

1 Einleitung

1.1 Einführung in die UWB-Funktechnologie

Der Begriff Ultrabreitband (*ultrawideband*, UWB) wird für Systeme und Komponenten mit extrem großer Bandbreite verwendet, wobei sich die genaue Definition über die Jahre geändert hat und es länderspezifische Unterschiede gibt. Ursprünglich wurde der Begriff von der US-amerikanischen Forschungsbehörde des Verteidigungsministeriums (*defense advanced research projects agency*, DARPA) im Jahre 1990 eingeführt, und Radarsysteme mit einer relativen Bandbreite von größer 25% wurden als ultrabreitbandig bezeichnet [1]. Heutzutage ist die Definition der US-amerikanischen Regulierungsbehörde FCC (*federal communications commission*) gebräuchlich, die eine relative Bandbreite größer als 20% oder eine absolute Bandbreite von mindestens 500 MHz zu Grunde legt [2]. In Europa hat aber bereits ab einer Bandbreite von 50 MHz der Begriff Ultrabreitband Gültigkeit [3]. Unter der UWB-Funktechnologie fasst man die Systeme zusammen, die sich diese hohe Bandbreite zunutze machen – sei dies in der Kommunikationstechnik oder in der Sensorik.

Die Geschichte der UWB-Funktechnologie beginnt eigentlich bereits mit der experimentellen Demonstration der drahtlosen Übertragung elektromagnetischer Wellen durch Heinrich Hertz im Jahre 1886 – jedoch unbeabsichtigt. Für diese Experimente wurden Knallfunksender (*spark-gap transmitter*) verwendet und eine gedämpfte Sinus-Schwingung mit einem sehr breitbandigen Spektrum abgestrahlt; dies ist auf den Mangel geeigneter Sinus-Generatoren mit konstanter Amplitude in dieser Zeit zurückzuführen. Ursprünglich wurden schmalbandige Systeme angestrebt, um mehrere Funkssysteme parallel betreiben zu können, ohne dass sie sich gegenseitig störten [4]. Dies setzte sich dank des technologischen Fortschritts in der Folgezeit auch durch. Die eigentliche Erforschung und Nutzbarmachung der UWB-Technologie wurde ab den 1960er Jahren vorangetrieben und war hauptsächlich durch militärische Zwecke wie hochauflösende Radar- und abhörsichere Kommunikationssysteme motiviert. Eng verbunden ist die Entwicklung der UWB-Technologie mit der Einführung des *sampling*-Oszilloskops, basierend auf der Äquivalenzzeitabtastung [5, 6]. Erst mit Hilfe dieses Geräts konnten kurze Impulse messtechnisch erfasst und UWB-Systeme entwickelt werden. Ein Großteil der Forschungsarbeit fand in militärischen Forschungseinrichtungen statt und war demzufolge nicht öffentlich zugänglich.

1.2 Frequenzregulierung

Für zivile Zwecke war die UWB-Technologie zunächst aufgrund fehlender Frequenzzulassungen von geringer Bedeutung. Dies änderte sich 2002, als die FCC in den USA erstmalig die allgemeine Freigabe für UWB-Systeme erteilte. Zum Schutz koexistenter Funkssysteme wurde die maximal zulässige Sendeleistung stark limitiert [2], so dass parallel operierende schmalbandige Systeme potentiell vorhandene UWB-Signale nur als Rauschen wahrnehmen. Der maximale Emissionsgrenzwert wurde dabei auf eine äquivalente isotrope Strahlungsleistung (*equivalent isotropic radiated power*, EIRP) von $-41,3$ dBm/MHz festgelegt. Diese Leistungsobergrenze ist laut FCC in drei verschiedenen Frequenzbereichen zulässig, wobei nur bestimmte Anwendungen in den jeweiligen Frequenzbereichen erlaubt sind. Der Bereich unterhalb von 960 MHz ist hauptsächlich für Bodenradare (*ground penetrating radar*, GPR) vorgesehen, und das Frequenzband von 22 GHz bis 29 GHz ist für automotive Radarsysteme reserviert. Der Frequenzbereich von 3,1 GHz bis 10,6 GHz (siehe Abb. 1.1) weist die größte absolute Bandbreite auf und ist für den Großteil der potentiellen Anwendungen der UWB-Technologie vorgesehen, u. a. für die Kommunikations- und Medizintechnik. Daher wird dieser Frequenzbereich oft mit dem Begriff Ultrabreitband gleich gesetzt.

Mittlerweile gibt es in vielen Ländern eine Frequenzregulierung für UWB-Systeme. Meist sind diese von den Vorgaben in den USA abgeleitet; teilweise

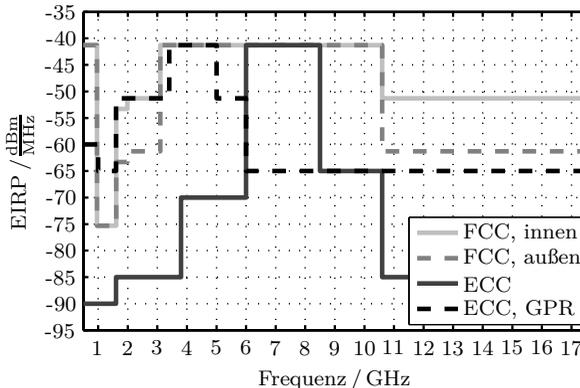


Abb. 1.1: Verschiedene UWB-Frequenzmasken für die USA (FCC) und Europa (ECC).

gibt es aber auch unterschiedliche Leistungs-, Frequenz- und Anwendungslimitierungen. So gibt es in Europa seit 2006 einen Beschluss durch das europäische Regulierungskomitee (*electronic communications committee*, ECC), wonach der UWB-Bereich eine wesentlich geringere verfügbare Bandbreite von 6 GHz bis 8,5 GHz bei maximaler EIRP von $-41,3$ dBm/MHz besitzt [3]. Dieser Beschluss wurde 2008 durch die Bundesnetzagentur in Deutschland umgesetzt [7]. Für spezielle Einsatzgebiete sind unter Einhaltung von Sondervorschriften in Europa auch andere Frequenzbereiche für die UWB-Technologie nutzbar, wie beispielsweise für Bodenradare [8] und für Systeme zur Analyse von Baustoffen [9]. Exemplarisch sind in Abb. 1.1 – neben den FCC-Frequenzmasken – die allgemeine europäische Frequenzmaske und diejenige für Bodenradare dargestellt. Die Arbeit des europäischen Regulierungskomitees zur Freigabe für bestimmte Anwendung ist aktuell immer noch im Gange und nicht abgeschlossen. So arbeitet eine Arbeitsgruppe der ECC gegenwärtig an der Regulierung für medizinische Systeme.

Da zu Beginn dieser Arbeit in Europa keine definierte Frequenzregelung zur Verfügung stand, wird hier das FCC-Frequenzband der USA von 3,1 GHz bis 10,6 GHz für den Entwurf von UWB-Komponenten und UWB-Systemen anvisiert. Dieses Frequenzband besitzt die größte verfügbare absolute Bandbreite und verspricht für Kommunikationssysteme die höchste Datenrate und in der Sensorik die höchste räumliche Auflösung. Des Weiteren ist die untere Grenzfrequenz ausreichend niedrig, um ein Eindringen des Signals in den menschlichen Körper bei akzeptabler Dämpfung zu gewährleisten. Deswegen ist dieser Frequenzbereich auch explizit für die medizinische Abbildung vorgesehen. Da das europäische Frequenzband von 6 GHz bis 8,5 GHz eine Teilmenge des FCC-Frequenzbereichs ist, sind für das FCC-Frequenzband entworfene passive Komponenten ebenfalls in Europa nutzbar. Für Gesamtsysteme muss zur Einhaltung der europäischen Frequenzmaske lediglich die Bandbreite des Sendesignals entsprechend den europäischen Regularien reduziert werden.

1.3 Verfahren und Anwendungen der UWB-Funktechnologie

Der Haupttreiber der zivilen UWB-Funktechnologie und damit der Grund zur Zulassung von UWB in den USA war maßgeblich der Konsumbereich mit Kommunikationssystemen zur drahtlosen, hochbitratigen Vernetzung von Computer-Peripherie (*wireless USB*) und zur drahtlosen Übertragung von Video- und Audiosignalen über kurze Strecken. Dabei wurden zwei grundsätzlich verschiedene Systemansätze verfolgt. Zum einen das Multiband-OFDM-Verfahren, bei dem das FCC-Frequenzband in 13 Subbänder mit jeweils einer Bandbreite von 528 MHz unterteilt ist und in jedem Subband 128 Träger über OFDM (*ortho-*

gonal frequency division multiplexing) angeordnet sind. Dieses Verfahren bietet eine robuste Datenübertragung, bedingt allerdings eine komplexe Architektur mit hohem Leistungsverbrauch. Demgegenüber steht der einfache und daher leistungsarme impulsbasierte Ansatz, bei dem kurze Impulse periodisch ausgesendet werden. Die Signale sind häufig Gaußsche Impulse oder Ableitungen davon, wobei die Signalbreite für eine maximale spektrale Ausnutzung ausgelegt wird. Zur Informationsübertragung wird die Amplitude oder die Position der Impulse moduliert. Der Hauptnachteil dieses Verfahrens ist die starke Störanfälligkeit. Bisher hat sich keiner dieser beiden Ansätze für die Kommunikation im Konsumbereich durchgesetzt, und der Trend scheint in diesem Anwendungsfeld dahin zu gehen, dass andere Technologien basierend auf dem Standard IEEE 802.11 sich durchsetzen werden [10].

Immer noch von höchster Bedeutung ist die impulsbasierte UWB-Technologie im Bereich der Sensorik aufgrund des hohen Auflösungsvermögens. Sowohl in der zivilen Sicherheitstechnik als auch im industriellen Bereich gibt es mannigfaltige Einsatzgebiete: Bewegungs- und Einbruchmelder [11], Ortung von verschütteten Personen [12], Materialidentifikation [13] und -charakterisierung [14], zerstörungsfreie Qualitätsprüfung von Beton, Straßenbelägen und Wänden [15, 16] und Füllstandsmessung mit Unterscheidung von mehrschichtigen Stoffen [17] sind nur einige von unzähligen Beispielen. Manch kommerzielles Produkt ist dabei schon erhältlich wie beispielsweise ein Wandscanner zur Baustoffanalyse [18]. Neben diesen Anwendungsfeldern herrscht ein zunehmendes Interesse, die UWB-Technologie in der Medizintechnik einzusetzen. Eine wichtige Rolle spielt dabei, dass im Gegensatz zu Röntgenstrahlen die Strahlung des UWB-Signals nicht ionisierend ist und folglich keine Schädigung von Patienten auftritt. Außerdem ist die Wahrscheinlichkeit der Störung vorhandener medizinischer Geräte durch die niedrige Sendeleistung sehr gering. Die in der Forschung momentan betrachteten Einsatzgebiete reichen von der Detektion von Brustkrebs [19, 20], der kontaktlosen Messung der Vitalfunktionen zur komfortablen Überwachung von Patienten [15, 21] bis zur Kompensation von Organbewegungen zur Verbesserung der Abbildung in der Magnetresonanztomografie (MRT) [22]. Neben diesen sensorspezifischen Anwendungen ist die impulsbasierte UWB-Funktechnologie für die Kommunikation mit Implantaten äußerst interessant, da sehr leistungsarme Systeme bei gleichzeitig hohen Datenraten realisiert werden können [23].

1.4 Thema und Gliederung der Arbeit

Eine wesentliche Komponente zur Realisierung ultrabreitbandiger Kommunikations- und Radarsysteme ist die Antenne, die leitungsgeführte Wellen in Freiraumwellen umwandelt bzw. umgekehrt. Im Vergleich zu schmalbandigen Systemen

sind Antennen mit einem gleichförmigen Strahlungsverhalten bei gleichzeitig guter Impedanzanpassung über einen sehr weiten Frequenzbereich erforderlich. Außerdem ist für die gegenwärtig favorisierten impulsbasierten UWB-Systeme – die auch in dieser Arbeit primär betrachtet werden – eine geringe Variation der Gruppenlaufzeit erforderlich, um eine Aufweitung der übertragenen Impulse durch die Antenne gering zu halten. Die Erfüllung dieser Eigenschaften stellt eine große Herausforderung für den Antennenentwurf dar. Obwohl verschiedene Konzepte für UWB-Antennen seit langem bekannt [24] und in der Literatur ausführlich beschrieben sind, wie unter anderem frequenzunabhängige Antennen [25], breite Dipole und Monopole [26] und getaperte Schlitzantennen [27], erfüllen diese nicht für jede Anwendung die erforderlichen elektrischen Eigenschaften, insbesondere nicht für impulsbasierte Verfahren. Daher sind UWB-Antennen Gegenstand der aktuellen Forschung [28–30]. Neben den elektrischen Anforderungen an die UWB-Antennen sind für die Realisierung von praktikablen Systemen ein geringes Gewicht, kleine Abmessungen, Kosteneffizienz, einfache Herstellbarkeit und eine einfache Integration von aktiven Komponenten in die Antenne für kompakte Gesamtsysteme von großer Wichtigkeit. Aus diesem Grund werden planare UWB-Antennen bevorzugt [31]. Im Rahmen dieser Dissertation werden neuartige planare UWB-Antennen für verschiedene medizinische Anwendungen betrachtet, wobei die vorgestellten Antennen bzw. Antennenkonzepte sich auch auf andere Anwendungen umsetzen lassen. In dieser Arbeit wird allerdings speziell auf die medizinischen Anwendungsgebiete eingegangen.

In **Kapitel 2** wird zuerst die Basis zur Beurteilung der elektrischen Eigenschaften von UWB-Antennen geschaffen, indem die wichtigsten Kenngrößen zur Beschreibung von UWB-Antennen vorgestellt werden. Dabei werden zum einen die von schmalbandigen Antennen bekannten Kenngrößen im Frequenzbereich vorgestellt und zum anderen die speziellen Kenngrößen für impulsbasierte Systeme im Zeitbereich abgeleitet. Die simulative und messtechnische Bestimmung dieser Kenngrößen schließen das Kapitel ab.

Differentiell gespeiste UWB-Antennen für die Abstrahlung in den Freiraum stehen im Blickpunkt von **Kapitel 3**, wobei zunächst auf omnidirektionale Antennen für die Kommunikationstechnik und dann auf direktionale Antennen für Radarsysteme eingegangen wird. Verschiedene vorgestellte Antennenrealisierungen repräsentieren jeweils den Stand der Technik und es werden neuartige UWB-Antennen mit speziellen Vorzügen gezeigt. Der generelle Vorteil von differentiell gespeisten Antennen im Vergleich zu unsymmetrisch gespeisten Antennen wird zu Beginn kurz erörtert.

Eine hohe Strahlbündelung – relevant für bestimmte Sensoranwendungen – lässt sich durch die Formung einer Gruppenantenne bestehend aus mehreren UWB-Einzelantennen erzielen; dies ist Bestandteil von **Kapitel 4**. Nachdem zunächst die theoretische Beschreibung aufgezeigt wird, folgt die praktische Umset-

zung einer Gruppenantenne mit einer Schlitzantenne als Einzelstrahler und die Charakterisierung der Gruppenantenne im Zeitbereich. Ein neuartiges Konzept zur sendeseitigen Strahlschwenkung durch Variation der Phase des Taktsignals einer aktiven Gruppenantenne rundet dieses Kapitel ab.

Im darauf folgenden **Kapitel 5** steht der Entwurf einer Antenne für die Kommunikation mit Implantaten im Vordergrund. Nach allgemeinen Vorbetrachtungen zur Wellenausbreitung in verlustbehafteten Medien werden die Ausbreitungs- und Dämpfungseigenschaften in menschlichem Gewebe und in Ersatzflüssigkeiten zur Charakterisierung von Antennen in gewebeähnlichem Umfeld präsentiert. Anschließend wird die eigentliche Entwicklung einer miniaturisierten UWB-Antenne gezeigt, wobei besonders auf die Messung des Strahlungsdiagramms in einer gewebeähnlichen Flüssigkeit eingegangen wird.

Abschließend werden in **Kapitel 6** zwei Realisierungen zur Demonstration der impulsbasierten UWB-Funktechnologie für medizinische Anwendungen vorgestellt. Zuerst ist dies ein modulares Kommunikationssystem mit einem Energiedetektor als Empfängerkonzept. Mit diesem System wird die unidirektionale Datenübertragung zu einem Implantat mit einer Datenrate von 100 Mbit/s demonstriert. Dann wird ein integriertes UWB-Radar zur Messung der Atmung und des Herzschlags von Patienten detailliert beschrieben. Neben dieser Anwendung wird auf die Fähigkeiten des Systems zur Detektion von Organbewegungen für die medizinische Abbildung eingegangen und ein neuartiges Kalibrierungsverfahren zur Verbesserung des Auflösungsvermögens vorgestellt und evaluiert.