung der weiteren Forschung definieren und als Fernziel einen erfolversprechenden Prototypen entwickeln zu können.

In einer Fortführung dieser Arbeit sollte die Auswirkung verschiedener Anregungssignale untersucht werden. Bisher wurde lediglich ein Sinuspuls genutzt, aber möglicherweise erweisen sich Gaußpuls oder *pseudorandom noise sequence* als geeigneter, wenn diese zum Beispiel zu einem besseren Detektionsergebnis führen. Als nächste Komplexitätsstufe wäre in den Software-Loop die Implementierung eines Bildgebungsverfahrens einzubauen und damit einhergehend die Erweiterung des Modells auf zwei Dimensionen sinnvoll. Besonders interessant wäre — vielleicht vor oder auch nach der Umsetzung eben erwähnter Schritte — in Anlehnung an Abschnitt 4.3.1 eine Untersuchung der Signalauswirkungen, falls mehr als eine Tumorschicht im Modell platziert wird und ab welcher Distanz diese differenziert registriert werden können.

---

So begeistert man jetzt von der mikrowellenbasierten Krebsdetektion sein mag, es sind — auch bei den diversen anderen Forschungsgruppen — noch viele Schwierigkeiten zu überwinden, bis die Mikrowellen-Mammographie zum neuen „Goldstandard“ der Medizin wird. Besonders wird man vorerst wohl damit zufrieden sein müssen, dass sowohl der Transmissions- als auch der Reflexionsbildgebungsansatz besonders zur Anwendung an der Brust und weniger für andere Körperregionen/Tumortypen geeignet sind. Dies liegt unter anderem an der guten Erreichbarkeit (im Gegensatz zu inneren Organen), dem ausreichend starken Kontrast zwischen gesundem und erkranktem Gewebe und daran, dass die Anregung des zu untersuchenden Gewebebereichs nicht durch im Weg befindliche Muskulatur verhindert wird (vgl. FEAR ET AL., 2003, S. 14).

Schließen möchte ich mit dem Hinweis von WANG ET AL. (2010, S. 1046), der sagt, dass der wichtigste und zugleich kritischste Teil des *Cognitive Radar* die Umsetzung eines intelligenten Senders ist und dass ich der persönlichen Überzeugung bin, dass diese und weitere Aufgaben mit dem Forschergeist, der bei diesem hoch spannenden und medizinisch so wichtigem Thema länderübergreifend an den Tag gelegt wird, in Bälde bewältigt und die Mikrowellen-Mammographie sich als Diagnosemethode etablieren wird.



# Literaturverzeichnis

- BERDNIKOVA, J., RUUBEN, T., MÜÜRSEPP, I. & E., L. (2010): *Resolution and Doppler Tolerance of Cognitive System Waveforms*. In: Electronics and Electrical Engineering, **103**, 7: 101–104.
- BLASCHKE, V. (2008): *Multiband Cognitive Radio-Systeme*. In: *Multiband Cognitive Radio-Systeme*, Nr. 20 in Forschungsberichte aus dem Institut für Nachrichtentechnik der Universität Karlsruhe (TH). Institut für Nachrichtentechnik Universität Karlsruhe (TH).
- FEAR, E. C., LI, X., HAGNESS, S. C. & STUCHLY, M. A. (2002): *Confocal Microwave Imaging for Breast Cancer Detection: Localization of Tumors in Three Dimensions*. In: IEEE Transactions on Biomedical Engineering, **49**, 8: 812–821.
- FEAR, E. C., MEANEY, P. M. & STUCHLY, M. A. (2003): *Microwaves for breast cancer detection?* In: IEEE Potentials, **22**, 1: 12–18.
- GOODMAN, N. A. (2007): *Closed-Loop radar with Adaptively Matched Waveforms*. In: *International Conference on Electromagnetics in Advanced Applications (ICEAA)*, 468–471.
- HAYKIN, S. (2005): *Cognitive Radio: Brain-Empowered Wireless Communications*. In: IEEE Journal on Selected Areas in Communications, **23**, 2: 201–220.
- HAYKIN, S. (2006): *Cognitive radar: a way of the future*. In: IEEE Signal Processing Magazine, **23**, 1: 30–40.
- HAYKIN, S., XUE, Y. & DAVIDSON, T. N. (2008): *Optimal Waveform Design For Cognitive Radar*. In: *42nd Asilomar Conference on Signals, Systems and Computers*, 3–7.
- JUNQUEIRA, L. C. U., CARNEIRO, J. & GRATZL, M. (2005): *Histologie*, Kap. Weibliche Geschlechtsorgane, 406–410. 6. Aufl. Springer Medizin Verlag Heidelberg. ISBN 3-540-21965-X.

- LÜDERS, K. (2006): *Pohls Einführung in die Physik – Elektrizitätslehre und Optik*, Kap. Zusammenhang von Absorption, Reflexion und Brechung des Lichtes, 348–366. 22. Aufl. Springer-Verlag Berlin Heidelberg. ISBN 3-540-23157-9.
- LI, X., BOND, E. J., VAN VEEN, B. D. & HAGNESS, S. C. (2005): *An Overview of Ultra-Wideband Microwave Imaging via Space-Time Beamforming for Early-Stage Breast-Cancer Detection*. In: IEEE Antennas and Propagation Magazine, **47**, 1: 19–34.
- LI, X., LI, Y., CUI, L. & LIU, W. (2011): *Research of new concept sonar - cognitive sonar*. In: Journal of Marine Science and Application, **10**, 4: 502–509.
- LUNDÉN, J. (2009): *Spectrum Sensing For Cognitive Radio And Radar Systems*. Dissertation, Helsinki University of Technology. Dissertation. ISBN 978-952-248-054-5.
- MOSS, C. F., CHIU, C. & SURLYKKE, A. (2011): *Adaptive Vocal Behavior Drives Perception by Echolocation in Bats*. In: Sensory and motor systems, **21**, 4: 645–652.
- NIKOLOVA, N. K. (2011): *Microwave Imaging for Breast Cancer*. In: IEEE Microwave Magazine, **12**, 7: 78–94.
- PÖLLINGER, A. (2011): *Nahinfrarot (NIR) Bildgebung der weiblichen Brust: Evaluation von intrinsischem und extrinsischem Kontrast*. Dissertation, Charité — Universitätsmedizin Berlin. Habilitationsschrift.
- RIEDE, U. N., BAAK, J. P. & MATTERN, D. (2009a): *Basiswissen Allgemeine und Spezielle Pathologie*, Kap. Brustdrüse, 522–531. Springer Medizin Verlag Heidelberg. ISBN 978-3-540-79213-0.
- RIEDE, U. N., FREUDENBERG, N., FISCH, P. & WERNER, M. (2009b): *Basiswissen Allgemeine und Spezielle Pathologie*, Kap. Neubildungen/Neoplasie, 163–200. Springer Medizin Verlag Heidelberg. ISBN 978-3-540-79213-0.
- ROBERT KOCH-INSTITUT (2012): *Krebs in Deutschland 2007/2008*. Gesundheitsbericht, Robert Koch-Institut und Gesellschaft der epidemiologischen Krebsregister in Deutschland e.V., Berlin. ISBN 978-3-89606-214-7.
- SCHIEBLER, T. H. & KORF, H.-W. (2007): *Anatomie*, Kap. Thorax, 253–260. 10. Aufl. Steinkopff Verlag. ISBN 978-3-7985-1770-7.
- SCHWARZ, U. (2010): *Ultrabreitbandantennen für biomedizinische Radaranwendungen*. Dissertation, Technischen Universität Ilmenau. Dissertation.

- SILL, J. M. & FEAR, E. C. (2005): *Tissue Sensing Adaptive Radar for Breast Cancer Detection - Experimental Investigation of Simple Tumor Models*. In: IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, **53**, 11: 3312–3319.
- STRAUSS, F. (2012): *Grundkurs Hochfrequenztechnik*. 1. Aufl. Vieweg+Teubner Verlag, Springer Fachmedien Wiesbaden GmbH. ISBN 978-3-8348-1242-1.
- TORTORA, G. J. & DERRICKSON, B. H. (2006): *Anatomie und Physiologie*, Kap. Fortpflanzungssysteme, 1228–1282. WILEY-VCH Verlag. ISBN 978-3-527-32510-8.
- WANG, B., WANG, K., SONG, X. & HAN, Y. (2010): *Research on Model and Algorithm of Waveform Selection in Cognitive Radar*. In: Journal of Networks, **5**, 9: 1041–1046.
- WEI, Y., MENG, H., LIU, Y. & WANG, X. (2010): *Extended Target Recognition in Cognitive Radar Networks*. In: Sensors, **10**, 11: 10181–10197.
- ZYLKA-MENHORN, V. (2007): *Brustdiagnostik: Im MRT höhere Trefferquote für Frühformen des Mammakarzinoms*. Zugriff am 16. August 2013. URL <http://www.aerzteblatt.de/archiv/56705/>.





# Anhang A

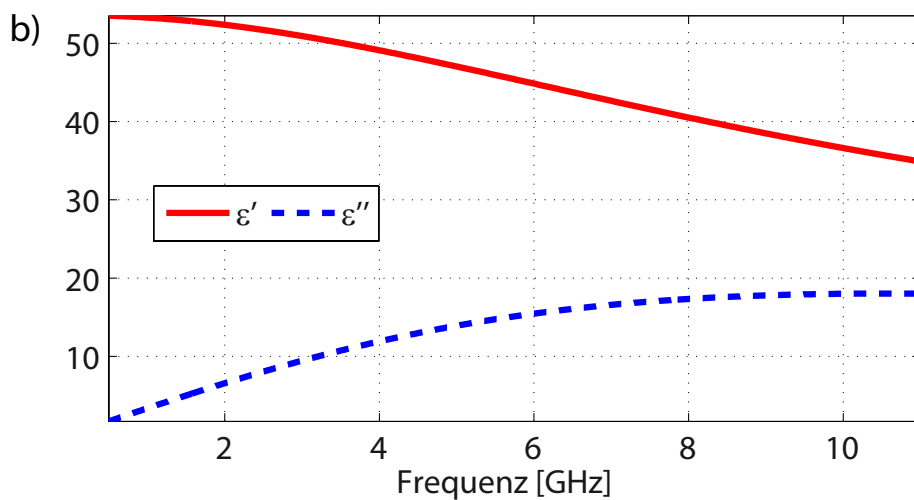
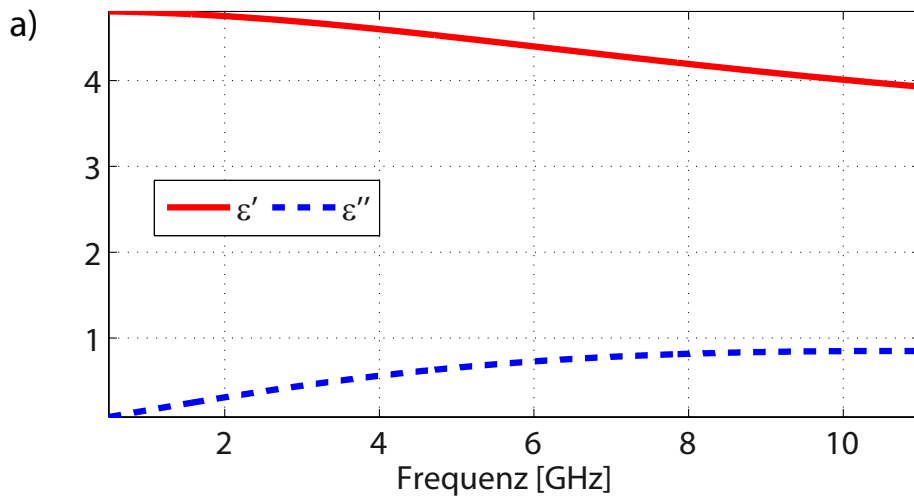
## Zusatzmaterial

Hier sind zusätzliche Materialien und umfangreichere Graphen gelistet, die im Fließtext zu viel Platz eingenommen hätten.

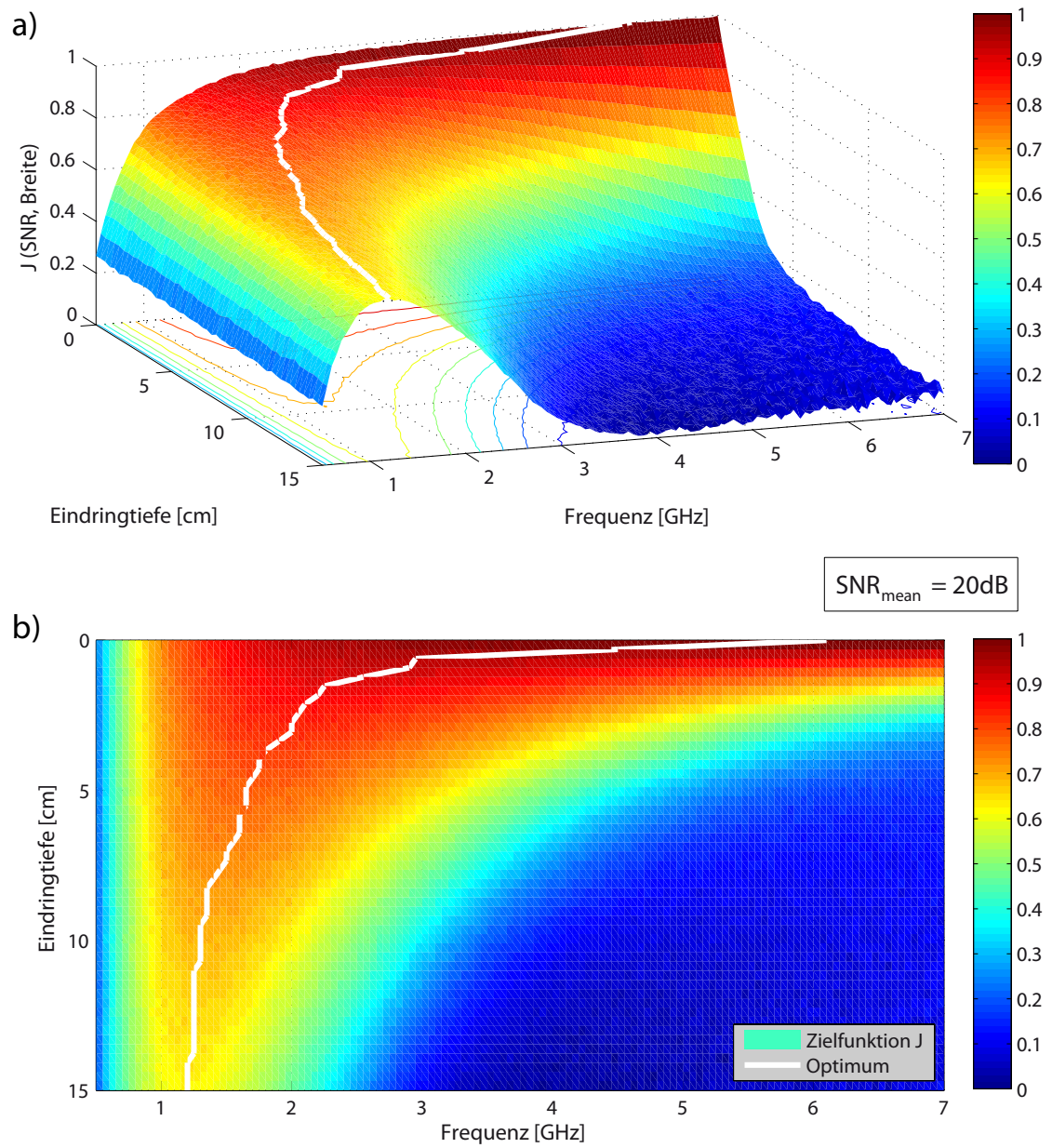
<b>TNM-Bezeichner</b>	<b>Beschreibung</b>
pTis	Carcinoma in situ
pTis (Paget)	Paget-Karzinom der Mamille ohne nachweisbaren Tumor
pT1	Tumor $\leq 2,0\text{cm}$
pT1mic	Mikroinvasion $\leq 0,1\text{cm}$
pT1a	Tumor $> 0,1\text{cm}, \leq 0,5\text{cm}$
pT1b	Tumor $> 0,5\text{cm}, \leq 1,0\text{cm}$
pT1c	Tumor $> 1,0\text{cm}, \leq 2,0\text{cm}$
pT2	Tumor $> 2,0\text{cm}, \leq 5,0\text{cm}$
pT3	Tumor $> 5,0\text{cm}$
pT4	Tumor jeder Größe mit Ausdehnung auf Brustwand oder Haut
pT4a	Tumorausdehnung auf Brustwand
pT4b	Ödem (inkl. Apfelsinenhaut) oder Brusthaut-Ulzeration oder ipsilaterale Satelliten-Hautmetastase
pT4c	pT4a + pT4b
pT4d	inflammatorisches Karzinom
pN0	keine Metastasen in Regional-LNN
pN1mi	Mikrometastase $\leq 0,2\text{mm}$
pN1a	Metastasen in 1–3 Axillar-LNN, davon eine $> 0,2\text{cm}$
pN1b	mikroskopische Metastase in Sentinel-LNN entlang der A. mammaria interna
pN1c	Metastasen in 1–3 Axillar-LNN oder LNN entlang der A. mammaria interna mit mikroskopischer Metastase in Sentinel-LNN
pN2a	Metastasen in 4–9 Axillar-LNN, davon eine $> 0,2\text{cm}$
pN2b	Metastasen in klinisch erkennbaren Ipsilateral-LNN entlang der A. mammaria interna ohne Metastasen in Axillar-LNN
pN3a	Metastasen in 10 und mehr ipsilateralen Axillar-LNN, wovon eine $> 0,2\text{cm}$ oder in ipsilaterale Infraklavikular-LNN
pN3b	LNN-Metastasen entlang der A. mammaria interna mit mindestens einer axillären LNN-Metastase und in Sentinel-LNN entlang der A. Mammaria interna
pN3c	Metastasen in ipsilaterale Supraklavikular-LNN
pM0	keine Fernmetastasen
pM1	Fernmetastasen

LNN: Lymphknoten

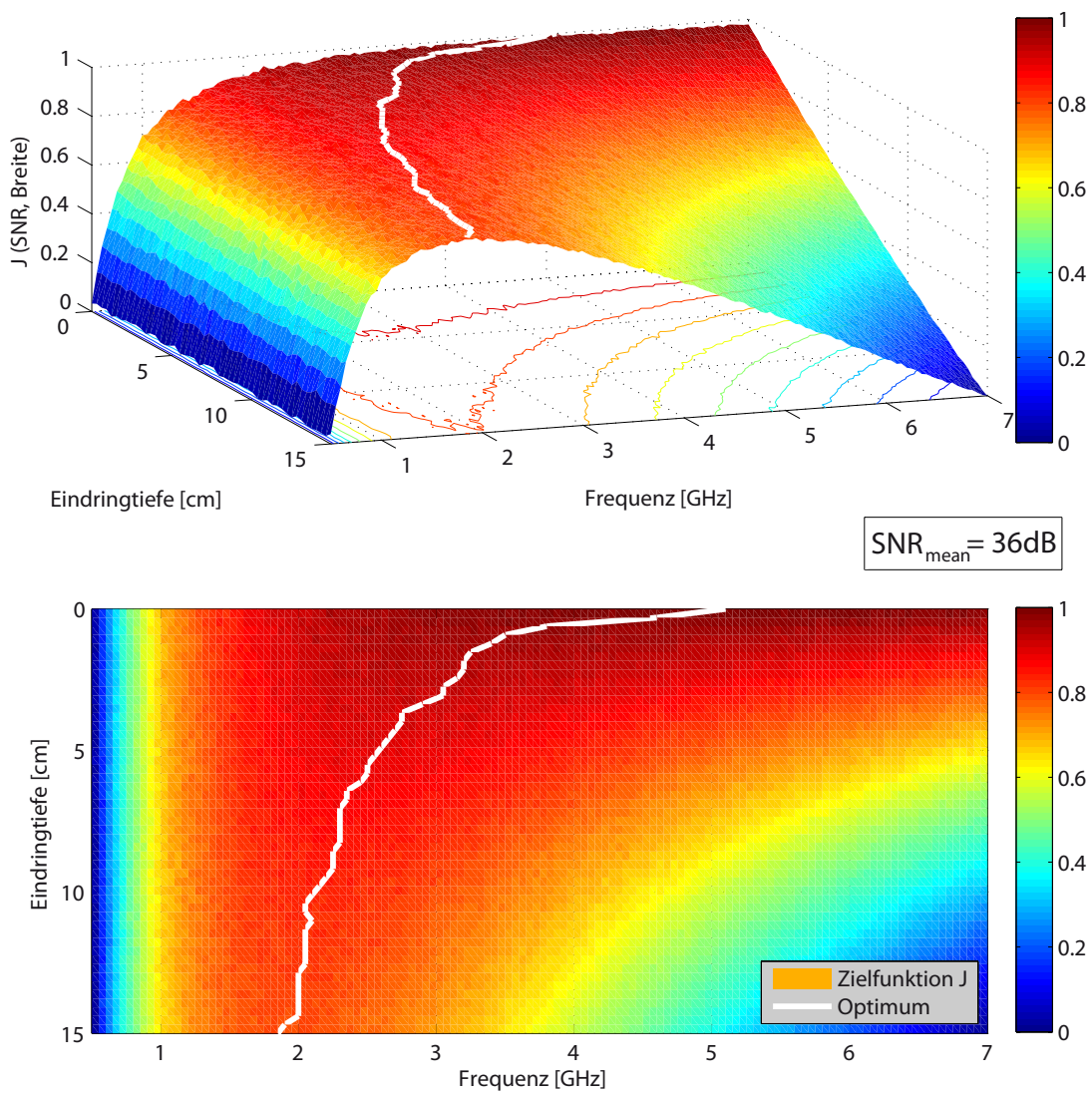
**Tab. A.1** – Vollständige pathologische TNM-Klassifikation der Mammakarzinome.  
Aus RIEDE ET AL. (2009a, S. 526)



**Abb. A.1** – Aus Abbildung 2.2 gewonnene und extrapolierte Materialeigenschaften, die zur Simulation verwendet wurden. a) Niedrige Permittivität (ähnlich Fettgewebe), b) Höhere Permittivität (ähnlich malignen Tumoren und Brustdrüsengewebe).



**Abb. A.2** – Elimination der Artefakte in Brustdrüsengewebe durch Schwellwertanpassung auf  $-3$  dB.



**Abb. A.3** – Einen deutlich flacheren, weniger aussagestarken Verlauf zeigt die Zielfunktion bei Fettgewebe. Schwellwert -6 dB, SNR 36 dB.



# Selbstständigkeitserklärung

## Erklärung nach §28 (12) Ordnung des FB Physiks an der Goethe-Universität für den BA- und MA-Studiengang

Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Bachelorarbeit selbstständig und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Quellen und Hilfsmittel verfasst habe. Alle Stellen der Arbeit, die wörtlich oder sinngemäß aus Veröffentlichungen oder aus anderen fremden Texten entnommen wurden, sind von mir als solche kenntlich gemacht worden.

Ferner erkläre ich, dass die Arbeit nicht – auch nicht auszugsweise – für eine andere Prüfung verwendet wurde.

Frankfurt am Main, den 30. September 2013

.....  
(Unterschrift des Kandidaten)