

Forschungsvorhaben  
3610S80001

Entwicklung und Anwendung von Verfahren  
zur Bestimmung der Exposition  
gegenüber nichtionisierender Strahlung  
mit Frequenzen im Terahertzbereich

## **Bericht**

über die

**Aufbereitung bereits vorhandener eigener und fremder sowie  
durch eine zusätzliche Literaturrecherche erschlossener Arbeiten  
hinsichtlich der für den Frequenzbereich 100 GHz-10 THz im Hinblick  
auf die Themenstellung des Vorhabens relevanten Kenngrößen**

im Auftrag des

**Bundesamtes für Strahlenschutz  
38201 Salzgitter**

**Auftragnehmer: Bergische Universität Wuppertal  
Prof. Dr. rer. nat. M. Clemens, Lehrstuhl für Theoretische Elektrotechnik  
Prof. Dr. rer. nat. U. Pfeiffer, Lehrstuhl für Hochfrequenzsysteme in der  
Kommunikationstechnik**

**Verfasser: Prof. Dr. rer. nat. M. Clemens, B.Sc. T. Fiedler, Prof. Dr.-Ing. V. Hansen,  
Prof. Dr. rer. nat. U. Pfeiffer, M.Sc. O. Spathmann, M.Sc. K. Statnikov,  
Dr.-Ing. Joachim Streckert**

Juli 2011

Der Bericht gibt die Auffassung und Meinung des Auftragnehmers wieder und muss nicht mit der Meinung des Auftraggebers (Bundesminister für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit) übereinstimmen.

## Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis .....	1
1 Bereits vorhandene Quellen und Empfänger mit Angabe ihrer technischen Kenngrößen und der mit den untersuchten Quelle-Senken-Szenarien verbundenen Richtcharakteristika .....	2
1.1 Elektronische THz-Quellen .....	2
1.2 Photonische THz-Quellen .....	4
1.3 Freie-Elektronen-Quellen .....	7
1.4 Thermische THz-Quellen .....	8
1.5 Abstrahlcharakteristika .....	8
1.6 Klassifikation der THz-Detektoren .....	9
1.7 THz-Direkt-Detektoren .....	10
1.8 THz-Heterodyn-Detektoren .....	10
1.9 TDS-Detektoren .....	12
2 In nächster Zukunft zu erwartende Entwicklungen auf dem Gebiet der Quellen und Empfänger .....	12
2.1 Neuartige THz-Quellen .....	12
2.2 Neuartige THz-Detektoren .....	13
3 Aktuelle und geplante technische Anwendungen, insbesondere von bildgebenden (2D/3D), Spektroskopie-, Sensorik- und Datenkommunikations-Anwendungen .....	13
3.1 Fahrerassistenzsysteme .....	13
3.2 Kommunikationssysteme .....	14
3.3 Passive 2D-bildgebende Systeme .....	15
3.4 Aktive 2D-bildgebende Systeme .....	18
3.5 Aktive 3D-bildgebende Systeme .....	19
3.6 Spektroskopische Systeme .....	22
4 Gegebene Möglichkeiten zur Messung von Feldstärke und Leistungsdichte-Verteilungen .....	27
4.1 Bolometer-Detektoren .....	28
4.2 Kalorimetersystem .....	28
4.3 Thomas Keating-Leistungs- und Energiedetektor .....	30
4.4 Golay-Zelle .....	32
4.5 Pyroelektrischer Leistungs- und Energie-Detektor .....	33
4.6 Dioden-Sensor .....	35
5 Unter Strahlenschutzaspekten bedeutsame technische Parameter von Quellen und Empfängern .....	36
5.1 Empfänger .....	37
5.2 Quellen .....	37
6 Zum Strahlenschutz vorliegende Grenzwerte, Normen und andere Festlegungen .....	37
6.1 Basisgrößen elektrische Feldstärke und elektrische Stromdichte .....	38
6.2 Basisgrößen Spezifische Absorptionsrate (SAR) und Spezifische Absorption (SA) .....	41
6.3 Basisgröße Leistungsdichte .....	43
7 Vorliegende Erfahrungen zur Simulation der Ausbreitung von Wellen und ihrer Absorption in biologischem Gewebe (Stichwort: „Numerische Dosimetrie“) .....	45
7.1 Exposition eines Probencontainers mit Kulturmedium bei 100 GHz .....	45
7.2 Modelle zur Beschreibung menschlicher Haut im THz-Frequenzbereich .....	49
8 Bekannte biologische Wirkungen von Terahertz-Strahlung .....	53
8.1 EU-Projekt THz-BRIDGE .....	54
8.2 Weitere Untersuchungen zu biologischen Effekten in Gegenwart von THz-Strahlung .....	56
8.3 Invited Review Article: Current State of Research on Biological Effects of Terahertz Radiation [115] .....	60
8.4 Fazit .....	64
9 Durchgeführte aktuelle Beratungen in einschlägigen nationalen und internationalen Gremien .....	65
10 Verfügbare Daten zu den Materialeigenschaften biologischer Gewebe .....	66
10.1 Frequenzabhängige dielektrische Eigenschaften [129] .....	66
10.2 Gabriel et al.: The dielectric properties of biological tissues ([130], [131], [132], [133]) .....	69
10.3 Temperaturabhängigkeit der komplexen relativen Permittivität in flüssigem Wasser in einem Frequenzbereich von 0,1 bis 2 THz [134] .....	69
11 Literatur .....	73

## **1 Bereits vorhandene Quellen und Empfänger mit Angabe ihrer technischen Kenngrößen und der mit den untersuchten Quelle-Senken-Szenarien verbundenen Richtcharakteristika**

Das Terahertz (THz)-Band erstreckt sich über den Frequenzbereich zwischen 100 GHz und 10 THz, liegt also oberhalb des Mikrowellen (MW)- und unterhalb des Infrarot (IR)-Frequenzbereichs. Als technische Anwendung hat der THz-Bereich in letzter Zeit insbesondere im Hinblick auf Abbildungssysteme Interesse erlangt. Diese können entweder auf dem passiven oder aktiven Funktionsprinzip beruhen. Bei den passiven Systemen wird keine THz-Beleuchtungsquelle benötigt, da Objekte selbst thermische Strahlung unter anderem im THz-Frequenzbereich emittieren. Die passiven Abbildungssysteme werden vorwiegend in den Frequenzbändern um 35, 94, 140 und 220 GHz betrieben, da hier die atmosphärische Dämpfung Minima aufweist [1]. Die Detektoren müssen extrem rauscharm, breitbandig und richtungsselektiv sein.

Aktive THz-Systeme benötigen eine oder mehrere THz-Quellen und können entweder kohärent, d.h. unter Ausnutzung der Phaseninformation, oder nicht-kohärent, also rein auf Amplitudeninformation basierend, arbeiten. Zur Erzeugung von kohärenter THz-Strahlung werden hauptsächlich zwei bekannte Ansätze verfolgt: Elektronische und photonische (optische bzw. elektro-optische) Ansätze. Nicht-kohärente THz-Strahlung kann z.B. durch thermische oder elektronische Rauschquellen erzeugt werden. Ein repräsentatives Beispiel für eine elektronische Rauschquelle stellt das kommerzielle Modell ISSN-06 von der Firma ELVA-1 dar. Es basiert auf einer Silizium-IMPATT (Impact Ionization Avalanche Transit-Time) Diode und gibt im Frequenzbereich zwischen 110 GHz und 170 GHz eine über die Bandbreite von 60 GHz integrierte Rauschleistung von 4,1 nW ab [2].

### 1.1 Elektronische THz-Quellen

Die in den letzten zehn Jahren erzielten Fortschritte in der Mikroelektronik erlauben die Herstellung von vollintegrierten kompakten halbleiter-basierten THz-Quellen und -Detektoren. Durch die Steigerung ihrer Leistungsfähigkeit dringen die elektronischen Quellen aus dem MW-Bereich immer weiter in den THz-Frequenzbereich ein. Trägt man die erzielte Dauerstrich (CW)-Ausgangsleistung der elektronischen Quellen über der Arbeitsfrequenz auf, so erkennt man einen Tiefpass-Charakter: Im Bereich bis 100 GHz kann eine CW-Ausgangsleistung von ca. 100 mW erreicht werden, mit weiter steigender Arbeitsfrequenz nimmt die Ausgangsleistung mit  $1/f^2$  und danach mit  $1/f^3$  ab [1]. In Abbildung 1 ist der Stand der Technik bei der CW-Ausgangsleistung der elektronischen MW-/THz-Quellen auf Basis von Galliumarsenid (GaAs)- und Indiumphosphid (InP)-Gunn-Dioden dargestellt.

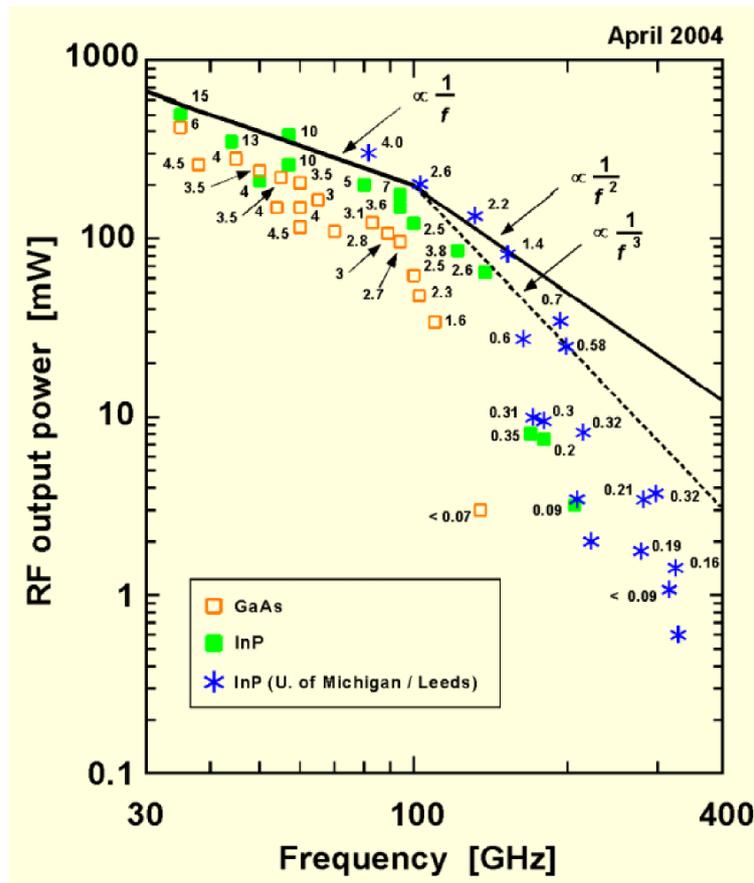


Abbildung 1: Stand der Technik bei der CW-Ausgangsleistung der elektronischen MW-/THz-Quellen auf Basis von GaAs- und InP-Gunn-Dioden [1].

Zur Erzeugung von THz-CW-Strahlung wird die Frequenz eines Lokaloszillators mit Hilfe von nicht-linearen Bauelementen wie Dioden oder Transistoren hochmultipliziert. Generell kann ein System entweder für die höchste Ausgangsleistung bei geringer Bandbreite oder für maximale Bandbreite bei geringerer Ausgangsleistung ausgelegt werden. Die kommerziell verfügbaren THz-Quellen und -Detektoren auf Basis von III-V-Halbleitern (GaAs-Schottky-Dioden) der Firma Virginia Diodes (VDI) können als Referenz zum heutigen Stand der Technik bei den elektronischen Bauelementen betrachtet werden. Die CW-Ausgangsleistung und die verfügbare Bandbreite der VDI-Quellen können an der Abbildung 2 abgelesen werden. Bei diesen breitbandigen Systemen beträgt die CW-Ausgangsleistung 0,18 mW im Bereich von 400 GHz, 30  $\mu$ W bei 600 GHz und ca. 4  $\mu$ W bei 1 THz [3]. Die VDI-Quelle mit der Bezeichnung 1.9THzAMC liefert eine CW-Ausgangsleistung von ca. 3  $\mu$ W bei 1,9 THz [4].

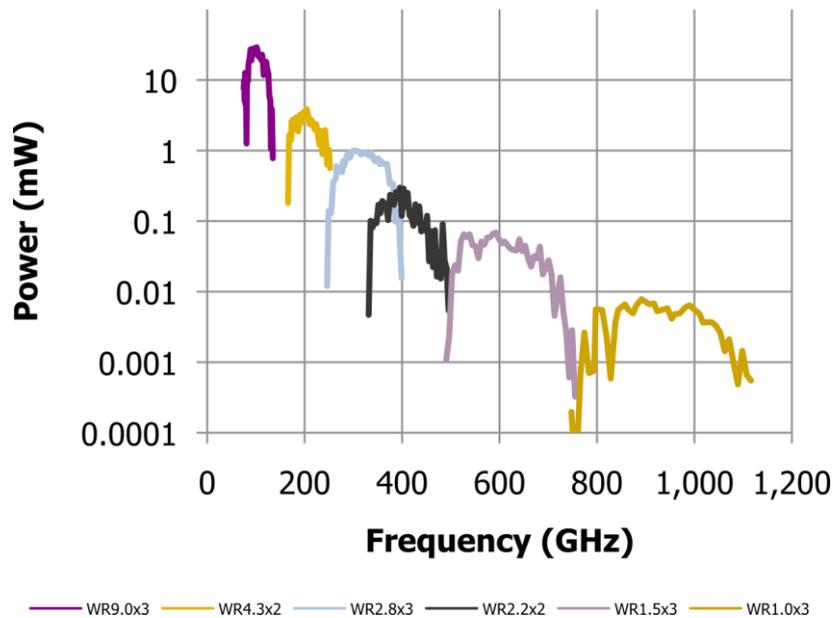


Abbildung 2: CW-Ausgangsleistung von MW-/THz-Quellen auf Basis von GaAs Schottky Dioden der Firma Virginia Diodes [3]

Elektronische Quellen und Detektoren auf Silizium(Si)-Basis sind im Vergleich zu III-V-Halbleitern generell weniger leistungsstark, bieten jedoch entscheidende Vorteile bei der kostengünstigen und extrem kompakten Systemintegration. Die Forschungsergebnisse bei den THz-CW-Quellen auf Basis von Silizium-Germanium(SiGe)-Heterobipolartransistoren (HBT) präsentieren eine Ausgangsleistung von -17 dBm bei 820 GHz [5]. Die bisher höchste CW-Ausgangsleistung bei einer Si-CMOS-basierten Quelle liegt bei -8 dBm bei 480 GHz [6].

## 1.2 Photonische THz-Quellen

Bei den photonischen THz-Quellen und -Detektoren versucht man hingegen aus dem IR-Frequenzbereich die tieferen THz-Frequenzen zu erschließen. Die photonischen THz-Quellen unterteilen sich einerseits in Lasersysteme, die direkt THz-Strahlung emittieren, und andererseits in Laser-gestützte THz-Systeme, bei denen die Laser-Pulse zur Erzeugung von sekundären THz-Pulsen in nicht-linearen Kristallen und photonischen Mischern verwendet werden.

Bei den direkt emittierenden kohärenten THz-Lasersystemen unterscheidet man zwischen den Ferninfrarot-(FIR) Gaslasern und den Quantenkaskadenlasern (QCL).

Gaslaser sind die ältesten kohärenten THz-Quellen und wurden in den Sechzigern des letzten Jahrhunderts entwickelt [7]. Die Gaslaser fallen preislich gesehen recht gewichtig aus, besitzen aber die höchste Ausgangsleistung unter den THz-Quellen. Häufig werden Gaslaser gefüllt mit Methanol als aktivem Medium verwendet. Die stärkste, am häufigsten genutzte Emissionsfrequenz beträgt 2,52 THz. Der Methanollaser wird seinerseits von einem CO<sub>2</sub>-Laser gepumpt. Die Ausgangsleistung des Systems beträgt zwischen 30 mW [8] und 100 mW [1]. Die Ausgangsfrequenz der Gaslaser kann im Bereich zwischen 0,3 und 5 THz durchgestimmt werden [1].

Quantenkaskadenlaser sind halbleiter-basierte Laser, bei denen im Gegensatz zu normalen Halbleiterlasern das Laserlicht nicht durch die strahlende Elektron-Loch-Rekombination (Interband-Übergang) erzeugt wird, sondern die THz-Strahlung wird durch Intersubband-Übergänge von Elektronen innerhalb des Leitungsbands emittiert [10]. Dazu wird eine Reihe von Halbleiterschichten als zweidimensionale Quantentöpfe hergestellt, die mehrere quantisierte Energieniveaus relativ zum Material-Energieniveau haben. Durch Anlegen einer Spannung werden die absoluten quantisierten Energieniveaus angrenzender Quantentöpfe so zueinander ausgerichtet, dass Elektronen durch quantenmechanisches Tunneln von einem niedrigen Energieniveau des einen Quantentopfs in ein hohes Energieniveau eines anderen gelangen können [11].

THz-Quantenkaskadenlaser müssen gekühlt werden, für CW-Betrieb mehr als für den Puls-Betrieb. Wie in Abbildung 3 dargestellt, liegt die CW-Ausgangsleistung im Bereich von 10 mW. Der abgedeckte Spektralbereich erstreckt sich von 0,84 THz bis 5,0 THz [12], [13]. Bei den gepulsten Quellen liegt die bisher maximal erreichte Ausgangsleistung bei 250 mW und die maximale Arbeitstemperatur bei 169 K. Die CW-Quellen liefern maximal 130 mW und die maximale Arbeitstemperatur liegt bei 117 K [13].

Für die Datenkommunikation im sub-THz-Bereich werden die so genannten Uni-Travelling-Carrier Photodioden (UTC-PDs) eingesetzt. UTC-PDs sind Photodioden mit sehr hoher Modulationsbandbreite und hoher Ausgangsleistung und nutzen Photomischertechnik zur Erzeugung von THz-Wellen aus. Über die Kommunikation im THz-Bereich mit einer Datenrate von 10 GBPS wird in [14] berichtet.

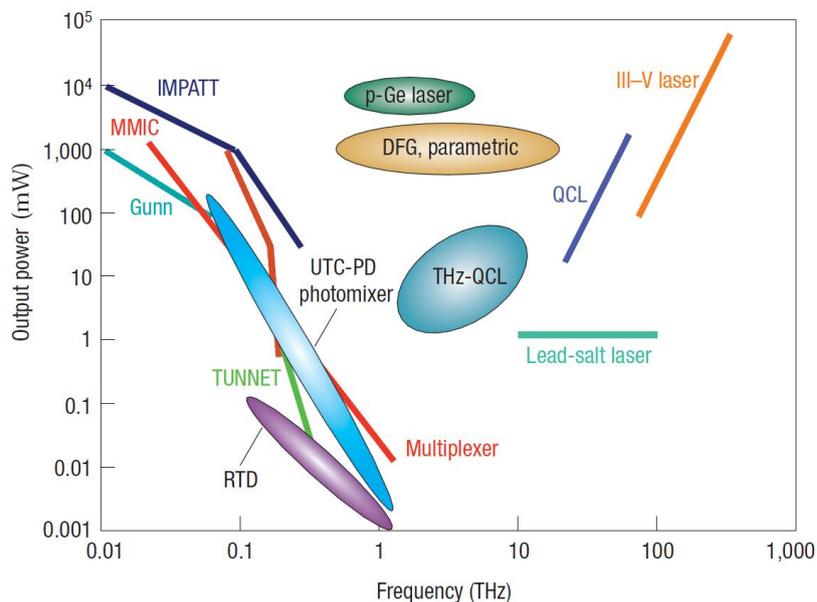


Abbildung 3: THz-Ausgangsleistung als Funktion der Arbeitsfrequenz.

Durchgezogene Linien kennzeichnen konventionelle THz-Quellen, die z.T. außerhalb des im Rahmen dieses Vorhabens definierten THz-Bereichs liegen; IMPATT Diode steht für Impact Ionization Avalanche Transit-Time Diode, MMIC für Microwave Monolithic Integrated Circuit, TUNNET für Tunnel Injection Transit Time, QCL für Quantum Cascade Laser und Multiplexer ist ein Schottky-Barriere-Dioden-Frequenzmultiplikator.

Ovale kennzeichnen neueste THz-Quellen. Die Ausgangsleistung bei den Resonant Tunneling Dioden (RTDs) und den Uni-Travelling-Carrier Photodioden (UTC-PDs) ist als Peak-Leistung, sonst als CW-Leistung angegeben [15].

Eine andere Klasse der photonischen THz-Quellen bilden die Laser-gestützten optoelektronischen THz-Emitter. Diese werden überwiegend bei der Zeitbereichsspektroskopie (engl. time-domain spectroscopy, TDS) eingesetzt. Dabei werden kurze optische Pulse von einem Femtosekundenlaser (meistens Ti:Sapphire-Laser) zur Generation der THz-Strahlung genutzt [8]. Der Laserpuls generiert in einer photoleitenden THz-Antenne (auf einem Silicon-on-Sapphire- oder GaAs-Substrat) einen kurzen Stromfluss, der zur Abstrahlung des THz-Pulses führt.

Eine photoleitende THz-Antenne besteht im Wesentlichen aus einer hochohmigen halbleitenden Schicht mit einer kurzen Relaxationszeit der Ladungsträger im Bereich einer Pikosekunde. Darauf ist eine elektrisch leitende Antennenstruktur, beispielsweise in Form eines Dipols mit einem Gap als Unterbrechung im Zentrum des Dipols, angeordnet. Zur Emission oder zum Nachweis von Terahertz-Strahlung wird die Halbleiterschicht im Gap der Antenne mit kurzen Laserpulsen bestrahlt. Die Photonenenergie der Laserpulse ist dabei größer als die elektronische Bandlücke der halbleitenden Schicht, so dass das Laserlicht in der halbleitenden Schicht absorbiert wird und bewegliche Ladungsträger erzeugt. Zur Emission von Terahertz-Strahlung wird die Antenne vorgespannt. Dadurch entsteht im Gap der Antenne ein elektrisches Feld, dem die durch den optischen Puls erzeugten freien Ladungsträger folgen. Somit wird in der Beschleunigungsphase der Ladungsträger elektromagnetische Strahlung im THz-Bereich emittiert [9].

Durch die Kürze des optischen Pulses ergibt sich bei der Erzeugung eine spektrale Bandbreite des Pulses von bis zu 5 THz [16]. Die maximal erreichbare Frequenz hängt von der Rekombinationszeit im Halbleitersubstrat ab. Ein ähnliches Verfahren basiert anstelle von Halbleitern auf Kristallen (wie z.B. ZnTe) mit hoher Suszeptibilität zweiter Ordnung [17].

Die Pulslänge des Primärlasers liegt im 100 fs-Bereich und die mittlere Laserleistung wird mit einigen Watt angegeben [16]. Die Pulswiederholfrequenz liegt im 100 MHz-Bereich [18]. Die THz-Pulse haben eine Länge in sub-ps-Bereich. Genaue Angaben zu der tatsächlichen THz-Ausgangsleistung sind sehr rar, jedoch findet man die Aussage, dass die mittlere THz-Ausgangsleistung im  $\mu\text{W}$ -Bereich liegt [16]. Abbildung 4 (aus der Referenz [16]) gibt einen Vergleich von THz-Quellen mit Angabe ihrer Ausgangsleistung in Abhängigkeit von der Frequenz an; unter anderem ist die Ausgangsleistung von photoleitenden THz-Antennen (engl.: photoconductive antenna) eingezeichnet.

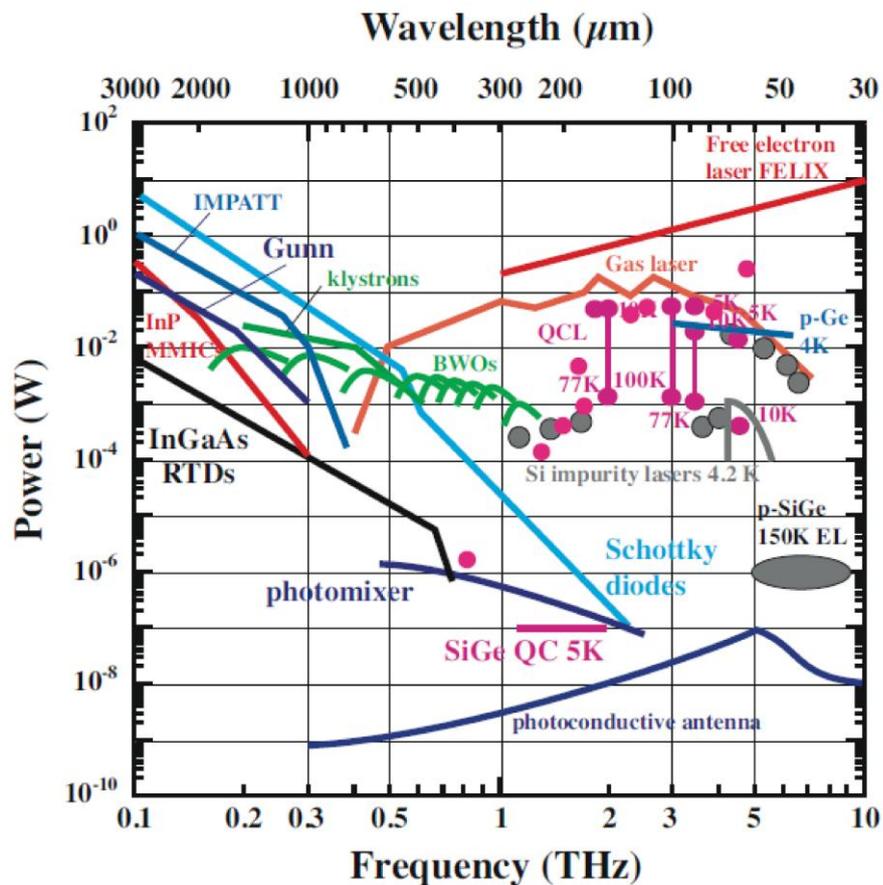


Abbildung 4: THz-Ausgangsleistung als Funktion der Arbeitsfrequenz; unter anderem ist die Ausgangsleistung von photoleitenden THz-Antennen (engl.: photoconductive antenna) eingezeichnet [16].

Auf Basis von Halbleiterlasern existieren ebenso CW-Photomischer zum Generieren der THz-Strahlung. Dabei werden zwei CW-Laser benutzt, die bei unterschiedlicher Frequenz betrieben werden. Deren Strahlung wird auf einen vorgespannten Photoleiter fokussiert, dessen Photostrom mit der Differenzfrequenz der beiden Laser moduliert wird. Der Photostrom wird in eine Antenne eingekoppelt, die THz-Strahlung emittiert [19]. Die THz-Ausgangsfrequenz kann durch das Abstimmen der Arbeitsfrequenz eines der beiden Laser im Bereich von 0,2 bis 2 THz variiert werden. Die mittlere THz-Ausgangsleistung liegt im nW- bis 100  $\mu\text{W}$ -Bereich [1].

### 1.3 Freie-Elektronen-Quellen

Unter die Kategorie Freie-Elektronen-Quellen fallen solche THz-Quellen wie Klystrone, Wanderfeldröhre (engl.: Travelling Wave Tube, Abk. TWT), Rückwärtswellenoszillatoren (engl.: Backward-wave Oscillator, Abk. BWO) und Gyrotrone. Als recht kompakte und leistungsfähige THz-CW-Quellen können BWOs hervorgehoben werden. In einem BWO emittiert die geheizte Kathode Elektronen, die mittels einer Hochspannung beschleunigt und durch ein Magnetfeld fokussiert werden; anschließend fliegen sie zur Anode über eine kammartige Struktur. Dadurch werden die Elektronen in Pakete gebündelt und erzeugen eine elektromagnetische Welle, die sich entgegen der Elektronenbewegung ausbreitet und durch einen überdimensionierten Wellenleiter ins Freie tritt. Die Geschwindigkeit der Elektronen im Strahl und somit die

Frequenz der erzeugten Strahlung wird durch die Beschleunigungsspannung festgelegt [20] und kann im Bereich von einigen Zehn-GHz verstimmt werden. Eine Kombination aus BWOs kann in einem System integriert werden, so dass Frequenzen zwischen 30 GHz und 1,2 THz emittiert werden können. Die THz-Ausgangsleistung liegt dabei im Bereich von 1-100 mW [1]. Abbildung 5 illustriert die CW-Ausgangsleistung und spektrale Abdeckung von unterschiedlichen kommerziell verfügbaren BWOs.

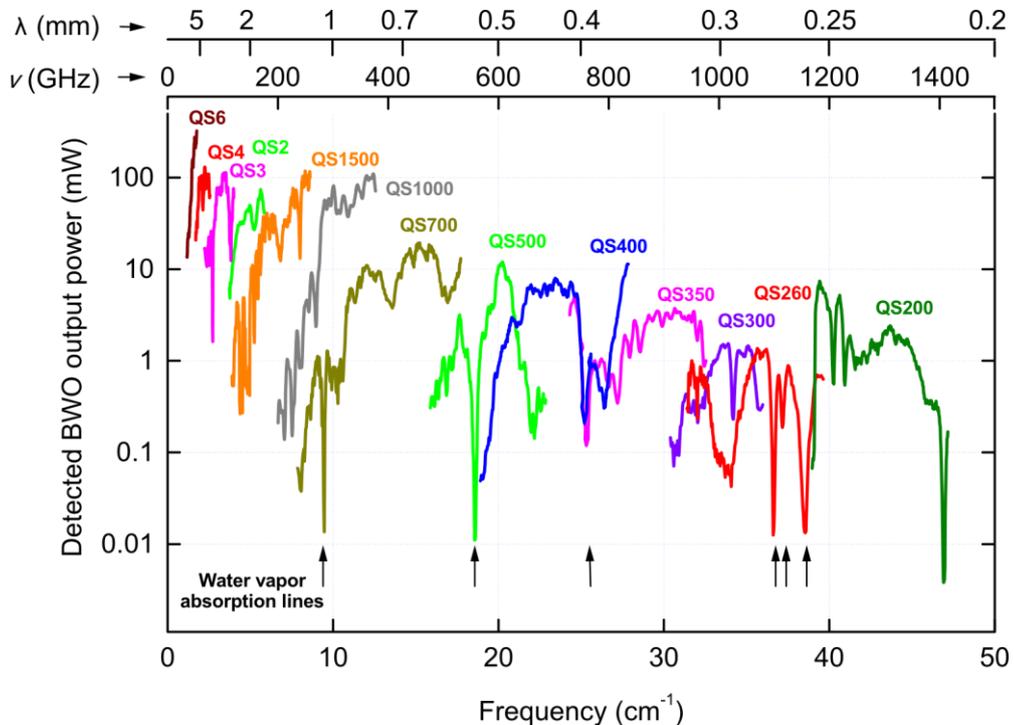


Abbildung 5: CW-Ausgangsleistung und spektrale Abdeckung von unterschiedlichen BWOs [1].

#### 1.4 Thermische THz-Quellen

Ebenso existiert ein thermisches Verfahren zur Erzeugung von ultra-breitbandiger nicht-kohärenter THz-Strahlung: Durch das Erhitzen eines so genannten Schwarzkörpers auf eine bekannte Temperatur wird entsprechend dem Planck'schen Gesetz elektromagnetische Strahlung unter anderem auch im THz-Band emittiert. Durch entsprechende optische Tiefpass-Filterung kann die Infrarot-Strahlung weitgehend unterdrückt werden. THz-Strahlung aus einem Schwarzkörper wird auch häufig zur Kalibrierung von passiv arbeitenden THz-Detektoren verwendet [21].

#### 1.5 Abstrahlcharakteristika

Die meisten der oben beschriebenen THz-Quellen strahlen diffus und benötigen ergänzende Optik-Komponenten zur Bündelung des THz-Strahls. Lediglich die QCL strahlen aufgrund ihres inneren Aufbaus einen vergleichsweise gebündelten THz-Laserstrahl ab. Aber auch bei QCL kann es notwendig sein, zusätzliche Linsen zur Strahlfokussierung zu verwenden (vgl. Abbildung 6 und Abbildung 7). Bei einem Messexperiment wurde der Strahl von einem 2,5 THz-QCL mithilfe einer Linse gebündelt und an-

schließlich mit einer Mikrobolometer-Fokalebene-Matrix (engl.: Focal Plane Array, FPA) an unterschiedlichen Positionen vermessen. Im Fokuspunkt beträgt die Amplitudenhalbwertsbreite ca. 2,5 mm.

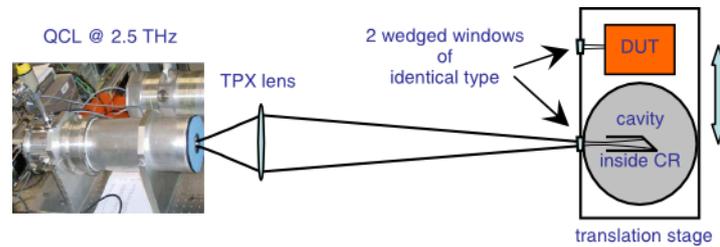


Abbildung 6: Bei diesem Messexperiment wurde der THz-Strahl von einem QCL mithilfe einer Linse gebündelt [22].

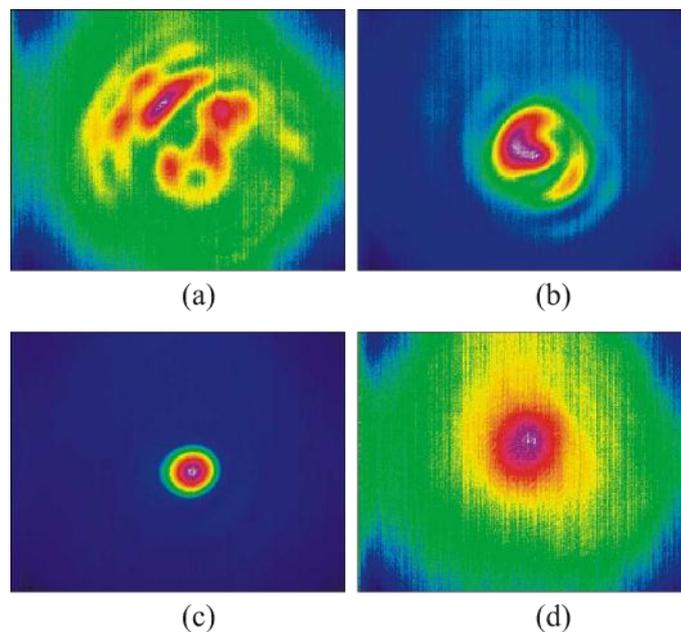


Abbildung 7: Bei einem Messexperiment wurde der Strahl von einem 2,5 THz-QCL mithilfe einer Linse gebündelt. Der THz-Strahl wurde mit einem Mikrobolometer-FPA an unterschiedlichen Positionen vermessen: a) 230 mm und b) 70 mm vor dem Fokuspunkt, c) im Fokuspunkt und d) 170 mm hinter dem Fokuspunkt. Das FPA besteht aus 384 x 288 Pixeln und ist 19,6mm x 14,7mm groß. Es wurde keine zusätzliche Optik verwendet, so dass die Größe der dargestellten Abbildungen mit den FPA-Dimensionen übereinstimmt [22].

Bei den elektronischen THz-Quellen kann es sogar von Vorteil sein, wenn der Strahl diffus emittiert wird. Dann lassen sich nämlich die aus der Radartechnik bekannten Phasengesteuerten-Gruppenantennen- und Synthetische-Apertur-Strahlformungstechniken verwenden.

## 1.6 Klassifikation der THz-Detektoren

Man kann die THz-Detektoren in zwei Hauptkategorien unterteilen: Die kohärenten bzw. Heterodyn-Detektoren und die nicht-kohärenten bzw. Direkt-Detektoren. Die Direkt-Detektoren beruhen auf dem Prinzip der Energie- bzw. Leistungsabsorption. Bekannte THz-Direkt-Detektoren sind Kalorimeter [22], Bolometer [23], pneumatische Detektoren, wie Golay-Zellen [24], und quadratische Detektoren (engl.: square-law detectors), wie Schottky Barrier Dioden (SBDs). SBDs können auch als THz-Heterodyn-

Detektoren eingesetzt werden. Andere bekannte THz-Heterodyn-Detektoren sind Superconductor-Insulator-Superconductor-(SIS)-Bauelemente mit Tunnelübergängen und Hot Electron Bolometer (HEB).

### 1.7 THz-Direkt-Detektoren

Die Direkt-Detektoren sind generell breitbandig und benötigen keinen Lokaloszillator zur Detektion der THz-Strahlung. Dies erlaubt die Herstellung von Mehrpixel-Direkt-Detektoren mit geringem Leistungsverbrauch. Bei den Direkt-Detektoren wird das Detektorrauschen als Noise Equivalent Power (NEP) in  $\text{W/Hz}^{1/2}$  angegeben als:  $NEP = V_N / R_v$ , mit  $V_N$  als Rauschspannung in  $\text{V/Hz}^{1/2}$  und  $R_v$  als Empfindlichkeit in  $\text{V/W}$  (der einfallenden elektromagnetischen Leistung). Tabelle 1 gibt einen Überblick über die Arbeitsfrequenz, Modulationsfrequenz und NEP einiger bekannter Direkt-Detektoren. Bei einigen Direkt-Detektoren, wie z.B. bei der Golay-Zelle und dem piezoelektrischen Detektor, ist eine Ein-Aus-Modulation aufgrund des Detektionsprinzips zwingend notwendig. Bei anderen Direkt-Detektoren, wie z.B. bei Schottky-Dioden, wird durch eine zusätzliche Modulation der Einfluss des bei DC dominanten  $1/f$ -Rauschens minimiert.

Tabelle 1: Parameter einiger ungekühlter Direkt-Detektoren [25].

Detektortyp	Modulationsfrequenz (Hz)	Arbeitsfrequenz (THz)	NEP ( $\text{pW/Hz}^{1/2}$ )
Golay-Zelle	$\leq 20$	$\leq 30$	100-1000
Piezoelektrisch	$\leq 10^2$	$\leq 30$	1000-3000
Mikrobolometer	$\leq 10^2$	$\leq 30$	$\sim 100$
Schottky Dioden	$\leq 10^{10}$	$\leq 10$	$\sim 100$

### 1.8 THz-Heterodyn-Detektoren

Ein Heterodyn-Detektor konvertiert das empfangene THz-Signal unter Einsatz eines Mischers, der mit Lokaloszillatorleistung gespeist werden muss, in das Zwischenfrequenzband (IF). Im Gegensatz zu Direkt-Detektoren wird neben der Amplitude auch die Phase des einfallenden THz-Signals detektiert. Ein weiterer Vorteil der Heterodyn-Detektoren liegt in ihrer sehr hohen spektralen Auflösung.

Traditionell werden in THz-Heterodyn-Detektoren Schottky-Barrier-Dioden (SBDs)-Mischer eingesetzt. Da eine vergleichsweise hohe Oszillatorleistung (im Bereich von 1 mW) benötigt wird, wird häufig ein Gas-Laser als LO-Quelle verwendet [25]. SBDs werden heutzutage zum Herunterkonvertieren der THz-Signale im Frequenzbereich bis 7 THz eingesetzt [26].

Die empfindlichsten THz-Heterodyn-Detektoren im Frequenzbereich bis knapp über einem THz sind die Superconductor-Insulator-Superconductor (SIS)-Bauelemente mit Tunnelübergängen. Niobium (Nb)-basierte SIS-Mischer erreichen die Quantenrauschen-limitierte Empfindlichkeit im Bereich bis 0,7 THz. SIS-Mischer benötigen eine LO-Leistung im Bereich von 40  $\mu\text{W}$  [25].

Die neueste Entwicklung auf dem Feld der THz-Heterodyn-Detektoren stellen die Hot-Electron-Bolometer (HEB)-basierten Mischer dar. Im Gegensatz zu SBDs und SIS basieren die HEB-Mischer auf einem thermischen Effekt. Die einfallende THz-Strahlung wird in Wärme umgewandelt und führt zu einer Widerstandsänderung des temperaturabhängigen Detektorelements. Für schnelle Wärmeableitung bzw. geringe Wärmekapazität des Detektors sorgt die Interaktion mit Elektronen („Hot Elektrons“) eines angekoppelten Halbleiters. Dadurch, dass die HEB-Mischer eine LO-Leistung im Bereich von lediglich einigen  $\mu\text{W}$  benötigen, können Detektor-Matrizen mit Tausenden von Elementen realisiert werden [27]. Die IF-Bandbreite kann einige Zehn-Gigahertz betragen [28].

SBD-Mischer können bei Raumtemperatur ( $T = 300 \text{ K}$ ) betrieben werden. SIS-Mischer müssen extrem tief gekühlt werden ( $T \approx 0,3 - 4 \text{ K}$ ), und die HEB-Mischer erfordern ebenfalls Kühlung bis auf mindestens 80 - 90 K [25].

Die Empfindlichkeit der Heterodyn-Detektoren wird häufig in Form von Rauschtemperatur  $T_N$  angegeben:  $T_N = N_0 / kB$ , mit  $N_0$  als Rauschleistung,  $k$  als Boltzmann-Konstante und  $B$  als Bandbreite des Systems [29]. Abbildung 8 liefert einen Vergleich unter den bekannten THz-Heterodyn-Detektoren bezüglich ihrer Rauschtemperatur.

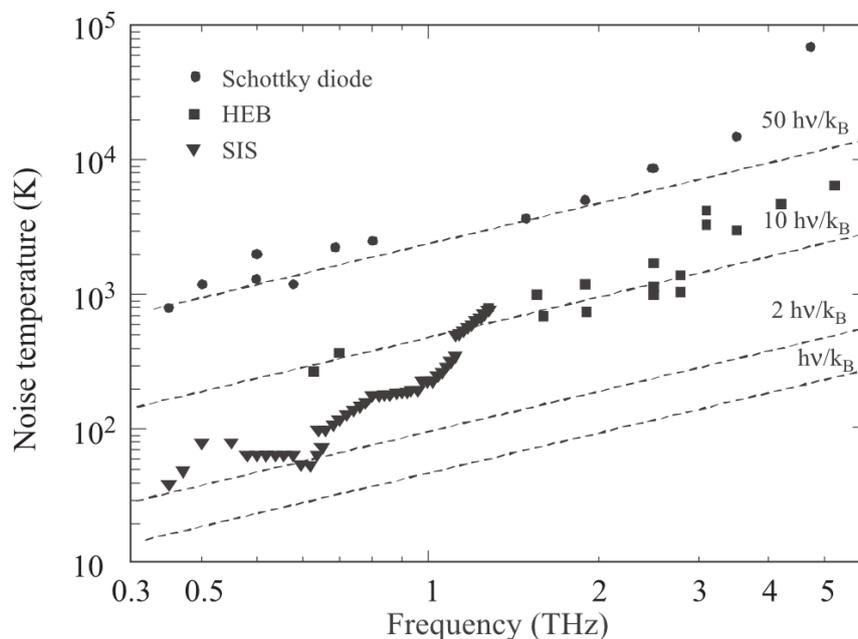


Abbildung 8: Rauschtemperatur der wichtigsten THz-Heterodyn-Detektoren aufgetragen über die Arbeitsfrequenz [27].

## 1.9 TDS-Detektoren

Für die Zeitbereichsspektroskopie (TDS) häufig eingesetzte THz-Detektoren sind im Grunde genauso wie die TDS-Quellen aufgebaut. An der Empfangsantenne wird der einfallende THz-Puls durch das Bestrahlen mittels des primären optischen Pulses detektiert. Durch zeitliche Verschiebung des optischen Pulses lässt sich der gesamte THz-Puls abtasten (optisches Abtasten). Bei der Detektion des Signals führt die kurze Aktivierungszeit der photoleitenden Empfangsantenne durch den kurzen optischen Puls zu sehr rauscharmen Messungen [8]. In einem CW-THz-Spektroskopiesystem erfolgt die Detektion kohärent: Ein Teil des optischen Signals wird zur Erzeugung der THz-Strahlung und ein anderer Teil wird zur Detektion verwendet [8]. Beim alternativen elektro-optischen Abtasten kann durch den Einsatz eines 10 fs-Lasers und eines dünnen nicht-linearen Kristalls, wie z.B. GaSe, eine Bandbreite von 100 THz abgetastet werden [30].

## 2 **In nächster Zukunft zu erwartende Entwicklungen auf dem Gebiet der Quellen und Empfänger**

### 2.1 Neuartige THz-Quellen

Durch Optimierung von Technologie und Bauelementstruktur im Bereich der elektronischen THz-Quellen versucht man ihre Arbeitsfrequenz und Ausgangsleistung noch weiter zu steigern. Bei den Frequenzmultiplikatoren auf Basis von III-V-Halbleitern wird die Ausgangsleistung von 1,5  $\mu\text{W}$  bei 2,7 GHz berichtet [31]. Auch die Silizium-basierten Schaltungen können zukünftig in einer Technologie mit der Grenzfrequenz von 500 GHz produziert werden [32] und erreichen schon heute eine Arbeitsfrequenz von über 800 GHz [33].

Viele Forschungsinstitute konzentrieren sich heutzutage auf neue elektronische Bauelementen, die statt Silizium andere Substrate mit höherer Elektronengeschwindigkeit verwenden. Ein sehr bekanntes Beispiel stellt der Graphen-Feldeffekttransistor (G-FET) dar [34]. Als leitende Schicht wird eine Monolage von Kohlenstoffatomen (Graphen) für den Transistor verwendet, die wesentlich höhere Elektronengeschwindigkeit und folglich höhere Stromdichten zulassen. Die Grenzfrequenz solcher Graphen-Feldeffekttransistoren könnte im Bereich von mehreren THz liegen. Dies könnte die Herstellung von sehr kompakten und leistungsfähigen elektronischen THz-Quellen und Detektoren ermöglichen. Durch den Einsatz von chemischer Gasphasenabscheidungstechnik ist es gelungen, hoch-qualitative Graphen-Schichten abzuscheiden, so dass Produktion von G-FET-basierten Schaltungen in industrieller Umgebung in naher Zukunft ermöglicht wird [35].

Bei den photonischen THz-Quellen fokussiert man sich vermehrt auf die Optimierung von Quantenkaskadenlasern. Insbesondere wird an deren Leistungsfähigkeit bei höheren Betriebstemperaturen (also unter Verzicht auf externe Kühlung) und niedrigeren Arbeitsfrequenzen optimiert.

Für gepulste spektroskopische Anwendungen wird unter anderem an organischen Substraten für breitbandige THz-Quellen und Detektoren geforscht. Nicht nur die kostengünstige Möglichkeit der Herstellung

von organischen Substraten steht im Vordergrund, sondern auch die einfache Art, in der man applikationsspezifisch Substratparameter anpassen kann. Ein spektroskopisches THz-System auf Basis von organischen Substraten, das ein bis zu 12 THz breites lückenfreies Spektrum aufweist, wurde in [36] vorgestellt.

## 2.2 Neuartige THz-Detektoren

Mehrere Ansätze für neuartige THz-Detektoren basieren auf kürzlich vorgestellten neuen Prinzipien und Materialien [25]. Einige dieser Vorschläge sind Quantum-Dot-Detektoren [37], [38], Nanobolometer [39], Schottky-Dioden auf Basis von Kohlenstoffnanoröhrchen [40], Kohlenstoffnanoröhrchen-basierte Bolometer [41] und Feldeffekttransistor-basierte Plasma-Wellen-Detektoren [42].

Die Feldeffekttransistor-basierten Plasma-Wellen-Detektoren sollen an dieser Stelle besonders hervorgehoben werden, da der IHCT-Lehrstuhl ausgiebige Erfahrung in Entwicklung und Anwendung dieser in Silizium hergestellten THz-Detektoren besitzt. Es lassen sich sowohl sehr breitbandige (0,6-1 THz Detektor mit NEP von  $66 \text{ pW/Hz}^{1/2}$  [43]) als auch frequenzselektive (z.B. bei 0,65 GHz mit NEP von  $17 \text{ pW/Hz}^{1/2}$  [44]) Direkt-detektoren realisieren. Obwohl die Grenzfrequenz von eingesetzten NMOS-Transistoren bei lediglich 35 GHz liegt, kann die EM-Strahlung bis weit über einem THz detektiert werden. Das nicht-quasistatische Ladungsträgertransportphänomen und das resistive Selbstmischen in CMOS-Transistoren führen dazu, dass einfallende THz-Strahlung selbst-gemischt (engl.: self-mixing) bzw. quadriert (engl.: square-law-detector) wird und am Ausgang als Gleichspannung detektiert werden kann. Aufgrund des Quadrierens ist die Ausgangsspannung proportional zur detektierten THz-Leistung.

## 3 **Aktuelle und geplante technische Anwendungen, insbesondere von bildgebenden (2D/3D), Spektroskopie-, Sensorik- und Datenkommunikations-Anwendungen**

### 3.1 Fahrerassistenzsysteme

Aktuelle Fahrerassistenzsysteme unterteilen sich in Kurzstreckenradare (engl.: Short-Range-Radar) mit einer Reichweite von 20 Metern und Langstreckenradare (engl.: Long-Range-Radar) für die Abstandsmessung im Bereich bis 250 Metern. Die Radar-Frontends operieren hauptsächlich im 77 GHz-Band und sind in kostengünstiger SiGe-Technologie implementiert. Die Ausgangsleistung liegt bei über 18 dBm bei 77 GHz [45].

Für die nächste Generation von Radar-Chips ist das Frequenzband um 120 GHz anvisiert. Das von der EU geförderte SUCCESS-Konsortium (Silicon-based Ultra Compact Cost-Efficient System design for mm-Wave Sensors) hat sich das Ziel zur Aufgabe gesetzt, Radartechnik in hochvolumige Anwendungen zu überführen. Die Radar-Frontends sollen in SiGe-Technologie implementiert werden, wobei auch ein Basisband-Prozessor mit auf dem Chip integriert werden soll. Durch Integration des Chips und Antennen in einem Plastik-SMT-Gehäuse soll ein Niedrigpreis-Radarsensor entwickelt werden für solche Anwendungen wie Messung der Fahrwerksbewegungen, Fußgängerschutz, Ersatz für Ultraschallsensoren in

Einparkhilfen, Abstandsmessung für industrielle Sensorik (Entfernung, Geschwindigkeit, Materialuntersuchung), öffentliche und private Sicherheit (Bewegungsmelder sogar hinter Tapeten) [46]. Abbildung 9 illustriert die Vision eines vollintegrierten Millimeterwellen-SiGe-Radarsensors im Plastik-Gehäuse.

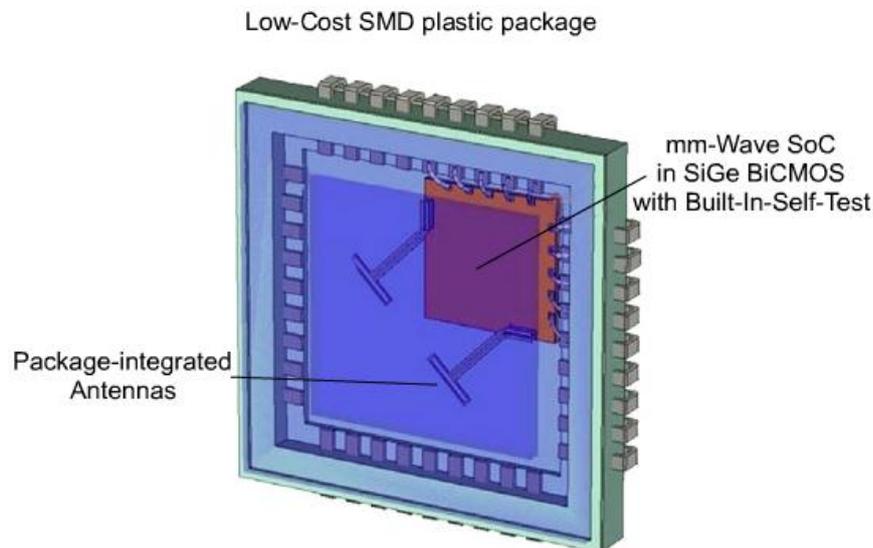


Abbildung 9: Vision eines vollintegrierten Millimeterwellen-Radarsensors im Plastik-Gehäuse [46].

Da die Ausgangsleistung von dem anvisierten 120 GHz-SiGe-Sender noch nicht veröffentlicht wurde, kann die in [47] angegebene Ausgangsleistung von 5 dBm bei 160 GHz (mit 7 GHz Bandbreite) als Anhaltspunkt angenommen werden.

### 3.2 Kommunikationssysteme

Der Bedarf an Bandbreite in Nahbereich-Funkkommunikationssystemen hat sich in den letzten 25 Jahren alle 18 Monate verdoppelt [48]. Hohe Bandbreiten stehen jedoch nur bei höheren Arbeitsfrequenzen im THz-Bereich zur Verfügung. Aufgrund der geringen Ausgangsleistung und der hohen Dämpfung ist die Datenkommunikation im THz-Frequenzbereich überwiegend auf Nahbereichsanwendungen mit direkter Sichtlinie zwischen Sender und Empfänger beschränkt. Insbesondere werden sehr hohe Übertragungsraten für Multimedia-Anwendungen im Hausbereich und zur schnellen Kommunikation zwischen mobilen Geräten und Multimedia-Download-Stationen im Freien oder zwischen mobilen Geräten untereinander benötigt. Ein anderes Einsatzfeld für die THz-Nahbereichskommunikation könnte der Militärbereich darstellen, insbesondere da, wo sichere Verbindungen kurzer Reichweite zur Kommunikation zwischen den Soldaten oder Einsatzfahrzeugen benötigt werden [49].

Die bisher höchste veröffentlichte Übertragungsrates im THz-Frequenzbereich beträgt 10 Gbps [50]. Als Quelle dient eine Hochgeschwindigkeits-Uni-Travelling-Carrier-Photodiode (UTC-PD), deren Intensität mit einem 10 Gbps-Datensignal moduliert wird. Die Arbeitsfrequenz liegt bei 120 GHz und ein nachgeschalteter HEMT-Verstärker liefert 10 dBm Ausgangsleistung. In naher Zukunft soll die Arbeitsfrequenz verdoppelt werden und die Übertragungsrates soll auf 40 Gbps steigen [15].

### 3.3 Passive 2D-bildgebende Systeme

Rein passive bildgebende Systeme detektieren die vom Objekt selbst ausgestrahlte thermische Leistung oder die vom Objekt reflektierte Umgebungsstrahlung. Passive Empfangssysteme basieren auf dem physikalischen Sachverhalt, dass jeder Körper mit einer Temperatur oberhalb des absoluten Nullpunktes Strahlung emittiert. Da verschiedene Materialien unterschiedliche Emissionskoeffizienten aufweisen, können entsprechend Gegenstände aus diesen Materialien nachgewiesen werden. Indem THz-Strahlung Kleidung und Verpackungsmaterialien durchdringt, können diese Gegenstände auch in Verstecken bzw. unter der Kleidung entdeckt werden. Im Vergleich zum mm-Wellen-Bereich ist die Helligkeit der Objekte bei 1 THz ca. 2 Größenordnungen höher als bei 100 GHz [51]. Zusätzlich erfolgt ein Leistungsgewinn gegenüber passiven mm-Wellensystemen durch die größere Bandbreite des Empfangssystems, da mehr thermische Energie vom Objekt akkumuliert werden kann. Zudem sind THz-Systeme im Vergleich zu mm-Wellensystemen wesentlich kompakter und erreichen eine höhere örtliche Auflösung [51].

In der Sicherheitstechnik können Waffen, Drogen, Sprengstoff und Pharmazeutika, die am Körper verborgen werden oder in Verpackungen versteckt sind, nachgewiesen werden. Um THz-Bilder in Echtzeit mit Videoraten aufzunehmen, werden Focal-Plane-Arrays aus schnellen Detektoren benötigt. Abbildung 10 gibt einen aktuellen Vergleich von THz-Detektoren, die in passiven bildgebenden THz-Systemen eingesetzt werden können. Die empfindlichsten und schnellsten Detektoren basieren auf der Supraleiter-Technologie. Abbildung 11 zeigt einen Detektor mit breitbandiger Antenne sowie den nanostrukturierten Detektor aus einer supraleitenden Schicht. Abbildung 12 zeigt ein 288 Pixel-Array aus supraleitenden Hot-Electron-Bolometern mit integrierten Verstärkern, das für ein Radioteleskop hergestellt wurde.

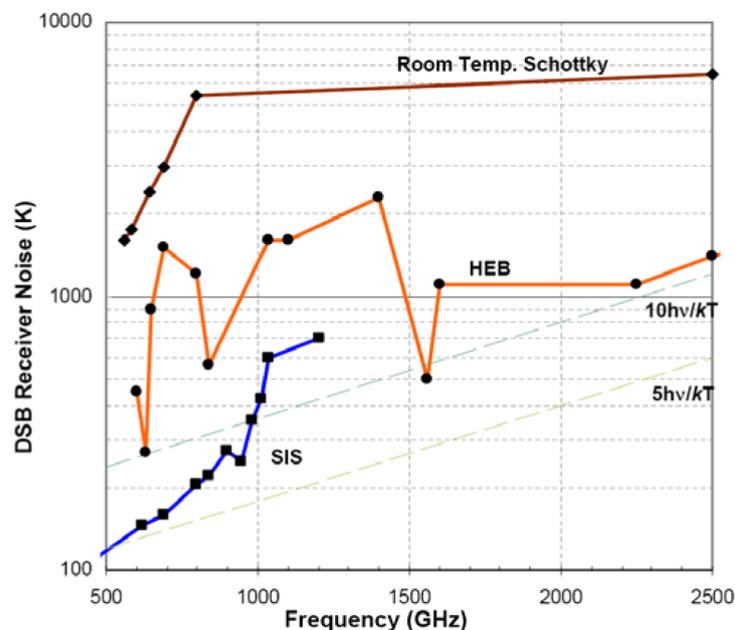


Abbildung 10: Vergleich der Doppelseitenband (engl.: Double Side Band, DSB)-Rauschtemperatur verschiedener Detektorsysteme [52].

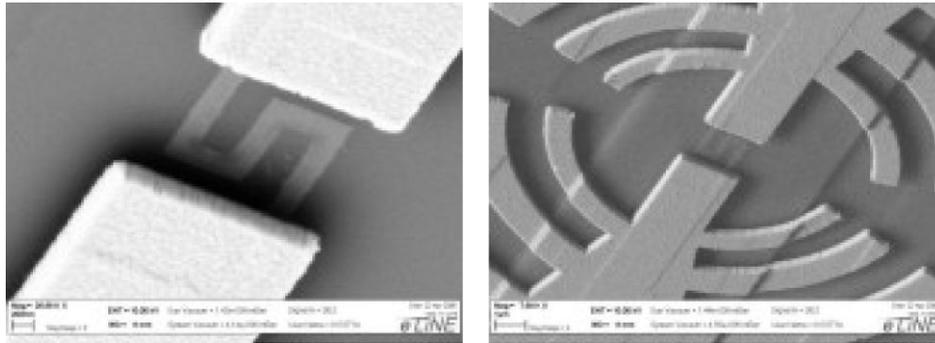


Abbildung 11: Hot-Electron-Bolometer mit integrierter THz-Antenne (rechts) und Blick auf das nanostrukturierte Bolometer im Zentrum der Antennenstruktur (links) [53].

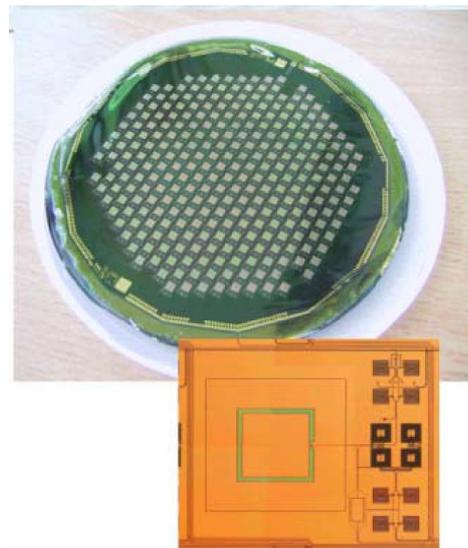


Abbildung 12: 288 Pixel-Array mit Supraleiter-Bolometern und integrierten Verstärkern [54].

Um eine akzeptable Temperatur-Auflösung für Raumbetrieb zu erreichen bzw. um die Empfindlichkeit zu erhöhen, müssen die Detektoren stark gekühlt werden. Abbildung 13 zeigt einen Prototyp einer passiven THz-Kamera bestehend aus einem Cassegrain Teleskopsystem mit einem 50 cm-Hauptspiegel und einem in zwei Achsen verkippbaren 12 cm-Sekundärspiegel und einem integrierten Cryogen-freien Kühlsystem. Die Ortsauflösung beträgt einen Zentimeter bei wenigen Metern Abstand [55]. Da bei diesem System kein Focal-Plane-Array von Detektoren zur Verfügung steht, wird das Objekt durch konisches Abrastern gescannt. Abbildung 14 illustriert ein durch konisches Scannen passiv aufgenommenes Bild bei 0,35 THz.



Abbildung 13: Prototyp einer passiven THz-Kamera bestehend aus einem Cassegrain Teleskopsystem mit einem 50 cm-Hauptspiegel und einem in zwei Achsen verkippbaren 12 cm-Sekundärspiegel und einem integrierten Cryogen-freien Kühlsystem [55].

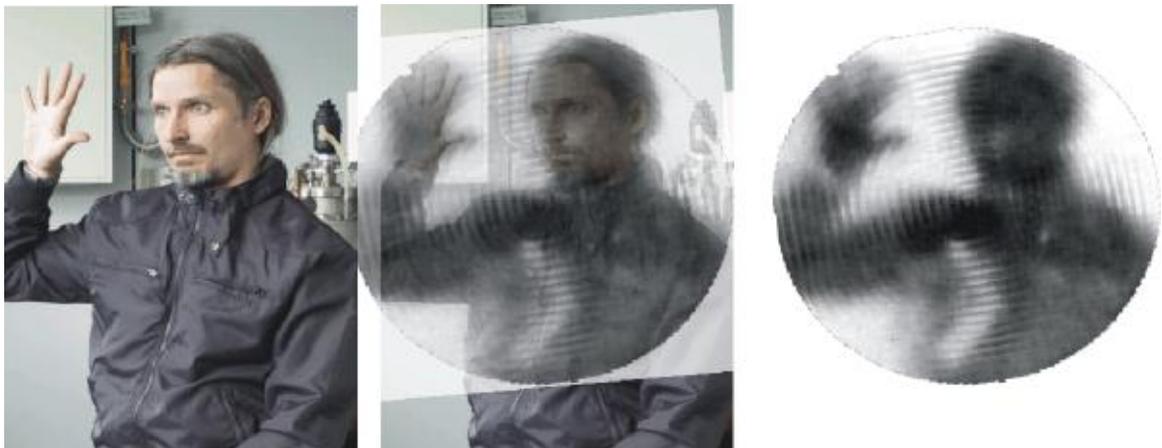


Abbildung 14: Passiv durch konisches Scannen aufgenommenes THz-Bild. Die Aufnahmezeit beträgt 2 Bilder pro Sekunde. Die Person trägt eine Pistole versteckt unter der Kleidung [56].

Einige passive bildgebende Systeme können auch bei Raumtemperatur betrieben werden. Dazu benötigen die Detektoren einer aktiven rauscharmen Vorverstärkung um den Kontrast zu erhöhen. Alternativ können Heterodyn-Empfänger eingesetzt werden, die das empfangene thermische Signal zunächst heruntermischen, anschließend verstärken und erst dann detektieren. Abbildung 15 illustriert das passive abbildende System von ThruVision, das nach dem Heterodynprinzip bei Raumtemperatur arbeitet und Aufnahmen bei 0,25 THz mit 25 Bilder pro Sekunde generiert.

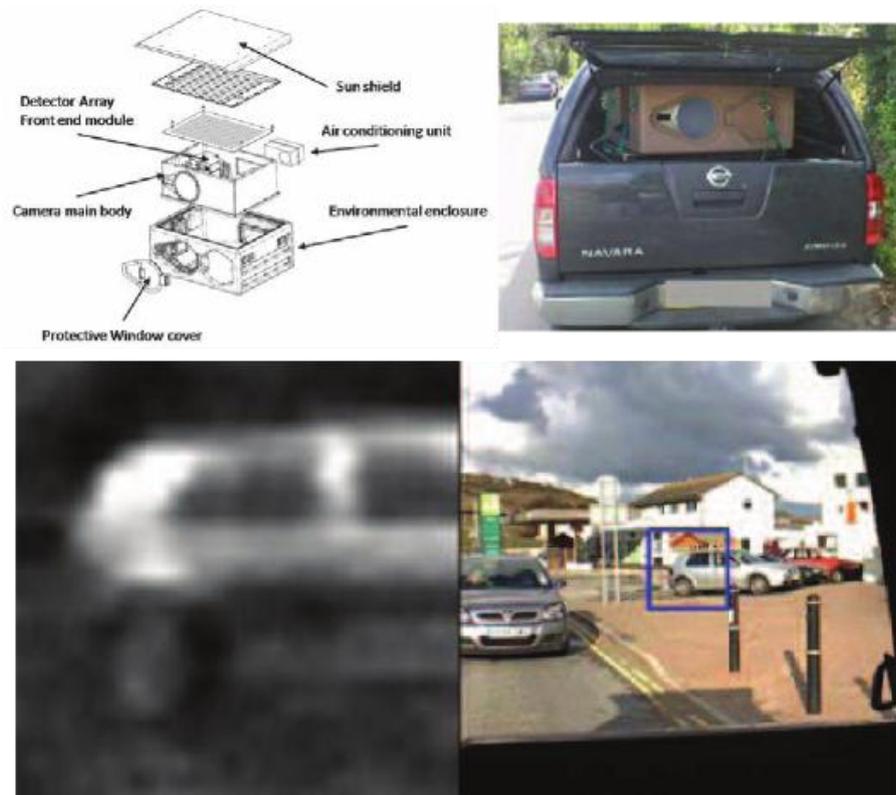


Abbildung 15: Passiv aufgenommenes Bild bei 0,25 THz. Die Aufnahmegeschwindigkeit beträgt 25 Bilder pro Sekunde. Oben ist das System T5000 von ThruVision abgebildet, unten ist die Aufnahme eines Autos in 15 Metern Abstand abgebildet [57].

### 3.4 Aktive 2D-bildgebende Systeme

Aktive bildgebende Systeme sind mit eigener Beleuchtungsquelle ausgestattet und bieten im Vergleich zu passiven Systemen einen besseren Kontrast und größere Reichweite. Wenn die Anwendung keine Tiefeninformation zwingend benötigt, oder aufgrund von Anforderungen an die Systemkomplexität keine Phaseninformation extrahiert werden kann, so lässt sich eine zweidimensionale Abbildung alleine durch Auswertung der detektierten THz-Leistung gewinnen.

Focal-Plane-Arrays aus Mikrobolometern stellen eine kostengünstige Art von THz-Detektoren dar. Sie sind heutzutage kommerziell verfügbar und können ohne Kühlung bei Raumtemperatur als THz-Direktdetektoren in Verbindung mit einer leistungsstarken Beleuchtungsquelle für Echtzeit-Scananwendungen eingesetzt werden. In Abbildung 16 (links) ist ein kommerziell verfügbares ungekühltes 320x240-Pixel-Focal-Plane-Array aus Vanadium-Oxid-Mikrobolometern von BAE Systems abgebildet [58]. Unter Ausnutzung einer 4,3 THz-QCL-Quelle mit 50 mW Spitzenleistung konnte eine THz-Abbildung eines Daumenabdrucks mit 20 Bildern pro Sekunde, einem Detektor NEP von  $320 \text{ pW/Hz}^{1/2}$  und einem Signal-zu-Rausch-Abstand von 25 dB aufgenommen werden (vgl. Abbildung 16-rechts).

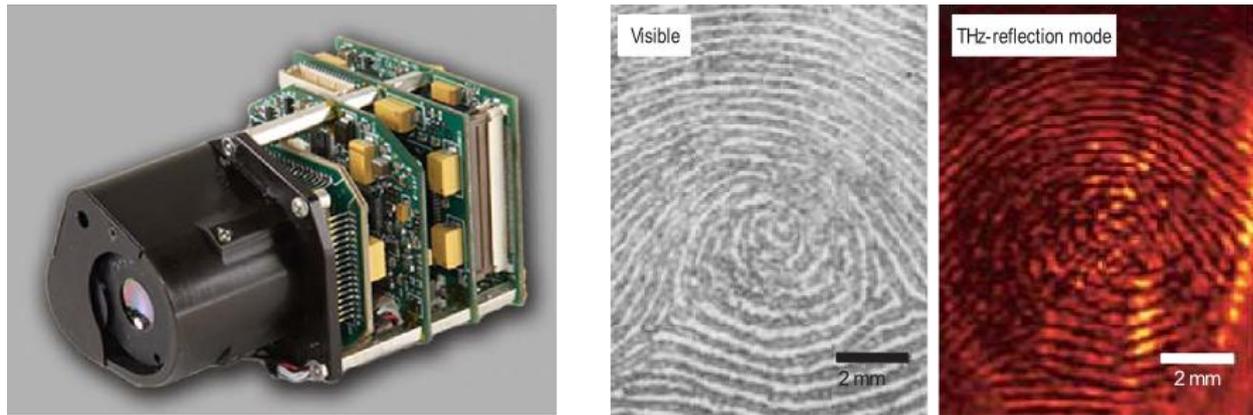


Abbildung 16: Links: ungekühltes 320x240-Pixel-Focal-Plane-Array aus Mikrobolometern von BAE Systems [58]. Rechts: Echtzeitabbildung eines Daumenabdrucks unter Ausnutzung einer 4,3 THz-QCL-Quelle und des BAE Systems-Focal-Plane-Arrays [59].

Das Strahlprofil einer 3,1 THz-QCL-CW-Quelle wurde in [60] mit einem Golay-Zellendetektor (Aperturgröße 1 Millimeter) abgescannt. Abbildung 17 zeigt das Strahlprofil in einem Abstand von 2,5 Zentimetern von der THz-Quelle. Wenn die emittierte Leistung ausreichend ist, so kann der THz-Laserstrahl mithilfe defokussierender Optik (z.B. durch konkave Linsen) zum Beleuchten einer kompletten Szene genutzt werden.

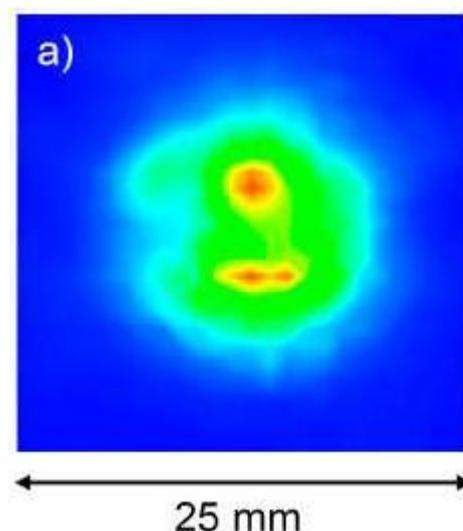


Abbildung 17: Das Strahlprofil einer 3,1 THz-QCL-CW-Quelle gemessen im Abstand von 2,5 cm. Zwei Emissionsmaxima (rot) sind sichtbar: das eine Maximum kommt von der Laser-Rippe (engl.: laser ridge) und das andere vom Substrat [60].

### 3.5 Aktive 3D-bildgebende Systeme

Für Sicherheitsanwendungen wie z.B. Personenscanner an Flughäfen stellt der Erhalt der Tiefeninformation einen wesentlichen Beitrag zur Steigerung der Gefahrenerkennung dar, da die gescannte Person in 3D rekonstruiert werden kann. Dies erleichtert sowohl einem menschlichen Beobachter als auch einem automatischen Bilderkennungssystem die Gefahrenerkennung und minimiert somit die Fehlalarmwahrscheinlichkeit. Zur dreidimensionalen Bildgewinnung können bekannte Radar-Scantechniken verwendet

werden. Dazu muss der Empfänger kohärente Detektion (unter Ausnutzung der Phaseninformation) der THz-Strahlung ermöglichen.

Als CW-Radar-Modulationstechnik empfiehlt sich das FMCW-(Frequency Modulated Continuous Wave; engl.: frequenzmodulierter Dauerstrich) oder das SFCW-(Stepped Frequency Continuous Wave) Verfahren zum Einsatz, da die Systemkomplexität relativ gering ausfällt. Im THz-Bereich kann die nutzbare Bandbreite mehrere Zehn-GHz betragen und würde eine Tiefenauflösung im Millimeter-Bereich erlauben.

Sehr eindrucksvolle 3D-Scanergebnisse liefert der vor kurzem fertig gestellte Personen-Scanner QPASS aus der Kooperation von Rhode & Schwarz und Infineon. Der QPASS-Scanner operiert bei 77 GHz, ein Modul besteht aus 3072 TX- und 3072 RX-SiGe-Kanälen und Antennen und liefert 8 Bilder pro Sekunde. Das System gewinnt die Tiefeninformation unter Ausnutzung des SFCW-Radarverfahrens, wobei eine Bandbreite von 8 GHz mit 32 Frequenzschritten abgetastet wird. Durch spezielle dünn besetzte Anordnung der phasengesteuerten Antennen werden alle Sender einzeln nacheinander für sehr kurze Dauer eingeschaltet. Somit sendet zu jedem Zeitpunkt maximal ein Sender gleichzeitig und emittiert 3 dBm Ausgangsleistung. Der Sendestrahl ist nicht fokussiert und die Halbwertsbreite beträgt 80°. Das 3D-Bild wird durch spezielle Signalverarbeitung aller Empfangssignale in Software fokussiert. Die laterale Auflösung beträgt 2 Millimeter und der Bildbereich liegt bei 30 dB [61], [62]. Das QPASS-Modul ist mit Keilabsorbern abgedeckt, die gegen Mehrfachreflexionen an der Modul-Wand schützen sollen. Abbildung 18 zeigt eine Vision eines Personen-3D-Scansystems für Flughäfen bestehend aus vier QPASS-Modulen und in Abbildung 19 sind einige rekonstruierte Scanergebnisse zu sehen.

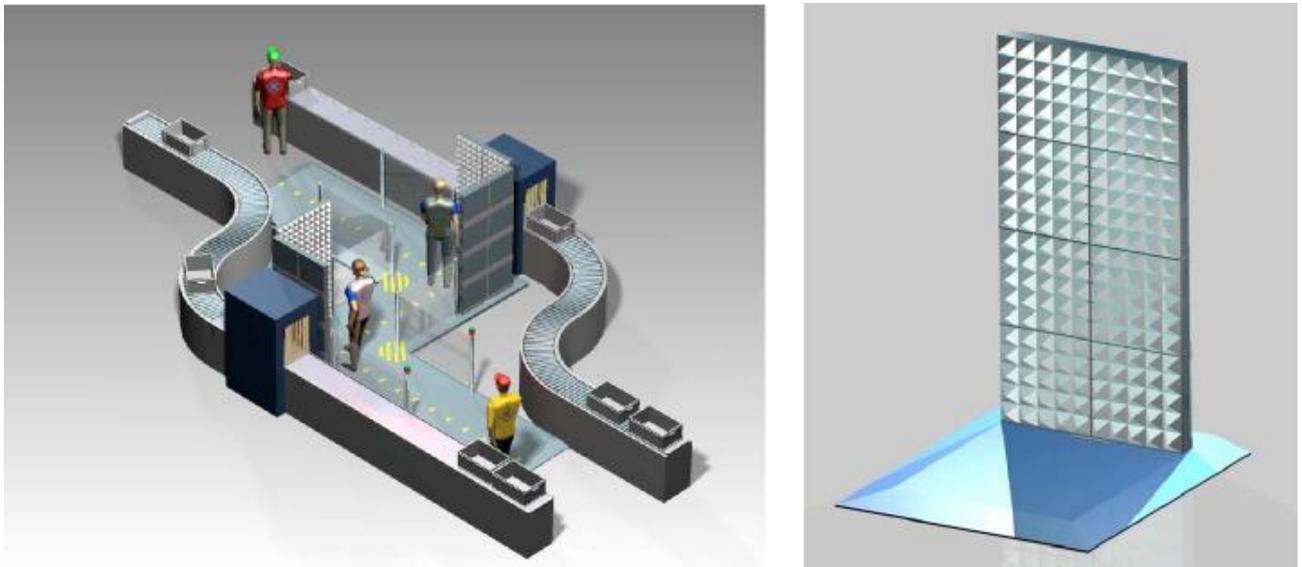


Abbildung 18: Links: Vision eines Personen-3D-Scansystems für Flughäfen bestehend aus vier QPASS-Modulen. Rechts: ein QPASS-Modul operiert bei 77 GHz und besteht aus 3072 TX- und 3072 RX-SiGe-Kanälen und Antennen; Keilabsorber schützen gegen Mehrfachreflexionen am QPASS-Modul [61].

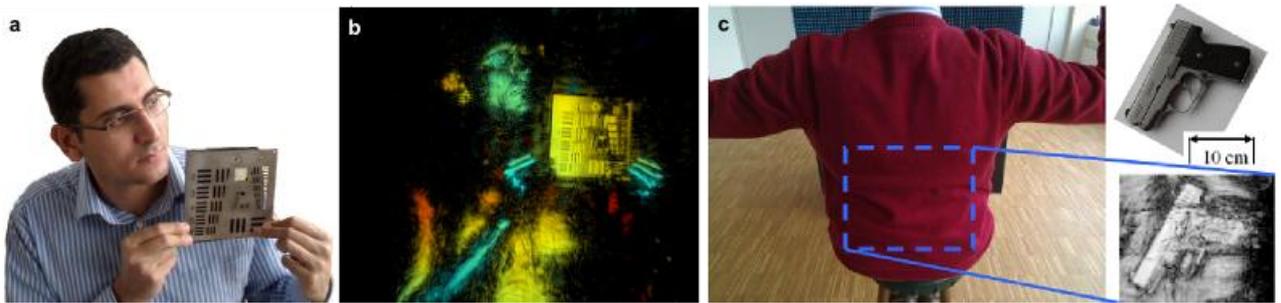


Abbildung 19: a) Foto der mit einem QPASS-Modul gescannten Person; b) rekonstruierte 3D-Abbildung der gescannten Person: die Farbe (blau – nah, rot – fern) gibt die Tiefeninformation und die Sättigung – die Intensität wieder; c) rekonstruierte Abbildung der unter der Kleidung versteckten Waffe [62].

Im Gegensatz zu der diffusen Objektbestrahlung (wie bei dem QPASS-System) kann das Objekt mit einem THz-Sendestrahl abgetastet werden. Ein entsprechendes Experimental-Scansystem wurde in [63] vorgestellt. In Abbildung 20 sind ein Foto dieses THz-Scanners und eine Skizze des Aufbauprinzips der Scanneroptik dargestellt. Der optische Sende- und Empfangspfad sind gleich bis sie an einem Strahlentrennspiegel separiert werden. Zur Strahlfokussierung wird ein 40 Zentimeter großer Spiegel verwendet und das optische Abtasten erfolgt durch einen in zwei Achsen verkippbaren Sekundärspiegel.

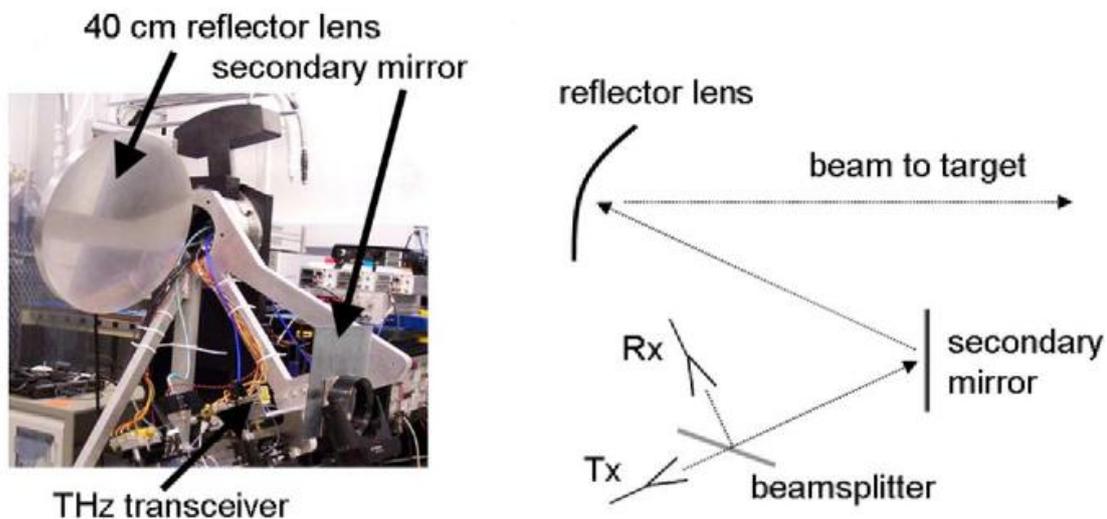


Abbildung 20: Links: Foto des Experimental-Scansystems bestehend aus einem Cassegrain Teleskopsystem mit einem 40 cm-Hauptspiegel und einem in zwei Achsen verkippbaren Sekundärspiegel. Rechts: Aufbauprinzip der Scanneroptik [63].

Das Scansystem operiert bei 600 GHz und nutzt eine Frequenzvervielfacherstufe als Quelle und einen Mischer als kohärenten Empfänger auf Schottky-Dioden-Basis von Jet Propulsion Laboratory. Die Ausgangsleistung der Quelle liegt bei 2 mW und die Mischer-Rauschtemperatur liegt bei 2000 K um 600 GHz [63]. Die beugungsbegrenzte Halbwertsbreite des Sendestrahls liegt im 4 Meter-Abstand bei 6 mm. Das System arbeitet nach dem FMCW-Radarprinzip und fährt die verfügbare Bandbreite von 29 GHz in 12,5 ms ab, was in einem SNR von 60 dB resultiert. Die laterale Auflösung beträgt 6 mm und für eine 151x113 Pixel-Abbildung benötigt das System 6 Minuten. Eine rekonstruierte 3D-Abbildung einer gescannten Person, die eine Waffe unter der Kleidung versteckt trägt ist in Abbildung 21 illustriert.

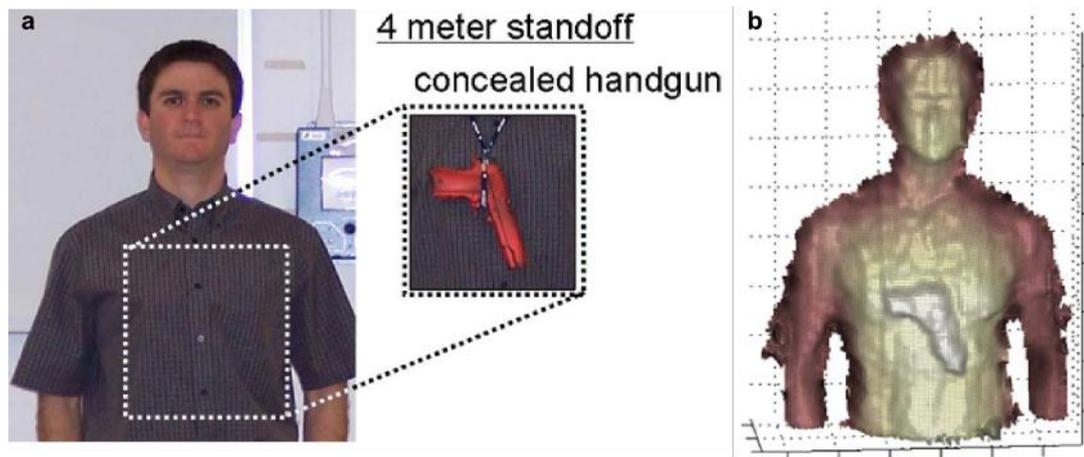


Abbildung 21: a) Foto der gescannten Person mit versteckter Waffe; b) rekonstruierte 3D-Abbildung der gescannten Person [63].

### 3.6 Spektroskopische Systeme

Viele Substanzen wie z.B. Sprengstoffe oder Pharmazeutika haben charakteristische Absorptionsspektren im THz-Bereich. Durch Einsatz von spektroskopischen THz-Systemen können diese Substanzen auch in Plastikbehältern, in Briefen oder, wenn verborgen am menschlichen Körper getragen, unter der Kleidung identifiziert werden.

Gepulste Systeme bieten den Vorteil, dass breite spektrale Information durch einen einzelnen Puls von Pikosekundenlänge gewonnen werden kann. Dauerstrichsysteme haben den Vorteil einer jeweils höheren spektralen THz-Leistung auf der Probe und einer entsprechend höheren Frequenzauflösung, so dass sich Dauerstrichsysteme gut für die Messung von eher schmalbandigen Eigenschaften in einem Spektrum eignen [66].

Abbildung 22 zeigt beispielhaft den schematischen Aufbau eines Terahertz Time Domain Spektrometers (THz-TDS). In einem THz-TDS-System werden einzelne THz-Pulse kohärent erzeugt und detektiert, wobei die Pulswiederholrate bis zu 100 MHz betragen kann. Ein Femtosekundenlaser (meistens Ti:Sapphire-Laser) liefert kurze optische Pulse, die in zwei Teile aufgespalten werden. Der erste Teil des optischen Pulses generiert in einer photoleitenden THz-Antenne einen kurzen Stromfluss, der zur Abstrahlung des THz-Pulses führt [8], [66]. Durch die Kürze des optischen Pulses ergibt sich bei der Erzeugung eine spektrale Bandbreite des Pulses von bis zu 5 THz [16].

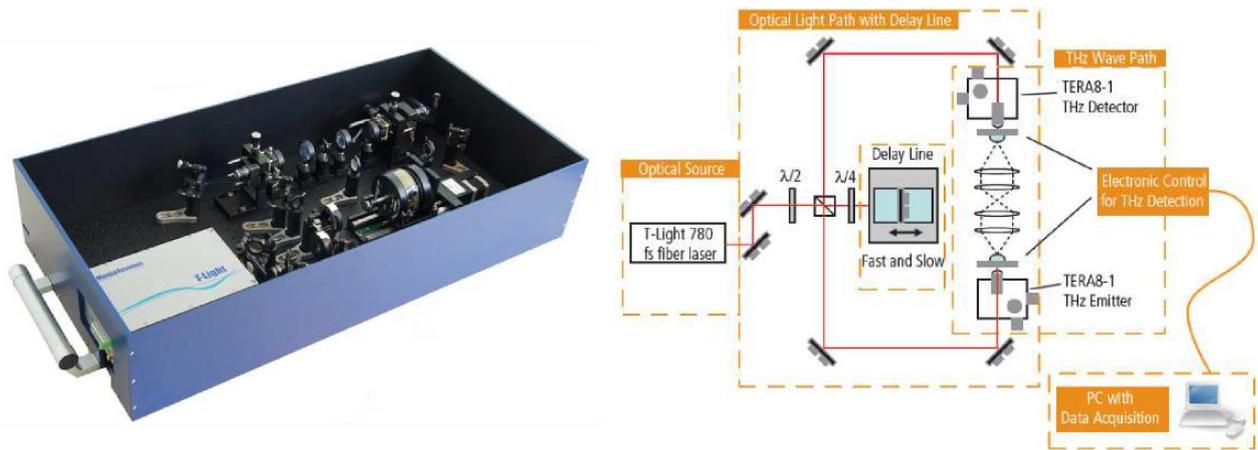


Abbildung 22: Links: Foto eines THz-TDS-System (TERA K8) von MenloSystems. Rechts: Prinzipskizze eines THz-TDS-Systems bestehend aus einer fs-Laserquelle, einem photoleitenden THz-Emitter und Detektor, einer optischen Verzögerungsleitung und fokussierender Optik [18].

Quasioptische Komponenten, z.B. Linsen oder Spiegel, dienen der Strahlführung, zunächst auf die Probe und danach weiter auf die Empfangsantenne. An der Empfangsantenne wird der einfallende THz-Puls vom zweiten Teil des optischen Pulses detektiert. Durch zeitliche Verschiebung des zweiten optischen Pulses lässt sich der gesamte THz-Puls abtasten. Bei der Detektion des Signals führt die kurze Aktivierungszeit der Empfangsantenne durch den kurzen optischen Puls zu sehr rauscharmen Messungen mit einem Signal-zu-Rausch-Verhältnis von bis zu 10.000. Durch Fourier-Transformation des durch den ultrakurzen Laser-Puls zeitlich abgetasteten THz-Signals können Amplituden- und Phaseninformationen in einem weiten Spektralbereich gewonnen werden. In Abbildung 23 sind ein zeitlicher Amplitudenverlauf eines THz-Pulses und das daraus berechnete Amplitudenspektrum mit einer Bandbreite von 5 GHz dargestellt. Vergleicht man die resultierenden Frequenzspektren vor und nach dem Einbringen des zu scannenden Objekts, so lassen sich Brechungsindex und Absorption frequenz aufgelöst extrahieren [8], [66].

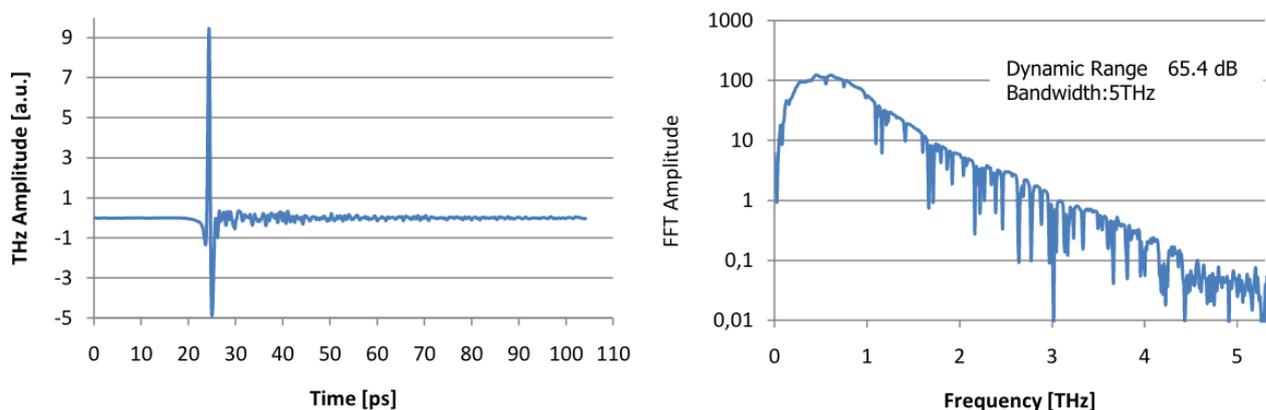


Abbildung 23: Links: Amplitude eines mit dem THz-TDS-System TERA K8 von MenloSystems erzeugten THz-Pulses. Rechts: Berechnetes Amplitudenspektrum dieses THz-Pulses [18].

In Abbildung 24 sind ein schematischer Aufbau einer photoleitenden THz-Antenne und eine Prinzipskizze des optischen Abtastens eines anfallenden THz-Pulses mit einem fs-Laserpuls illustriert. Die photoleiten-

de Antenne hat häufig eine Dipolstruktur und ist meistens auf einem Niedertemperaturwachstums-GaAs-Halbleitersubstrat lithografisch aufgebracht. Zwischen den zwei Antennenkontakten wird eine Vorspannung angelegt, die ein elektrisches Bias-Feld zwischen den Antennenpolen erzeugt. Ein anfallender optischer Laserpuls generiert Elektronen-Loch-Paare. Wenn der optische und der THz-Puls sich zeitlich und räumlich im Empfänger überlappen, so beschleunigt das anfallende THz-Feld die erzeugten Ladungsträger und induziert einen Strom, der dem elektrischen Feld proportional ist [18].

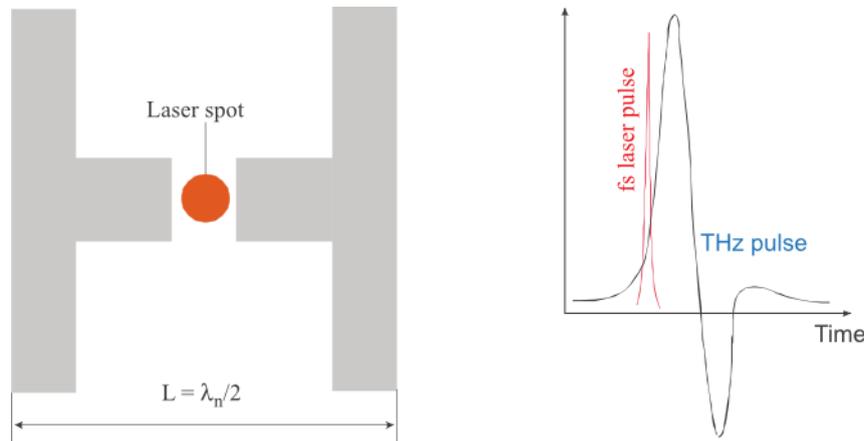


Abbildung 24: Links: schematischer Aufbau einer photoleitender THz-Antenne. Rechts: Prinzipskizze des optischen Abtastens eines anfallenden THz-Pulses mit einem fs-Laserpuls [25].

In Abbildung 25 sind THz-Spektren verschiedener pharmazeutischer Produkte und Explosivstoffen bis 3 THz dargestellt. Da die EM-Wellen unter 3 THz Briefumschläge im Allgemeinen ungehindert durchdringen können, lassen sich die eingeschlossenen Substanzen anhand ihrer einzigartigen Absorptionsspektren identifizieren. Man erkennt, dass z.B. das Aspirin-Absorptionsspektrum sich deutlich von allen anderen gezeigten Spektren unterscheidet. Durch Auswertung der Absorptionsintensität an sieben unterschiedlichen Frequenzstützstellen konnten die untersuchten Substanzen räumlich differenziert werden (vgl. Abbildung 26). Die dargestellten Absorptionsspektren von unterschiedlichen Sprengstoffen lassen eine eindeutige Identifikation ebenfalls zu.

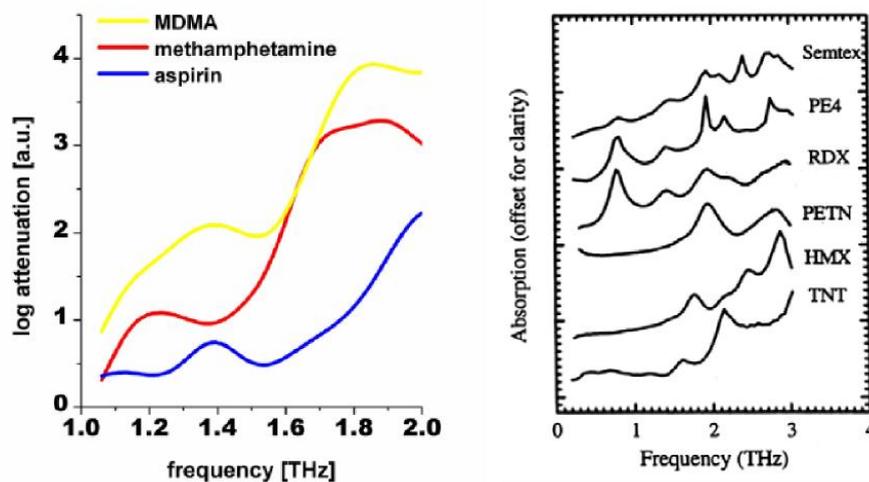


Abbildung 25: Links: THz-Spektren verschiedener pharmazeutischer Produkte [64]. Rechts: THz-Spektren von Explosivstoffen [65].

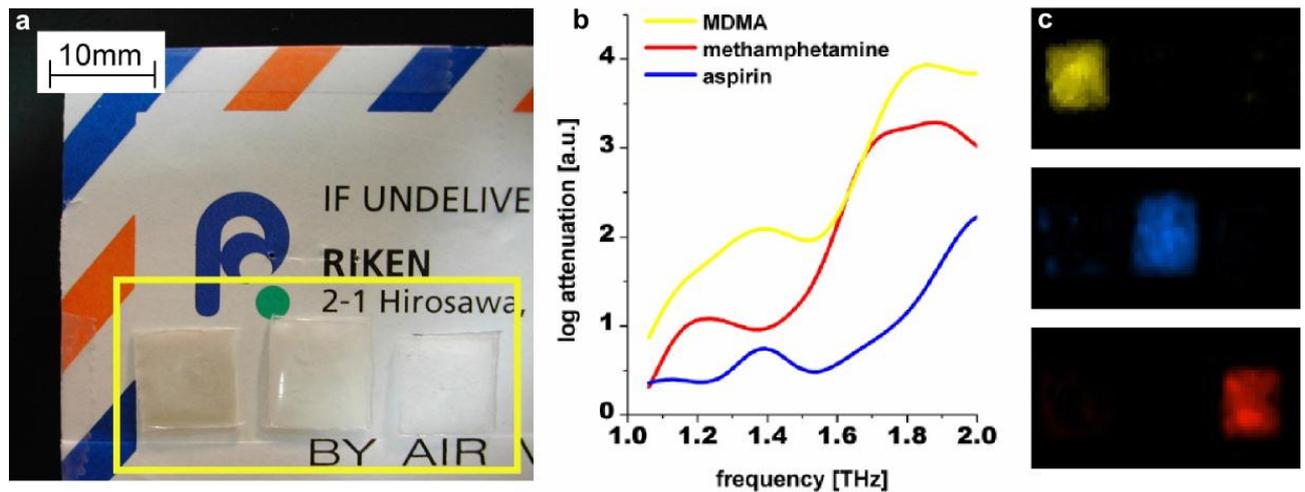


Abbildung 26: a) In einem Briefumschlag wurden drei pharmazeutische Produkte in Polyethylen-Verpackungen versteckt: (von links nach rechts) MDMA, Aspirin und Methamphetamin. b) Absorptionsspektren von MDMA (gelb), Methamphetamin (rot) und Aspirin (blau). c) Durch Auswertung der Absorptionsintensität an sieben unterschiedlichen Frequenzstützstellen konnten die untersuchten Substanzen räumlich differenziert werden [64].

Für die Qualitätsüberwachung in der Pharmaindustrie ist es unter anderem wichtig, während dem Arzneimittelherstellungsprozess die kristalline Struktur von polymorphen Substanzen zu kontrollieren. Die polymorphen Substanzen in unterschiedlichen Zuständen haben dieselbe chemische Formel, aber unterschiedliche kristalline Strukturen, die mit unterschiedlichen physikalischen und chemischen Eigenschaften korrespondieren. Durch falsche Lagerungsbedingungen oder bei der Tablettenherstellung kann der polymorphe Zustand verändert werden. Dies würde zu starken Qualitätsschwankungen führen und sogar die Stabilität des Arzneimittels beeinträchtigen. Im THz-Bereich spiegelt sich eine Änderung des polymorphen Zustands in einer signifikanten Änderung des Absorptionsspektrums und des frequenz aufgelösten Brechungsindex. Diese Veränderung lässt sich zuverlässig durch THz-TDS identifizieren [67].

Ein anderes Anwendungsgebiet in der zerstörungsfreien Materialprüfung stellt die Inspektion von Plastiksweißnähten dar. Durch Einsatz von hochdichten Polyethylen-Röhren statt Metal- oder Keramik-Röhren für Gas- und Wassertransport lassen sich Kosten einsparen. Für stabile und zuverlässige Rohrverbindungen müssen Plastiksweißnähte einwandfrei ausgeführt werden. Solche Defekte wie Einschlüsse von Sand oder Delaminierungen sind mit hohen Kosten und Risiken verbunden. Röntgen- oder Ultraschall-Scanner sind nicht in der Lage zuverlässige Erkennungsraten zu gewährleisten. Im Gegensatz dazu lassen sich diese Defekte im THz-Bereich klar identifizieren [68]. In Abbildung 27 sind Fotos und THz-Abbildungen im Transmissionsmodus von Schweißnähten im Plastik gezeigt. Die beiden Defektarten wie Sandeinschlüsse und Delaminierung sind in THz-Abbildungen klar zu erkennen.

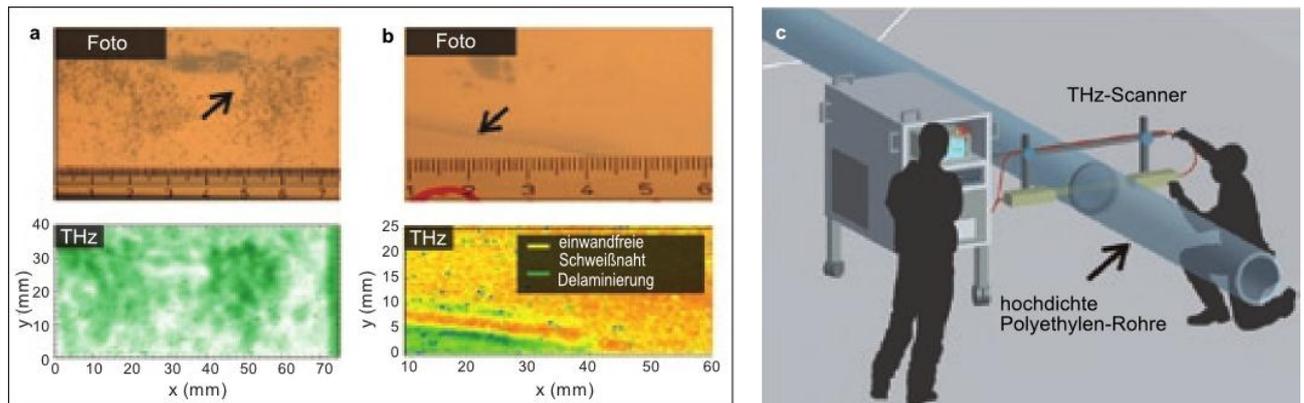


Abbildung 27: Fotos und THz-Abbildungen im Transmissionsmodus von Schweißnähten im Plastik mit a) Sandeinschlüssen und b) Delaminierung. Beide Defektarten sind in THz-Abbildungen klar zu erkennen. c) Vision eines THz-Scanners zur Untersuchung von Plastikschnitznähten bei hochdichten Polyethylen-Rohren [69].

Abgesehen von der zerstörungsfreien Qualitätskontrolle bei den Plastikmaterialien besteht ein hohes Einsatzpotenzial für THz-Scanner in der Lebensmittelqualitätskontrolle. Metallische Fremdkörper lassen sich leicht mit Metalldetektoren finden, nicht-metallische Gegenstände wie z.B. Steine, Plastik oder Glas sind aber mit herkömmlichen Methoden nicht zuverlässig identifizierbar [70]. Diese Art von Fremdkörpern spielt jedoch eine entscheidende Rolle, wenn es sich um gefüllte Produkte handelt. An einer Tafel Nusschokolade, die nachträglich mit einem Glassplitter verunreinigt wurde, wurde ein gepulster THz-TDS-Scanner erprobt.

Anhand des im THz-Bereich gemessenen Brechungsindex konnten vollständig in der Schokolade vergrabenen Glassplitter, aber auch andere Kunststoffpartikel oder kleine Steine nachgewiesen werden. Der Brechungsindex für Schokolade und Nüsse unterscheidet sich nur unwesentlich, er weist aber für Schokolade und die genannten Verunreinigungen eine große Differenz auf. Dieser Unterschied im Brechungsindex führt zu einer Änderung in der Pulsverzögerung: durch den größeren Brechungsindex des Glassplitters ergibt sich eine höhere Laufzeit des Pulses, die es erlaubt, den Glassplitter im THz-Bild (vgl. Abbildung 28) eindeutig zu identifizieren [8].

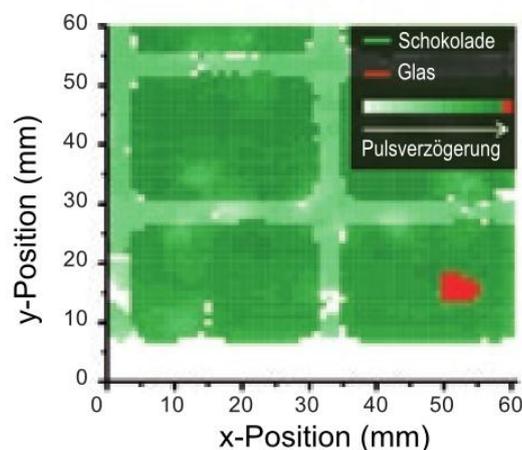


Abbildung 28: Im Pulsverzögerungsbild einer Nusschokolade lässt sich die Position des eingeschlossenen Glassplitters deutlich erkennen [69].

#### 4 Gegebene Möglichkeiten zur Messung von Feldstärke und Leistungsdichte-Verteilungen

Es existieren einige etablierte Methoden zur Leistungsmessung im THz-Bereich. Die meisten Verfahren können nur die in einer sensitiven Membran absorbierte oder von einer Antenne mit bestimmter Antennenwirkfläche dem Wellenfeld entnommene THz-Leistung messen. Zwischen der entnommenen Leistung  $P_E$ , der Leistungsdichte des ebenen Wellenfeldes  $S_r$  und der Antennenwirkfläche  $A_w$  besteht der bekannte Zusammenhang:  $P_E = S_r \cdot A_w$ . Somit wird in einem Detektor effektiv ein Flächenintegral über die eingefangene Leistungsdichte gebildet und in Form von Spannung oder Strom zur Weiterverarbeitung umgewandelt. Die Antennenwirkfläche kann sich von der geometrischen Aperturgröße unterscheiden und wird normalerweise durch EM-Simulation oder Messung des Antennengewinns ermittelt. Durch mögliche Impedanzfehlanspassung der Antennenlast kann die an die Last weitergegebene Leistung  $P_L$  geringer als die von der Antenne eingefangene Leistung  $P_E$  ausfallen, da ein Teil der Leistung  $P_R$  reflektiert wird:

$$P_L = P_E - P_R \text{ [71].}$$

Zur Schätzung der Leistungsdichte muss die Aperturgröße der thermosensitiven Membran oder die Antennenwirkfläche bekannt sein. Ist die Antennenwirkfläche des THz-Detektors deutlich kleiner als der Durchmesser des THz-Strahls, so kann das Strahlprofil näherungsweise „abgetastet“ werden und die anliegende Leistungsdichte kann aus der detektierten Leistung mit  $S_r = P_E / A_w$  ermittelt werden. Bei dieser vereinfachten Rechnung wird von rechteckförmiger räumlicher Verteilung der Antennenwirkflächenfunktion und homogener Leistungsdichteverteilung ausgegangen. Ist dagegen der THz-Strahlendurchmesser kleiner als die detektierende Apertur, so muss das THz-Strahlprofil zusätzlich ausgemessen werden.

Ein einfaches Prinzip zur Schätzung der Leistungsdichteverteilung eines Strahls entlang einer Achse quer zur Ausbreitung wird seit langem in der Optik angewandt. Die geschätzte Funktion heißt Linienstreuungsfunktion (engl.: Line Spread Function, LSF) und wird als Ableitung der s. g. Kantenstreuungsfunktion (engl.: Edge Spread Function, ESF) berechnet. Die Kantenstreuungsfunktion wird gemessen, indem eine den Strahl blockierende Kantenblende quer zur Strahlrichtung langsam hereingefahren wird und somit den Strahl sukzessiv blockiert. Die noch ankommende Strahlleistung wird hinter der Kantenblende mit einem Detektor gemessen. Die Apertur des Detektors soll den gesamten Strahl einschließen können. Die Kantenstreuungsfunktion hat im Allgemeinen die Form einer gaußschen Fehlerfunktion und ihre Ableitung, also die Linienstreuungsfunktion, die Form einer gaußschen Glockenkurve [72]. Die Halbwertsbreite des Strahls lässt sich an der Linienstreuungsfunktion ablesen.

Die Leistungsdetektoren, die im THz-Bereich eingesetzt werden können, unterteilen sich in zwei Kategorien: die einen messen die absorbierte thermische Leistung (wie z.B. die pyroelektrischen Detektoren, Golay-Zellen, Bolometer) und die anderen basieren auf dem elektronischen Gleichrichtungs- oder Selbstmisch (engl.: self mixing)-Prinzip (wie z.B. Schottky-Dioden, quadrierende (engl.: square law) Detektoren).

#### 4.1 Bolometer-Detektoren

Ein Bolometer ist ein thermischer Detektor zur Messung der Lichtintensität im sichtbaren und infraroten, aber auch zur Leistungsmessung im THz-Spektralbereich. Bei den THz-Detektor-Bolometern beruht der Messeffekt auf einer temperaturabhängigen Widerstandsänderung einer sehr dünnen temperatursensitiven absorbierenden Folie. Durch einen von der absorbierten THz-Strahlung verursachten Temperaturanstieg ändert sich der Folienwiderstand.

In [73] wird von einem großflächigen Bolometer zur Freiraum-Leistungsmessung im Bereich zwischen 90 GHz und 3 THz berichtet. Ein Bolometer besteht aus einer quadratischen Bismut-Fläche (1,2 mm-Seitenlänge), die auf einer dielektrischen Membran aufgedampft wurde. Das Bolometer hat eine thermische Zeitkonstante von ca. 1 Sekunde und einen flachen Frequenzgang. Der Detektor wird mithilfe eines Niederfrequenz-Netzwerkes kalibriert. In Abbildung 29 ist der Aufbau eines solchen Bolometers dargestellt.

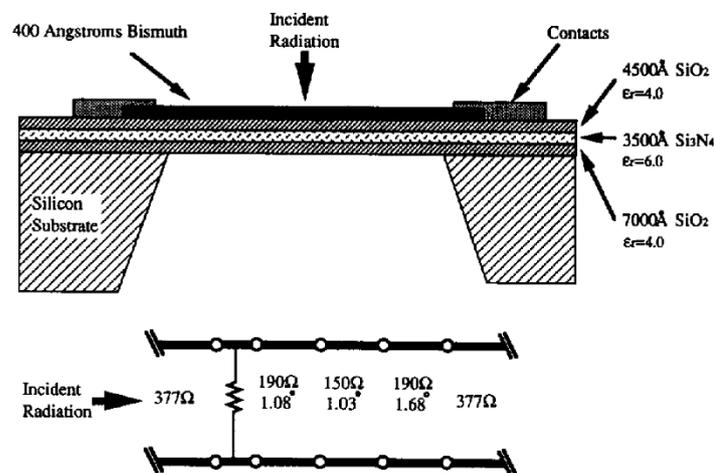


Abbildung 29: Großflächiges Bolometer zur Leistungsdetektion im THz-Spektralbereich gezeigt mit einer äquivalenten Transmissionsleitung bei 1 THz [73].

#### 4.2 Kalorimetersystem

Ein sehr verbreitetes System zur präzisen Leistungsmessung im Bereich von 100 GHz bis zu 1 THz stellt das schon aus dem Mikrowellenbereich bekannte Kalorimetersystem. Es ist ein leistungsabsorbierendes System, das ein Bolometer als THz-Detektor verwendet. Der Messkopf ist in einem Metallgehäuse verbaut und hat Hohlleiteranschluss zur Einkopplung von THz-Strahlung. Zum Messen der THz-Leistung im Freiraum wird eine Hornantenne angeschlossen.

Der Begriff Bolometer wird im Zusammenhang mit Leistungsdetektion und der Begriff Kalorimeter im Zusammenhang mit energieintegrierenden Detektoren verwendet [74].

Das kalorimetrische Prinzip beruht auf der Substitution der im Detektor-Bolometer zu messenden absorbierten THz-Leistung durch eine notwendige Heizleistung, um ein zweites Bolometer, das der THz-Leistung nicht ausgesetzt wird, auf dieselbe Temperatur zu bringen. Die Heizleistung wird entweder bei DC oder bei einer Frequenz im Kilohertz-Bereich gegeben. Durch spezielle elektronische Verschaltung

führt eine Änderung der Betriebstemperatur nicht zu einem Messfehler [75]. Bei diesem Kalorimeter werden also zwei Messzweige verwendet. Es existieren auch Einzweig-Kalorimeter, bei denen es nur einen Bolometer-Detektor gibt, der zuerst der THz-Strahlung ausgesetzt wird und danach die THz-Strahlung abgeschaltet werden muss. Beim Aufheizen dieses Bolometers auf die zuerst detektierte Temperatur, wird die benötigte DC-Leistung gemessen und ausgegeben [76].

Ein sehr verbreitetes Leistungsmessgerät für den Frequenzbereich zwischen 110 GHz und 2 THz ist das Erickson-Kalorimeter [77]. Die THz-Leistung wird über WR-10-Hohlleiter eingekoppelt. Es wird davon ausgegangen, dass die gesamte ankommende THz-Leistung vom Detektor absorbiert wird. Die einzigen Verluste, die dann auftreten können, entstehen im Hohlleiterabschnitt und betragen zwischen 0,2 dB und 1,8 dB (vgl. Abbildung 30).

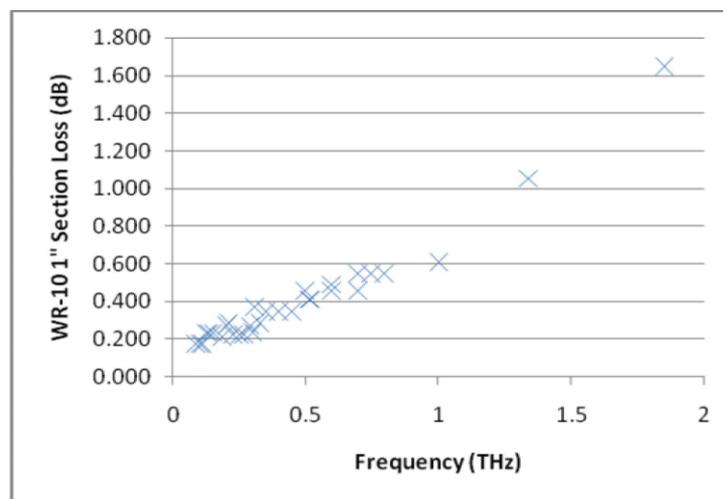


Abbildung 30: Die mithilfe der Substitutionsmethode gemessenen Verluste eines 1-Zoll-WR-10-Hohlleiterabschnitts [78]. Dabei wird dem Detektor die Leistung einmal direkt und einmal über die Hohlleitung zugeführt.

Der Messkopf beinhaltet zwei Messzweige mit identischen Bolometer-Sensoren, von denen der eine der einfallenden THz-Strahlung ausgesetzt wird und der andere kontrolliert mit DC-Spannung aufgeheizt wird. Der Messkopf ist gegen Temperatureinflüsse von außen geschützt. In Abbildung 31 ist die Elektronikinheit und der schematische Aufbau des Messkopfes gezeigt.

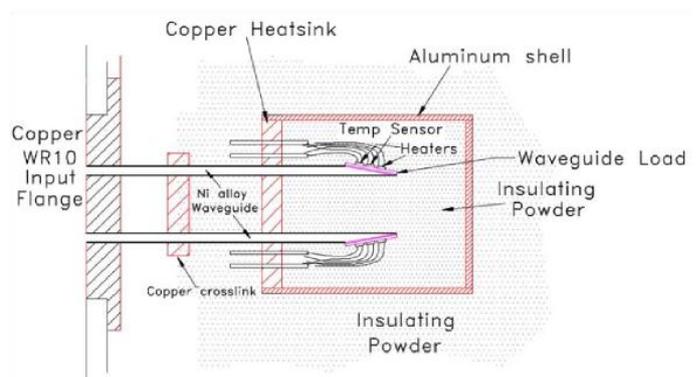


Abbildung 31: Links: Erickson-THz-Leistungsmessgerät. Rechts: Skizze des Leistungsmesskopfes bestehend aus Hohlleiterlasten, Hezelementen und Temperatursensoren [77].

Die Messgenauigkeit im THz-Bereich wird mit +/- 5% angegeben. In Tabelle 2 sind einige Arbeitsparameter des Erickson-THz-Leistungsmessgeräts PM4 aufgeführt.

Tabelle 2: Einige Arbeitsparameter des Erickson-THz-Leistungsmessgeräts PM4 [77].

Leistungsstufe	Zeitkonstante (90%)	RMS-Rauschen
200 mW	0,12 s	5 $\mu$ W
20 mW	0,18 s	1 $\mu$ W
2 mW	1,2 s	0,2 $\mu$ W
200 $\mu$ W	16 s	0,01 $\mu$ W

#### 4.3 Thomas Keating-Leistungs- und Energiedetektor

Das Messsystem von Thomas Keating (TK) misst die Leistung eines Freiraum-Strahls im Frequenzbereich zwischen 30 GHz und 3 THz. Der Leistungsmesskopf ist ein photo-akustischer Detektor, der aus einer hermetisch verschlossenen Luftkapsel und einer dünnen Metallmembran besteht. Die Metallmembran ist zwischen den beiden parallelen Fenstern der Luftkapsel platziert und absorbiert zu ca. 50% die anfallende THz-Leistung. Die restlichen 50% der Leistung werden entweder durch die Kapsel transmittiert oder von ihr reflektiert.

Abbildung 32 illustriert die Elektronikeinheit und den Leistungsmesskopf. Die sensitive Aperturgröße beträgt knapp über 30 mm im Durchmesser. Die maximal erlaubte CW-Leistung beträgt 500 mW für die gepulste Energie sind maximal 100 mJ bei 5 Hz Pulswiederholfrequenz angegeben. Typisches System-NEP liegt bei  $5 \mu\text{W}/\text{Hz}^{1/2}$  und für Energiemessungen beträgt ein typisches NEJ  $1 \mu\text{J}$ .

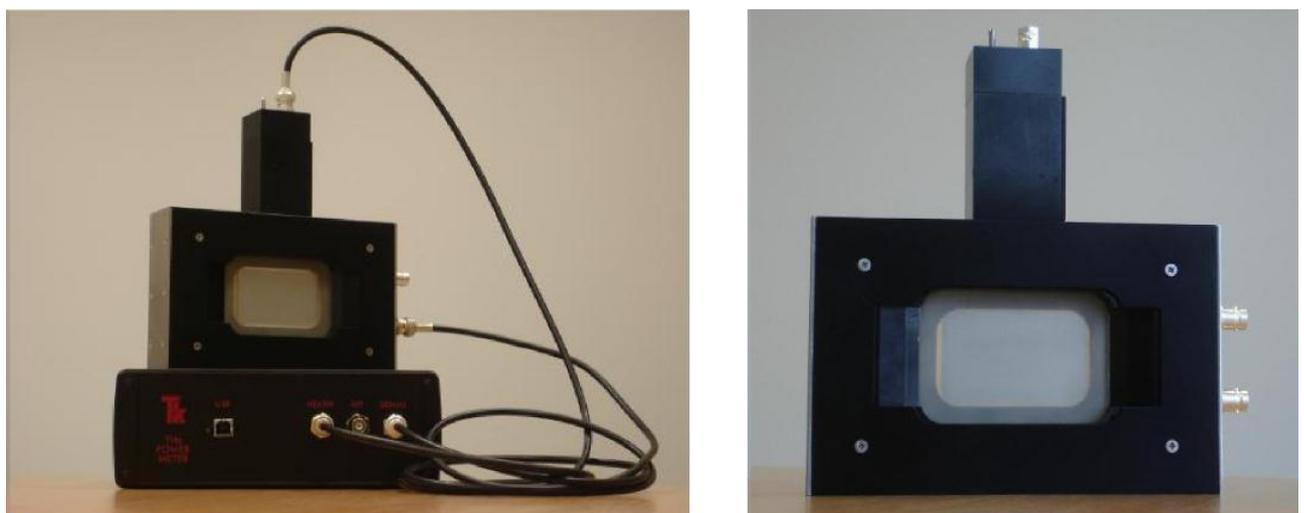


Abbildung 32: Links: TK-Elektronikeinheit und der Leistungsmesskopf. Rechts: Die sensitive Aperturgröße des Leistungsmesskopfes beträgt knapp über 30 mm im Durchmesser [79].

Der THz-Strahl muss 100% amplitudenmoduliert sein, entweder soll die Quelle selbst oder der THz-Strahl mit einem Drehrad chopped werden. Die Chopping-Frequenz soll im Bereich zwischen 10 Hz und 50 Hz liegen. Die in der Metallmembran absorbierte Leistung führt zu einer Temperaturerhöhung der Membran und der umgebenen Luft, so dass der Luftdruck in der Kapsel erhöht wird. Die mit dem Takt der Chopping-Frequenz pulsierende Änderung des Luftdrucks wird mit einem eingebauten Druck-Transducer (ähnlich einem Mikrophon) detektiert und mit einem Lock-in-Verstärker ausgelesen. Die Amplitude der modulierten Luftdrucksänderung ist proportional zu der gesamten absorbierten THz-Leistung.

Die Kalibrierung erfolgt durch Einspeisen ohmscher Leistung in die Metallmembran. Der eingespeiste Strom soll entsprechend moduliert sein und wird durch Anschlüsse an der Metallmembran angelegt. Der ohmsche Widerstand der Membran soll mit einem Multimeter ausgemessen werden. Die Absorption durch das Kapselfenster ist nahezu 0 bei 100 GHz und steigt mit zunehmender Frequenz an (vgl. Abbildung 33).

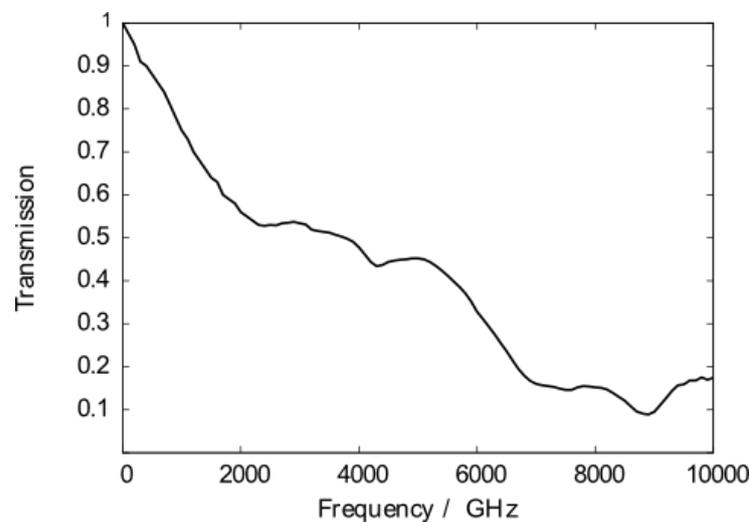


Abbildung 33: Transmission durch das Fenster der Kapsel als Funktion der Frequenz [79].

Um die Reflexionen am Kapselfenster zu vermeiden, sollte der Leistungsmesskopf im Brewster-Winkel ( $55,5^\circ$ ) zur Polarisierungsebene des anfallenden THz-Strahls positioniert werden (vgl. Abbildung 34). Sollte der Strahl nicht linear polarisiert sein, so müssen die horizontale und vertikale Polarisationskomponenten mit einem Polarisationsgitter separiert und einzeln vermessen werden. Um Einfluss vom anfallenden sichtbaren Licht und Infrarotstrahlung signifikant zu minimieren kann das Fenster mit schwarzem Polyethylen verdeckt werden [79].

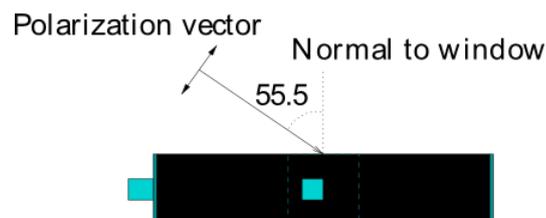


Abbildung 34: Zur Minimierung von Reflexionen am Fenster sollte der Leistungsmesskopf im Brewster-Winkel ( $55,5^\circ$ ) zur Polarisierungsebene des anfallenden THz-Strahls positioniert werden [79].

#### 4.4 Golay-Zelle

Golay-Zelle ist ein photo-akustischer Detektor, der Freiraum-THz-Leistung im Frequenzbereich zwischen 20 GHz und 20 THz bei Raumtemperatur misst. Der Leistungsmesskopf besteht aus einer sensiblen Gaskapsel mit einer eingeschlossenen dünnen Metallmembran. Die THz-Strahlung wird über ein Polyethylen- oder Diamantenglasfenster (meist mit einem Durchmesser von 6 mm) in die Gaskapsel eingekoppelt und anteilig in der Metallmembran absorbiert. Dies führt zum Temperaturanstieg und folglich zum Druckanstieg des Gases, was zur Verbiegung der spiegelnden Kapselrückwand führt. Diese Auslenkung wird mit einer Leuchtdiode, spezieller Optik und einer Photodiode gemessen. Die Ausgangsspannung der Photodiode ist proportional zu der Auslenkung der spiegelnden Kapselrückwand und wird mithilfe einer THz-Quelle mit bekannter Ausgangsleistung in Volt/Watt kalibriert [80].

Eine kommerzielle Golay-Zelle wird bei [81] angeboten (vgl. Abbildung 35). Da die Golay-Zelle sehr anfällig für mechanische Vibrationen ist, wird sie auf einem vibrations-isolierenden Tisch ausgeliefert. Abbildung 36 zeigt die spektrale Empfindlichkeit einer Golay-Zelle mit Polyethylen-Fenster. Ähnlich dem Thomas Keating-Leistungsdetektor muss der THz-Strahl mit ca. 15 Hz gepchoppt werden.

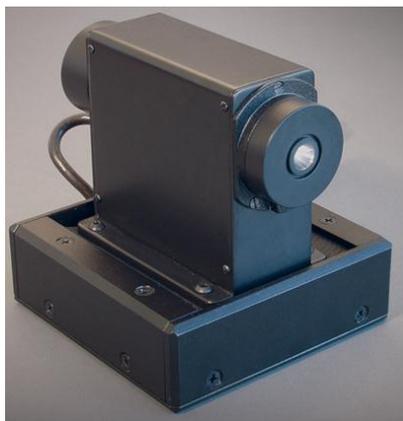


Abbildung 35: Kommerzielle Golay-Zelle als Raumtemperatur-THz-Leistungsdetektor für den Frequenzbereich zwischen 20 GHz und 20 THz mit 6 mm-Fenster [81].

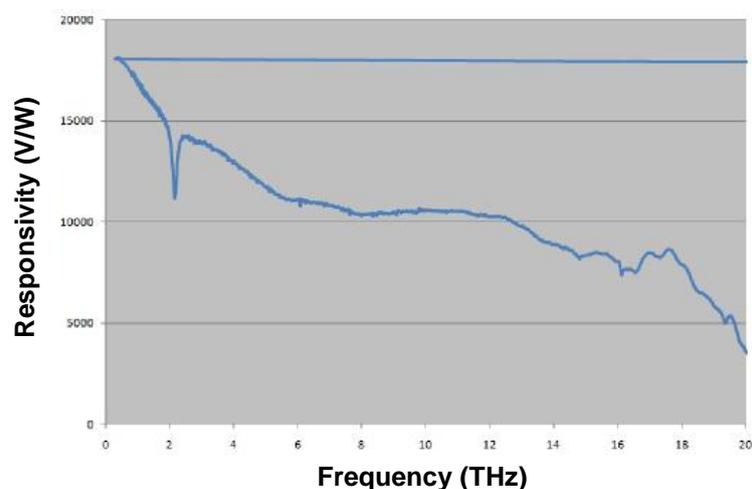


Abbildung 36: Spektrale Empfindlichkeit einer Golay-Zelle mit Polyethylen-Fenster [81].

Die von der Firma Tydex kommerziell angebotene Golay-Zelle GC-1P mit Polyethylen-Fenster weist die in angegebenen technischen Spezifikationen auf.

Tabelle 3: Technische Spezifikationen der Golay-Zelle GC-1P mit Polyethylen-Fenster von der Firma Tydex [82].

Parameter	Wert
Maximal erlaubte Leistung	10 $\mu$ W
NEP @ 20 Hz	80-140 pW
Empfindlichkeit @ 20 Hz	100-150 kV/W
Zeitkonstante	25-30 ms
Dimensionen	126 x 45 x 87 mm <sup>3</sup>
Gewicht	0,8 kg

#### 4.5 Pyroelektrischer Leistungs- und Energie-Detektor

Durch technologische Fortschritte der letzten fünf Jahren wurden die schon lange im sichtbaren und IR-Spektralbereich zur Leistungs- und Pulsenergiemessung verwendeten pyroelektrischen Detektoren vermehrt auch im THz-Bereich eingesetzt. Im Gegensatz zu Golay-Zellen benötigen die pyroelektrischen THz-Detektoren keine Fenster, sind robust, kompakt, arbeiten bei Zimmertemperatur und sind recht günstig. Heute liegt ihre Empfindlichkeit in der Größenordnung der Golay-Zellen, der dynamische Bereich ist aber 4 Größenordnungen höher. Die Leistung wird im Bereich zwischen 100 GHz und 30 THz detektiert.

Bei dem pyroelektrischen Detektor wird die anfallende THz-Leistung in einer lichtabsorbierenden äußeren Schicht einer Membran in Wärme umgewandelt. Auf der inneren Membranseite ist pyroelektrisches Material angebracht, in dem die Wärme elektrische Ladungsträger trennt, die in Form von Spannung detektiert werden. Die detektierte Spannung ist somit proportional zu der absorbierten THz-Energie. Die Wärme wird dann an den Kühlkörper weitergeleitet [84]. In Abbildung 37 sind eine Prinzipskizze der Pulsenergiemessung mit einem pyroelektrischen Detektor und der pyroelektrische THz-Detektor THZ-I-BNC von der Firma Gentec-EO gezeigt. Ähnlich dem Thomas Keating-Leistungsdetektor und der Golay-Zelle muss der THz-Strahl zur Detektion mit einem pyroelektrischen Detektor mit ca. 10 bis 25 Hz gepulst werden.

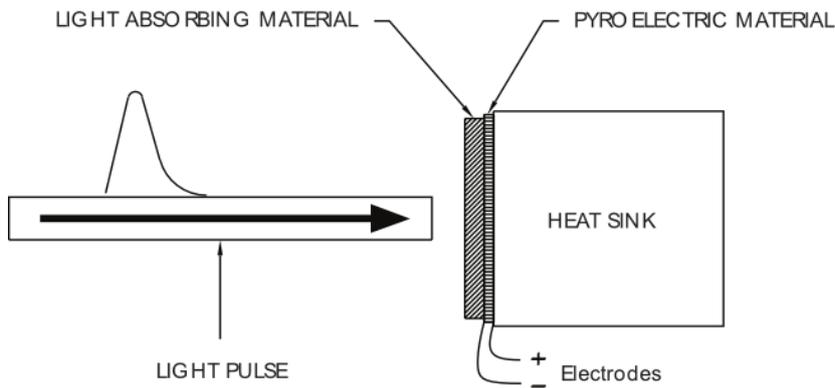


Abbildung 37: Links: Prinzipskizze der Pulsenergiemessung mit einem pyroelektrischen Detektor [84].  
Rechts: Pyroelektrischer THz-Detektor THZ-I-BNC von der Firma Gentec-EO [85].

Der von der Firma Gentec-EO kommerziell angebotene pyroelektrische THz-Detektor THZ-I-BNC weist die in Tabelle 4 angegebenen technischen Spezifikationen auf. Bei diesem sehr empfindlichen THz-Detektor beträgt der Aperturdurchmesser 2 mm. Firma Gentec-EO bietet pyroelektrische THz-Detektoren mit Aperturdurchmessern zwischen 1,5 mm und 9 mm an.

Die Kalibrierungsungenauigkeit bei dem Modell THZ-I-BNC beträgt laut Hersteller  $\pm 4\%$ . Dieser THz-Detektor besitzt eine von der Firma Gentec-EO speziell entwickelte Membranbeschichtung mit der Bezeichnung BL. Der Absorptionsfrequenzgang dieser Beschichtung ist extrem flach und kann auf NIST (National Institute of Standards and Technology)-Standard zurückgeführt werden (vgl. Abbildung 38). Die Kalibrierung erfolgt seitens des Herstellers im sichtbaren Bereich (bei 630 nm) mit einem optischen TRAP-Detektor (von engl: Falle) als Primärstandard. Die Kalibrierungsdaten reichen momentan aber nur bis 20 THz; weitere Kalibrierungsmessungen bei 2,5 THz, 770 GHz und 400 GHz werden zurzeit bei NIST Boulder Laboratories ausgeführt und die Ergebnisse werden im September 2011 erwartet. Der Hersteller erwähnt, dass in den letzten drei Jahren die Kunden zur Messkalibrierung im Frequenzbereich zwischen 100 GHz und 10 THz entweder Golay-Zellen oder Mikrobolometer als Referenz-Detektoren verwendet haben.

Tabelle 4: Technische Spezifikationen des pyroelektrischen THz-Detektors THz-I-BNC mit 2 mm-Aperturdurchmesser von der Firma Gentec-EO [85].

Parameter	Wert
Maximal erlaubte Leistung	200 mW
NEP @ 10 Hz	400 pW
Minimal detektierbare Leistung	50 nW
Empfindlichkeit @ 10 Hz	140 kV/W
Zeitkonstante	20 ms
Dimensionen	81,3 x 99,3 mm <sup>2</sup>
Gewicht	0,5 kg

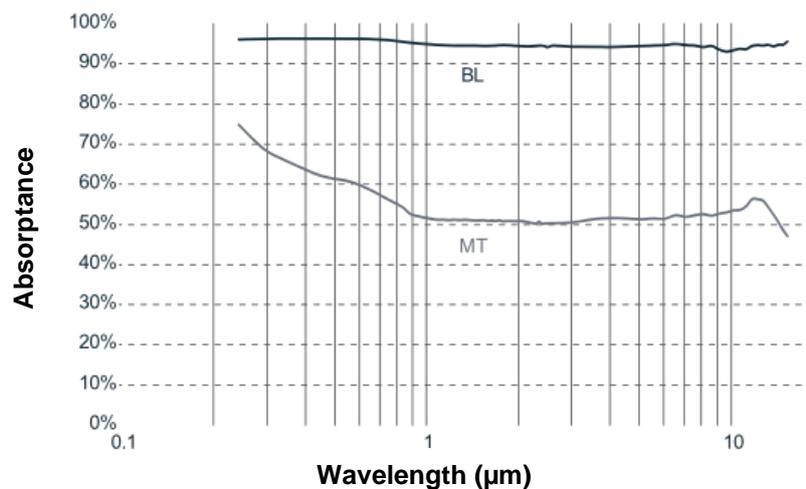


Abbildung 38: Absorptionsfrequenzgang von zwei speziell entwickelten Membranbeschichtungen für pyroelektrische THz-Detektoren von der Firma Gentec-EO [86].

#### 4.6 Dioden-Sensor

Zur Messung der Spitzen- oder Hüllkurvenleistung modulierter Signale werden fast ausschließlich Zero-Bias-Schottky-Dioden eingesetzt. Bei sehr kleinen Leistungen verhalten sich die Dioden-Sensoren ähnlich wie thermische Leistungsmesser. Sie messen effektivwertrichtig und zeigen weder dynamische noch frequenzabhängige Linearitätsfehler. Die Strom-Spannungs-Kennlinie enthält neben dem linearen Anteil nur noch einen quadratischen Term, der Effektivwertgleichrichtung bewirkt. Dieser Abschnitt der Übertragungskennlinie wird daher auch als quadratischer Bereich (Square-Law-Region) bezeichnet. Die abgegebene Gleichspannung ist näherungsweise proportional zur zugeführten Leistung. Eine feste Obergrenze für den quadratischen Bereich existiert nicht. An der unteren Messgrenze, bei Eingangsleistungen

zwischen 100 pW und 1 nW, geben Dioden-Sensoren nur noch eine sehr kleine Gleichspannung in Höhe von einigen hundert nV ab.

Die Messgenauigkeit eines Diodensensors hängt also neben der Qualität der Kalibrierung und der Anpassung entscheidend von der Höhe der Leistung ab. Überlagertes thermisches Rauschen und Nullpunktdrift durch lokale Erwärmung führen bei den Diodensensoren zu Messfehlern [89]. Um die Temperaturabhängigkeit der Dioden zu korrigieren, werden Temperatursensoren in die Messköpfe mit eingebaut.

Eine Schottky-Diode wird meistens im direkten Kontakt mit einer sehr breitbandigen Antenne verwendet; die THz-Strahlung wird dann über eine Silizium-Linse eingekoppelt. Da eine Schottky-Diode einen stark variierenden Impedanz-Frequenzgang aufweist, ist eine komplementäre breitbandige Impedanzanpassung der Antenne für eine flache Frequenzantwort des Detektors in der Praxis nicht möglich. Somit weist ein Schottky-Dioden-Detektor die beste Empfindlichkeit bei der Arbeitsfrequenz auf, bei der die Antennenimpedanz optimal angepasst wurde; zu höheren oder niedrigeren Frequenzen hin nimmt die Empfindlichkeit dann aber ab. Die resultierende spektrale Empfindlichkeit hat somit einen nicht-flachen Frequenzgang. Die Grenzfrequenz heutiger Schottky-Dioden liegt im Bereich von 1,1 THz [88]. In Abbildung 39 ist eine Zero-Bias-Schottky-Diode auf einer ultra-breitbandigen planaren Vier-Arm-Sinuuous-Antenne angebracht; zur Einkopplung der THz-Strahlung wird eine Silizium-Linse verwendet.

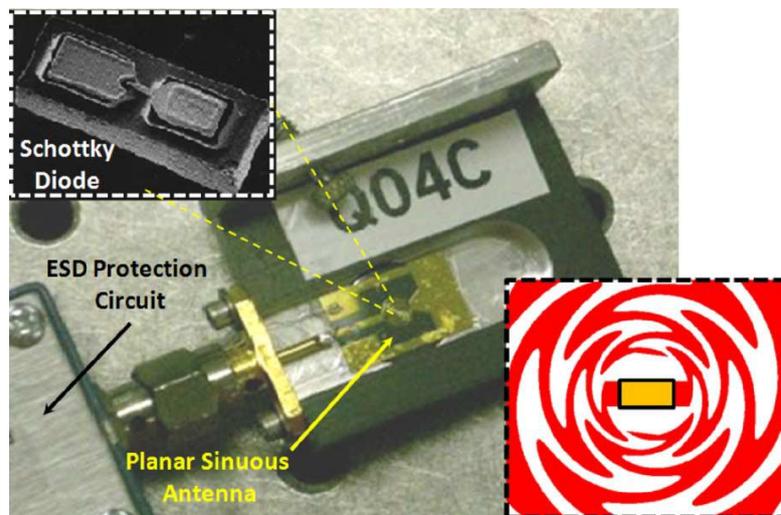


Abbildung 39: Eine Zero-Bias-Schottky-Diode ist auf einer planaren vier-Arm-Sinuuous-Antenne angebracht. Zur Einkopplung der THz-Strahlung wird eine Silizium-Linse verwendet [87].

## 5 Unter Strahlenschutzaspekten bedeutsame technische Parameter von Quellen und Empfängern

Die öffentliche Diskussion um eine vermeintliche Gesundheitsgefährdung durch Terahertz-Strahlung wurde bedauerlicherweise durch den geplanten, viele Menschen betreffenden Einsatz von Personenscannern an Flughäfen ausgelöst und läuft wegen der überlagerten ethischen Aspekte - forciert durch die Presse - meist sehr emotional und daher auch unsachlich und irreführend ab, was beispielsweise durch den Mangel an Differenzierung zwischen der in unterschiedlichen Gerätekonzepten alternativ genutzten Mikrowellen-, Terahertz- oder Röntgenstrahlung belegt wird.

Nach einer ersten Publikation im Jahr 1968 und einer Handvoll Veröffentlichungen in den 1980er Jahren haben erst im vergangenen Jahrzehnt wenige wissenschaftliche Arbeitsgruppen damit begonnen, nach eventuellen nicht-thermischen biologischen Effekten im Terahertz-Frequenzbereich zu recherchieren. Das geringe Interesse an Terahertz-Strahlung ist verständlich, weil dieser zwischen Mikrowellen und Infrarotstrahlung angesiedelte Bereich wegen des Fehlens technisch einfach einsetzbarer Quellen und Empfänger jahrzehntelang eine Lücke im Anwendungsspektrum gebildet hatte. Bei den bisher veröffentlichten Ergebnissen handelt es sich daher häufig um erste Erkenntnisse, die noch nicht unabhängig reproduziert wurden und somit nicht als gesichert eingestuft werden können (vgl. Abschnitt 8). Ein THz-Strahlenschutzkonzept, das die in Abschnitt 6 dargestellten widersprüchlichen Vorgaben verschiedener Grenzwertempfehlungen für Frequenzen um 300 GHz beseitigen würde, und Arbeiten, die sich mit den technisch bedeutsamen Parametern von Quellen und Empfängern speziell im Hinblick auf den Strahlenschutz befassen, sind in der Literatur bisher nicht zu finden.

Allgemein lässt sich postulieren, dass zur sicherheitsrelevanten Beurteilung der Exposition eines Menschen unter den Bedingungen des Arbeitsschutzes in kontrollierten Bereichen oder des Personenschutzes der Allgemeinbevölkerung zunächst Kenntnisse über das Immissionsfeld am Aufenthaltsort der Person unabdingbar sind, insbesondere seine Frequenzcharakteristik, seine Polarisation, seine Einfallrichtung(en) sowie seine räumliche und zeitliche Leistungsdichte- bzw. Feldstärkeverteilung betreffend.

### 5.1 Empfänger

Bei einer messtechnischen Vorgehensweise zur Bestimmung des Immissionsfeldes wären durch diese Anforderungen die wesentlichen technischen Eigenschaften eines Mess-Empfängersystems definiert, ohne dass Detailkenntnisse über die Feldquelle vorliegen müssten.

### 5.2 Quellen

Im Fall einer rechnerischen Ermittlung des Immissionsfeldes wären Informationen über den Empfänger verzichtbar; stattdessen müssten als technische Parameter der Strahlungsquelle Trägerfrequenz und Modulation, mittlere Sendeleistung, Polarisation, Apertur und ihre Belegung oder Richtcharakteristik sowie Senderposition in Bezug auf die exponierte Person bekannt sein. Außerdem müssten je nach Szenario zur Bestimmung des Immissionsfeldes auch noch die Eigenschaften des Übertragungsweges und Einflüsse der Umgebung, wie Reflexion und Beugung, berücksichtigt werden.

## **6 Zum Strahlenschutz vorliegende Grenzwerte, Normen und andere Festlegungen**

Die im Folgenden behandelten Festlegungen zur Begrenzung elektrischer, magnetischer und elektromagnetischer Einwirkungen auf den menschlichen Körper haben zum Ziel, Gesundheitsfolgen wissenschaftlich anerkannter kurzfristiger und unmittelbarer schädlicher Wirkungen, beispielsweise durch die unnatürliche Reizung von Sinnesrezeptoren, Nerven- und Muskelzellen, Störungen der Herzaktion und Erwärmung des Körpergewebes, zu verhindern. Die Grenzwerte orientieren sich dabei zunächst an sol-

chen Werten physikalischer Basisgrößen, die für wissenschaftlich fundierte biologische Effekte an der Schwelle zu gesundheitsschädigenden Wirkungen quantifizierbar sind, und regulieren den Personenschutz durch geeignete Reduktionsfaktoren über zulässige Werte, die ein Sicherheitskonzept für kontrolliert exponierte Berufstätige bzw. für die Allgemeinbevölkerung begründen, bei der eine breitere Streuung des Lebensalters und des Gesundheitszustands berücksichtigt werden muss als bei Berufstätigen.

In diesem Abschnitt werden die für die Öffentlichkeit und für Arbeitsplätze zur Begrenzung der elektromagnetischen Exposition empfohlenen bzw. vorgeschriebenen Basisgrenzwerte zusammengestellt und im Hinblick auf ihre eventuelle Eignung als Bewertungskriterium auch für den hier interessierenden Terahertz-Bereich diskutiert. Die aus Gründen der Praktikabilität (einfache Messbarkeit oder Berechenbarkeit) in den meisten Regelwerken ebenfalls definierten Grenzwerte für elektrische, magnetische und elektromagnetische Feldgrößen in Raumbereichen ohne Anwesenheit von Personen (je nach Herausgeber „Referenzwerte“, „Ersatzfeldstärken“ oder „Auslösewerte“ genannt) werden in diesem Bericht nicht verwendet, weil sie keinen primären Bezug zu den o. g. biologischen Effekten im menschlichen Körper haben und daher bei der Entwicklung von messtechnischen und rechnerischen Verfahren zur Ermittlung der Exposition von Personen in einem bisher unerforschten Frequenzbereich nicht hilfreich sind. In einigen Ländern bestehen über diese Mindestanforderungen zur Vermeidung nachweislich gesundheitsschädlicher Auswirkungen hinausgehende Vorsorgekonzepte, die beispielsweise für Orte mit empfindlicher Nutzung (Kindergärten, Krankenhäuser) oder zur Berücksichtigung von Langzeit-Expositionen, unbekanntem Wirkmechanismen oder subjektiven Symptomen geringere zulässige Grenzwerte ansetzen. Diese sind jedoch (außer in Kanada) durchweg über die externen Referenzwerte definiert, die aus den oben genannten Gründen hier keine Verwendung finden.

Abbildung 40 zeigt die derzeit in Deutschland und in vielen Ländern Europas relevanten Grenzwerte für die Basisgrößen im Bereich des allgemeinen Personenschutzes und des Arbeitsschutzes über dem Frequenzintervall 1 Hz bis 100 THz.

## 6.1 Basisgrößen elektrische Feldstärke und elektrische Stromdichte

Zunächst sei auf die seit 2010 durch ICNIRP [90] empfohlenen Basisgrenzwerte der elektrischen Feldstärke  $E_{\text{eff}}$  im Körper hingewiesen, durch die das bisherige, auf der elektrischen Stromdichte im Körper beruhende „Niederfrequenz“-Schutzkonzept der alten ICNIRP-Richtlinien [91] ersetzt und zusätzlich um eine getrennte Berücksichtigung des zentralen Nervensystems und anderer Körpergewebe in Kopf und Rumpf erweitert wird (vgl. auch [92], Question 10). Es werden Grenzwerte für die interne elektrische Feldstärke für Frequenzen bis 10 MHz eingeführt, obwohl sich der Titel der Richtlinie nur auf das Intervall 1 Hz bis 100 kHz bezieht. Zum Vergleich mit den Basisgrenzwerten sind die Vektorkomponenten aktueller interner Feldstärken über würfelförmige Gewebevolumente von  $8 \text{ mm}^3$  zu mitteln.

Die zulässigen Werte aller übrigen Basisgrößen (Stromdichte, Spezifische Absorptionsraten, Leistungsdichte) stellen sich innerhalb der verschiedenen in Deutschland angewandten Richtlinien und Verordnungen weitgehend homogenisiert dar, teilweise lediglich mit kleinen Abweichungen in den Details der Nebenbedingungen zur Definition der Größen und in ihren Bezeichnungen (z.B. statt „Basisgrenzwerte“ auch: „Expositionsgrenzwerte“ und „Basiswerte“). Dies betrifft als erstes die Basisgrenzwerte der Körperstromdichte  $J_{\text{eff}}$  (Frequenzbereich  $< 1 \text{ Hz}$  bis 10 MHz), gemittelt über Flächenelemente von  $1 \text{ cm}^2$  senk-

recht zur Stromrichtung, gemäß ICNIRP 1998 [91] (hinsichtlich NF nur bis 2010 gültig, s.o.), der Unfallverhütungsvorschrift „Elektromagnetische Felder“ [93] (nur für Versicherte der Berufsgenossenschaften), der EU-Ratsempfehlung von 1999 [94] (nur für die Allgemeinbevölkerung) und der Richtlinie des Europäischen Parlaments und des Rates von 2004 [95] (nur für Arbeitnehmer). Die Unfallverhütungsvorschrift verlangt zusätzlich zur räumlichen eine zeitliche Mittelung über Intervalle von 1 s. Demgegenüber wird in den ICNIRP-Leitlinien von 1998 wegen der beschränkten Datenlage über niederfrequente Ströme und gesundheitliche Effekte vorgeschlagen, für Frequenzen unterhalb von 100 kHz Stromdichten, die durch vorübergehende oder sehr kurzfristige Spitzenfelder induziert werden, als Momentanwerte anzusehen; eine analoge Empfehlung gilt auch für die interne elektrische Feldstärke nach der neuen 2010er ICNIRP-NF-Richtlinie [90].

Die konkreten Werte von  $E_{\text{eff}}$  und  $J_{\text{eff}}$  in Abbildung 40 wurden zur Vermeidung verschiedener in Experimenten beobachteter physiologischer Effekte gewählt: Bewegungen der Härchen auf der Hautoberfläche, Reizungen von Nerven- und Muskelgewebezellen, Herzkammerflimmern, Phosphene (flimmernde visuelle Sinneswahrnehmungen). Die Basisgrenzwerte konnten bei Frequenzen unterhalb von einigen Hertz und oberhalb von 1 kHz allmählich größer gewählt werden, weil die Auslöseschwellen für eine Nervenstimulation entsprechend höher liegen.

Während elektrischen Stromdichten bei niedrigen Frequenzen unterhalb der Basiswerte kein Erwärmungspotenzial zugeschrieben wird, können die felderzeugten Stromdichten in lokal begrenzten Bereichen des Körpers bei Frequenzen oberhalb von einigen 100 kHz durchaus wärmewirksam werden. Die hier empfohlenen Basiswerte für die Stromdichte zielen aber ausschließlich darauf ab, die Stimulation erregbaren Gewebes zu vermeiden.

Insgesamt erscheint es unwahrscheinlich, dass die genannten typischen Niederfrequenz-Effekte auch für den Terahertzbereich bedeutsam sein könnten. Damit ist aber noch nicht die Eignung der elektrischen Feldstärke im Körpergewebe zur Bewertung anderer möglicherweise bei Terahertzfrequenzen auftretender biologischer Wirkungen in Frage gestellt.

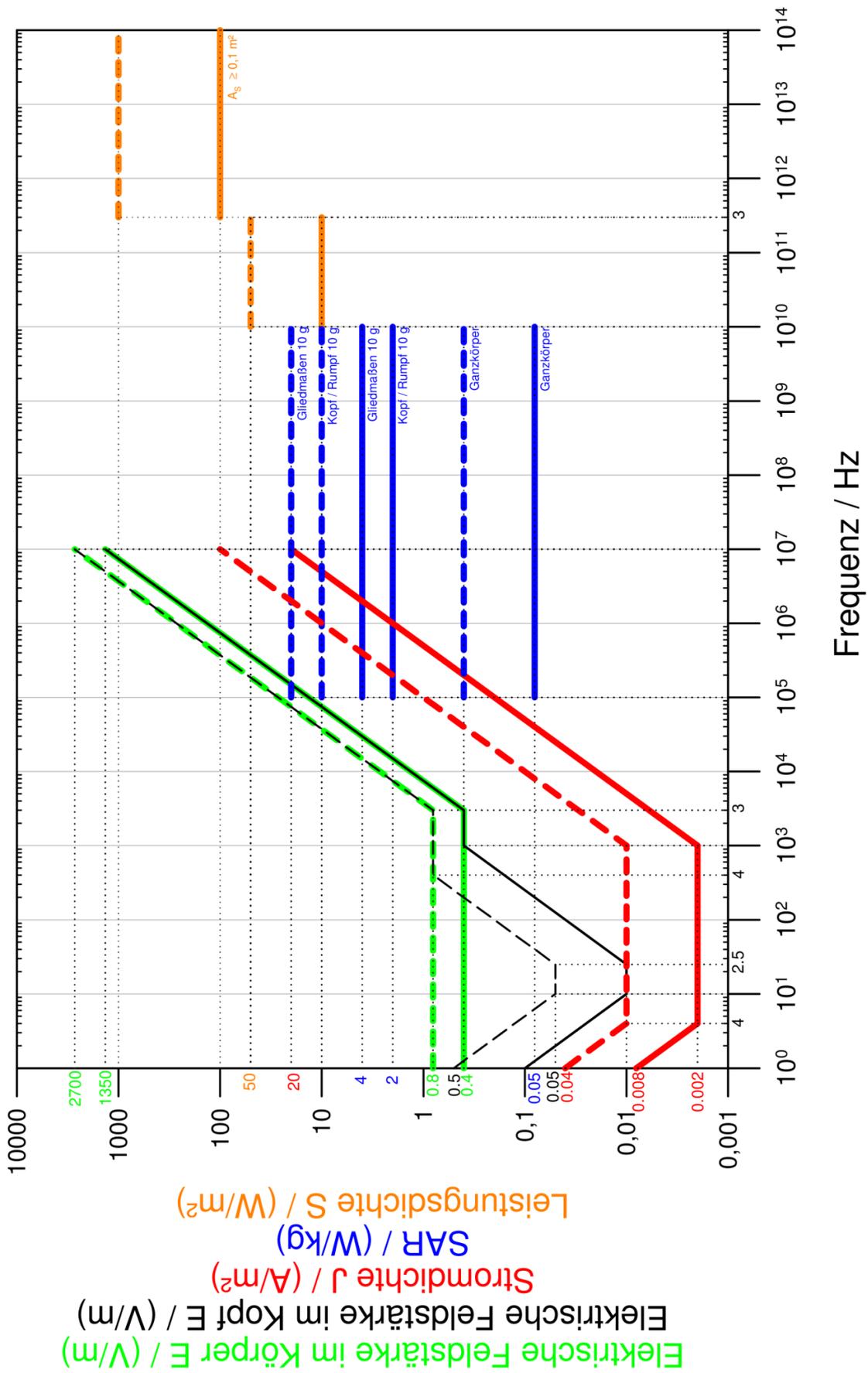


Abbildung 40: Basisgrenzwerte für die Allgemeinbevölkerung (—) und für Berufstätige (- - -) im Frequenzbereich von 1 Hz bis 100 THz ( $A_S$ : Größe der bestrahlten Körperfläche)

Am Rande sei Folgendes erwähnt:

1. Die vom Parlament und Rat der EU erlassene Richtlinie [96] mit Mindestvorschriften zum Schutz der Arbeitnehmer vor der Gefährdung durch elektromagnetische Felder im Bereich von < 1 Hz bis 300 GHz trat zum 1. Mai 2004 in Kraft. Die Mindestvorschriften orientieren sich vollinhaltlich an den ICNIRP-Leitlinien (von 1998), es bleibt den Mitgliedsstaaten jedoch unbenommen, auch niedrigere Grenzwerte anzusetzen. Die Richtlinie sollte von den Mitgliedsstaaten ursprünglich binnen vier Jahren in entsprechende Rechts- und Verwaltungsvorschriften umgesetzt werden; im Oktober 2007 wurde dies jedoch wegen Schwierigkeiten bei der Umsetzung bis April 2012 verschoben. Zwischenzeitlich gab es auch eine Erhebung der EU zu den Kritikpunkten an der bisherigen Richtlinie. In Deutschland ruht die Umsetzung immer noch; hier wird die UVV [93] bislang als gleichwertig und ausreichend angesehen. Aktuell hat die EU einen überarbeiteten Vorschlag für die Richtlinie verteilt [96].
2. Die im Zusammenhang mit der Errichtung und dem Betrieb von Hochfrequenzanlagen im Bereich 10 MHz bis 300 GHz in Deutschland zu beachtende 26. Verordnung zur Durchführung des Bundes-Immissionsschutzgesetzes (26. BImSchV) [97] muss für das hier zu entwickelnde Verfahren u.a. deshalb nicht berücksichtigt werden, weil sie als Kriterium zum Schutz vor schädlichen Umwelteinwirkungen Grenzwerte für elektrische und magnetische Feldstärken, also „Referenzwerte“ im Sprachgebrauch der ICNIRP, verwendet, die ohne eine Anbindung an Effekt auslösende Basisgrößen, die für den Terahertzbereich erst definiert werden müssen, ohne Wert sind.
3. Ob es aufgrund der neuen Empfehlungen der ICNIRP [90] zum NF-Bereich und der darin angekündigten Revision der ‚Guidelines‘ bezüglich des HF-Bereichs eine Anpassung der in Deutschland zu beachtenden gesetzlichen Regelungen und der Unfallverhütungsvorschriften geben soll, wird voraussichtlich erst nach Vorliegen des vollständigen Regelwerks als Ersatz für die 1998er-Empfehlungen [91] diskutiert werden.

## 6.2 Basisgrößen Spezifische Absorptionsrate (SAR) und Spezifische Absorption (SA)

Als Basisgröße, die thermische Wirkungen infolge Absorption elektromagnetischer Feldenergie im Frequenzbereich zwischen 100 kHz und 10 GHz einschränken soll, wird die Spezifische Absorptionsrate (SAR) verwendet. Sie ist für einen in einem elektromagnetischen Feld befindlichen Körper definiert als die in einem Volumen  $V$  einer vorgegebenen Gewebemasse  $m$  aufgrund dielektrischer Verluste absorbierten Hochfrequenz-Energie pro Zeiteinheit ( $dW_{\text{absorbiert}}/dt = P_{\text{absorbiert}}$ ), geteilt durch die Masse dieses Volumens:  
$$\text{SAR} = P_{\text{absorbiert}}(V) / m(V).$$

Dabei sind abhängig von der Gewebemasse und der betrachteten Körperregion drei SAR-Werte zu unterscheiden:

1. Die Ganzkörper-SAR zur Berücksichtigung der durchschnittlichen thermischen Belastung des Körpers, die sich auf das gesamte Körpervolumen und somit auf die Gesamtmasse des Körpers bezieht:

$$\text{SAR}_{\text{GK}} = P_{\text{absorbiert}}(V_{\text{GK}}) / m(V_{\text{GK}}).$$

2. Die lokale SAR zur Berücksichtigung der partiellen thermischen Belastung, die den Maximalwert von sämtlichen über 10 g-Gewebeelemente gebildeten SAR-Werten darstellt und getrennt für die Regionen „Kopf/Rumpf“ und „Gliedermaßen“ zu betrachten ist:

$$a) \text{ SAR}_{\text{Kopf/Rumpf}} = \text{Max} [P_{\text{absorbiert}}(V_{10 \text{ g}}) / 10 \text{ g}]_{\text{Kopf/Rumpf}}$$

$$b) \text{ SAR}_{\text{Gliedermaßen}} = \text{Max} [P_{\text{absorbiert}}(V_{10 \text{ g}}) / 10 \text{ g}]_{\text{Gliedermaßen}}$$

Den in Abbildung 40 dargestellten Graphen für die unterschiedlichen Spezifischen Absorptionsraten liegen wieder die in den bereits oben erwähnten Vorschriften, Richtlinien und Empfehlungen für den Bereich der Öffentlichkeit bzw. des Arbeitsschutzes einheitlich genannten Basisgrenzwerte zugrunde.

Diese orientieren sich daran, dass ein Temperaturanstieg im Körper von mehr als 1 – 2 °C als möglicherweise gesundheitsschädlich einzustufen und daher zu vermeiden ist. In Laborstudien wurden bei Langzeitexpositionen ruhender Probanden von bis zu 30 Minuten mit SAR<sub>GK</sub>-Werten zwischen 1 und 4 W/kg übereinstimmend Erhöhungen der Kerntemperatur des Körpers um weniger als 1 °C ermittelt. Bei höheren Expositionsstärken muss damit gerechnet werden, dass die natürlichen Thermoregulations-Mechanismen nicht mehr in der Lage sind, den externen Wärmeenergieeintrag zu kompensieren und die Körpertemperatur zu stabilisieren. Dies hat zur Festlegung der Werte von 0,4 W/kg für den Arbeitsschutz und - mit einem zusätzlichen Sicherheitsfaktor 5 - von 0,08 W/kg für die Allgemeinbevölkerung geführt, die einen hohen Sicherheitsspielraum auch für zusätzliche wärmewirksame Belastungen, wie Umgebungstemperatureinflüsse, körperliche Anstrengung etc., bieten.

Tritt die Erwärmung nur örtlich begrenzt auf, so kann in der Regel das Blut die zusätzliche Wärme abführen. Daher können die lokalen SAR-Werte erheblich größer als der Ganzkörper-SAR-Wert sein.

Alle SAR-Werte sind als Mittelwerte über jeweils 6 Minuten aufzufassen, d.h., die Spezifischen Absorptionsraten dürfen kurzzeitig auch größere Werte annehmen.

Das Bezugsvolumen für die lokale SAR mit 10 g Gewebemasse ist hinsichtlich seiner geometrischen Form nicht eindeutig festgelegt: Die Formulierungen in den derzeit geltenden Regelwerken hinsichtlich der Definition des Bezugsvolumens geben immer wieder Anlass zu unterschiedlichen Sichtweisen. Die ICNIRP-Leitlinien schreiben für die Maximumsuche der lokalen SAR „...averaging mass is any 10 g of contiguous tissue“ vor, was in manchen Fällen zu großflächigen, oberflächennahen Volumina führen kann, für die die gemittelte SAR teilweise deutlich über dem Maximalwert liegt, der sich für würfelförmige Gewebebereiche ergibt. Die vom IEEE in den USA erarbeiteten Empfehlungen der Reihe C95.1 (z.B. [98]) und auch Vorschläge des IEEE für Mess- und Rechenverfahren (z.B. P1528 [99]) legen dagegen ausschließlich würfelförmige Volumina zugrunde, und aus rein pragmatischen Gründen wurde auch in Europa in den meisten Untersuchungen seit den 1990er Jahren bei der Bestimmung der lokalen SAR ein würfelförmiges Bezugsvolumen angesetzt, dessen Kantenlänge bei einer Masse von 10 g in typischen Gewebebereichen ca. 2 cm beträgt.

Ungeachtet der über den gesamten relevanten Frequenzbereich konstanten Basisgrenzwerte der SAR (s. Abbildung 40) ist die räumliche Verteilung der lokalen SAR im Körper wegen der dielektrischen Verluste des Körpergewebes stark frequenzabhängig, sodass die bei niedrigen Frequenzen noch über den ganzen Körperquerschnitt verteilt auftretende Absorption sich aufgrund der mit wachsender Frequenz abnehmenden Eindringtiefe immer mehr in oberflächennahen Bereichen des Körpers abspielt. Bei 2 GHz beträgt die Eindringtiefe beispielsweise nur noch ca. 2,5 cm; daher ist es zweifelhaft, ob ein würfelförmiges 10 g-Mittelungsvolumen für die lokale SAR im Frequenzbereich zwischen 2 und 10 GHz die adäquate Wahl darstellt.

Zur eventuellen Bedeutung der Spezifischen Absorptionsrate als Basisgröße für den Terahertzbereich oberhalb 100 GHz lässt sich momentan noch kein endgültiges Urteil abgeben. Fakt ist, dass in einigen bei der Literaturrecherche gefundenen biologischen Aufsätzen (s. Abschnitt 8), in denen es um die Exposition von Zellsystemen *in vitro* geht, die mit Hilfe numerischer Dosimetrie berechnete Spezifische Absorptionsrate zur Quantifizierung der Exposition herangezogen wurde, allerdings natürlich nicht im Sinne von Personenschutzbestimmungen mit den dort üblichen Mittelungselementen 1 g (IEEE), 10 g oder Ganzkörper, sondern entweder mit Voxel bezogenen lokalen SAR-Werten oder mit Mittelwerten über das Volumen des Kulturmediums oder über Unterbereiche davon. Wie es bereits in der umfangreichen Literatur zum Mobilfunkfrequenzbereich auffällig war, wird es von Autoren, die nicht unmittelbar mit dosimetrischen Berechnungen vertraut sind oder die sich auf die spontanen Ergebnisse kommerzieller Programmpakete verlassen, ohne deren Funktionsweisen im Detail zu verstehen, vielfach versäumt, neben Zahlenwerten zur SAR auch die Mittelungsmassen und die Form der Probenvolumina anzugeben. Auf diese Weise kommt es auch immer wieder zu unzulässigen Vergleichen mit Grenzwerten aus Schutzbestimmungen, die eine völlig falsche Interpretation der tatsächlich vorliegenden Exposition zur Folge haben. Prinzipiell wäre es zunächst denkbar, im Terahertzbereich in Anbetracht der kleinen Wellenlängen und der geringen Eindringtiefen eine Dosimetrie auf SAR-Basis mit sehr kleinen Bezugsvolumina (bzw. -massen) einzuführen. Es ist dabei aber zu bedenken, dass es zum einen für die dann resultierenden SAR-Werte keine Referenzangaben, wie im Fall des Personenschutzes, geben würde und dass zum anderen die SAR als Quelle induzierter thermischer Effekte lediglich die lokale initiale Veränderung eines sich erst einstellenden Temperaturfeldes darstellt, das deutlich größere räumliche Ausmaße im biologischen System annimmt als die kleinräumig definierte SAR.

Nur der Vollständigkeit halber erwähnt sei hier der bei gepulsten Feldern mit bestimmten Pulsparametern auftretende „Mikrowellen-Höreffekt“, der sich durch Geräusche in Form von Klicken, Klopfen oder Summen äußert und zu dessen Vermeidung für den Frequenzbereich 300 MHz - 10 GHz Basisgrenzwerte der lokalen Spezifische Absorption  $SA_{10g}^{head}$  im Kopf angegeben werden. Die Empfehlungen und Vorschriften in [91] und [93] sind allerdings nicht ganz konsistent mit der Literatur, weil auch über Wahrnehmungen durch Mikrowellenhören für niedrigere Frequenzen zwischen 2,4 und 170 MHz [100], für deutlich längere Pulsdauern als 30  $\mu$ s [101] sowie für Spezifische Energieabsorptionen unterhalb der Grenzwerte berichtet wurde. Da die Bedeutung des Effekts aus derzeitiger Sicht für den Terahertzbereich unbedeutend erscheint, sind die entsprechenden Grenzwerte nicht in Abbildung 40 übernommen worden.

### 6.3 Basisgröße Leistungsdichte

Wegen der geringen Eindringtiefe der Feldenergie in den Körper wird in den Schutzbestimmungen bereits für Frequenzen zwischen 10 und 300 GHz die Spezifische Absorptionsrate ersetzt durch die Leistungsdichte  $S$  des Immissionsfeldes als die geeignetere Basisgröße. Es handelt sich um die einzige extrakorporal definierte Basisgröße, die somit im Gegensatz zu allen anderen relativ einfach gemessen werden kann. Ihre Grenzwerte (vgl. Abbildung 40) sollen eine unzulässige Erwärmung des Gewebes im Bereich der Körperoberfläche verhindern. Sie ist räumlich über jeweils 20  $\text{cm}^2$  der exponierten Fläche (das ent-

spricht etwa einem kreisförmigen Bereich mit 5 cm Durchmesser) und zeitlich über  $68/(f/\text{GHz})^{1,05}$  Minuten (entsprechend 10 s bei 300 GHz bis 6 min bei 10 GHz) zu mitteln. Außerdem darf ihr lokales Maximum, gemittelt über jedes Flächenelement von  $1 \text{ cm}^2$ ,  $200 \text{ W/m}^2$  (Exposition der Bevölkerung) bzw.  $1 \text{ kW/m}^2$  (berufliche Exposition) nicht überschreiten.

Wie die SAR käme auch die Leistungsdichte  $S$  als dosimetrische Größe für den Terahertz-Frequenzbereich nur dann in Frage, wenn durch umfangreiche Vorexperimente, wie sie zum Personenschutz im kommerziell genutzten Mikrowellenbereich vorliegen, bei dem die Felder tiefer in den Körper eindringen, gesicherte Zusammenhänge zwischen dieser Basisgröße und ihren Wärmewirkungen bzw. eventuellen anderen biologischen Effekten erarbeitet würden.

Damit ist die Frequenzobergrenze der bisher diskutierten Personen- und Arbeitsschutzregelungen von 300 GHz erreicht, bis zu der bereits ein Teil des eingangs definierten Terahertz-Frequenzbereichs überlappt. Somit liegen auch erste Anhaltspunkte für zulässige Leistungsdichten im unteren Terahertzbereich vor. In [102] wird aber zu Recht darauf hingewiesen, dass die Festlegung der Basisgrenzwerte oberhalb von 100 GHz im Wesentlichen durch Extrapolationen von Erkenntnissen aus dem niedrigeren Mikrowellenbereich erfolgte, weil keine technischen Anwendungen nahe 300 GHz vorlagen.

Verfolgt man die Grafik in Abbildung 40 weiter, so findet man auch für den höheren Frequenzbereich Grenzwerte für die Leistungsdichte  $S$ , die für Frequenzen oberhalb von 300 GHz in verschiedenen europäischen und internationalen Regelwerken zum Schutz der Augen und der Haut vor künstlicher optischer Strahlung inkohärenter oder kohärenter Quellen (Laser) festgelegt sind (dort mit  $E$  statt  $S$  bezeichnet). Während eine entsprechende EU-Richtlinie [103] auf die Sicherheit und Gesundheit von Arbeitnehmern abzielt, wird in den Empfehlungen der ICNIRP [104], [105] keine formale Unterscheidung zwischen allgemeiner und werktätiger Bevölkerung vorgenommen. Die Richtlinien berücksichtigen nicht nur die hier interessierenden Frequenzen bis 10 THz, sondern geben Grenzwerte bis in den Ultraviolettbereich bei  $1,67 \cdot 10^{15} \text{ Hz}$  an und enthalten auch konkrete Anweisungen, wie in Abhängigkeit von der Einwirkungsdauer und Pulsung optischer Strahlung, von der Strahldivergenz und von der Größe  $A_S$  der bestrahlten Körperfläche die Grenzwerte anzupassen sind. In Abbildung 40 sind davon nur die Leistungsdichtegrenzwerte für nicht-gepulste Dauerbestrahlung der Haut (bis zu 8 h) von  $100 \text{ W/m}^2$  (bei  $A_S \geq 0,1 \text{ m}^2$ ) und von  $1000 \text{ W/m}^2$  (bei  $A_S = 0,01 \text{ m}^2$  bzw. im beruflichen Laserschutz) im so genannten IR-C-Band von 300 GHz bis 100 THz (entsprechend Freiraum-Wellenlängen zwischen 1 mm und  $3 \mu\text{m}$ ) eingetragen, das nach der Einteilung der International Commission on Illumination (CIE) [106] den Bereich vom mittleren bis zum fernen Infrarot abdeckt. Die Grenzwerte beziehen sich ausschließlich auf mögliche Schädigungen thermischen Ursprungs, wobei Effekte auf das Auge allenfalls die Außenschichten der Hornhaut (Cornea) betreffen.

Zusammenfassend liegt in Bezug auf den Strahlenschutz im Terahertzbereich zwischen 100 GHz und 10 THz nach den obigen Erläuterungen nun die Situation vor, dass bis 300 GHz extrapolierte Grenzwerte aus der klassischen Mikrowellenregion vorliegen und oberhalb von 300 GHz aus dem Bereich der Infrarot-(Laser-)Optik, mit einem Unterschied in den zur Vermeidung schädlicher thermischer Effekte empfohlenen zulässigen Leistungsdichten von mindestens einer Größenordnung bei der Transitfrequenz 300 GHz. Derartige Diskrepanzen sind nicht akzeptabel, wenn der Terahertzbereich zukünftig tatsächlich für

breitere Anwendungen erschlossen werden sollte. Die Diskussion darüber, wie die Grenzwerte für Terahertzfrequenzen zuverlässig aus oberflächennahen Wärmeeffekten abzuschätzen sind oder ob man andere, nicht-thermische biologische Wirkungen in Betracht ziehen muss, steht in der Wissenschaftsgemeinde erst am Anfang.

## **7 Vorliegende Erfahrungen zur Simulation der Ausbreitung von Wellen und ihrer Absorption in biologischem Gewebe (Stichwort: „Numerische Dosimetrie“)**

In der bisher recherchierten Literatur konnten nur in wenigen Einzelfällen Ansätze zu dosimetrischen Charakterisierungen bei der Terahertz-Exposition biologischer Targets gefunden werden, wie sie in niedrigeren Frequenzbereichen, vornehmlich auf dem Gebiet des Mobilfunks zwischen 400 und 2500 MHz seit vielen Jahren unverzichtbarer Standard sind. Meist begnügen sich die Autoren mit Angaben zur Leistungsdichte des Immissionsfeldes oder sogar nur zur Leistung der Quelle, in einer Arbeit wurde eine Dosimetrie-Abschätzung anhand analytischer Formeln durchgeführt, es gibt aber auch wenige Beispiele numerischer Simulationsrechnung zur Bestimmung der SAR oder des Temperaturverlaufs.

Abgesehen von den frequenz- und ortsabhängigen Materialparametern des exponierten biologischen Systems (Permittivität, Leitfähigkeit, Wärmekapazität, Wärmeleitfähigkeit etc.) und von den zeitlichen und räumlichen Spektraleigenschaften des Immissionsfeldes (CW/gepulst, kohärent/inkohärent, ebene/gekrümmte Wellenfronten) sind die physikalischen Eigenschaften der Wellenausbreitung prinzipiell für alle elektromagnetischen Wellen vergleichbar und mit Hilfe der Maxwell'schen Gleichungen beschreibbar. Die analytische Formulierung der Wellenfelder und auch die Anwendung geeigneter numerischer Verfahren (z.B. FDTD) funktioniert bei vergleichbaren Verhältnissen von Strukturabmessungen zur Wellenlänge beispielsweise sowohl in der Hochfrequenztechnik als auch im optischen Bereich.

Im Folgenden soll auf drei der Arbeiten näher eingegangen werden, in denen Simulationsverfahren zur Bestimmung des Verhaltens elektromagnetischer Felder im Terahertz-Bereich benutzt wurden.

### 7.1 Exposition eines Probencontainers mit Kulturmedium bei 100 GHz

Als Beispiel für eine im Terahertz-Frequenzbereich durchgeführte Exposition biologischen Materials soll hier der technische Aufbau zum BfS-Vorhaben „Gentoxische Effekte von THz-Strahlung in vitro“ (s. auch Abschnitt 8) herangezogen werden, der von der PTB erstellt und auch numerisch simuliert wurde [107], [108]. Da während einer Projektbesprechung beim Auftraggeber BfS unter Beteiligung der technischen Arbeitsgruppen der PTB und der BUW kurzzeitig Zweifel an einigen dosimetrischen Ergebnissen aufkamen, wurden an der BUW unter Verwendung der von der PTB bereit gestellten Informationen über Material- und Strukturdaten des Probencontainer-Modells eigene Feld- und SAR-Berechnungen durchgeführt, deren Ergebnisse sich in allen wesentlichen Teilen mit den Angaben in [107], [108] decken. Lediglich dem von der PTB in [107], [108] durchgeführten direkten Vergleich der über 1 mg gemittelten Spezifischen Absorptionsrate in der Probenflüssigkeit von 66,3 W/kg (bei  $S = 100 \text{ W/m}^2$ ) mit dem lokalen 10 g-Grenzwert  $\text{SAR}_{\text{Kopf/Rumpf}} = 2 \text{ W/kg}$  aus den Personenschutzbestimmungen mit dem Ziel, die Temperaturentwicklung abzuschätzen, kann von dieser Seite nicht zugestimmt werden (vgl. Abschnitt 6).

Abbildung 41 zeigt das Originalbild 5 aus [107] mit der SAR-Verteilung im Probencontainer des Herstellers ibidi GmbH, Martinsried in der vom verwendeten Software-Paket Microwave Studio® der CST GmbH, Darmstadt angebotenen Darstellungsart „All Transparent“. Dabei wird die in einer Schnittebene berechnete Verteilung (hier die lokale SAR) überlagert durch in und hinter der Schnittebene liegende Strukturmerkmale (hier die Begrenzungen zwischen Kulturmedium, Luft, Container-Schale, -Deckel und -Bodenfolie sowie die optisch spiegelnd angedeuteten konkaven Wandoberflächen von Schale und Deckel). Diese Darstellung hat in der oben erwähnten Projektbesprechung zu Missverständnissen geführt und sollte in wissenschaftlichen Arbeiten bei der Analyse von numerischen Ergebnissen nicht verwendet werden. Es konnte vor Ort nicht geklärt werden, dass die SAR-Beiträge allein durch die regenbogenfarbenen Bereiche am Containerboden und durch die hellblauen Flecken am oberen Rand des Kulturmediums und in der Mitte des Deckels repräsentiert werden. Das links vom Zentrum liegende orangefarbige Viereck beispielsweise macht lediglich einen weit hinter der Darstellungsebene liegenden Zentrierstift des Deckels sichtbar, der für die SAR-Darstellung in dieser Ebene keine Relevanz hat.

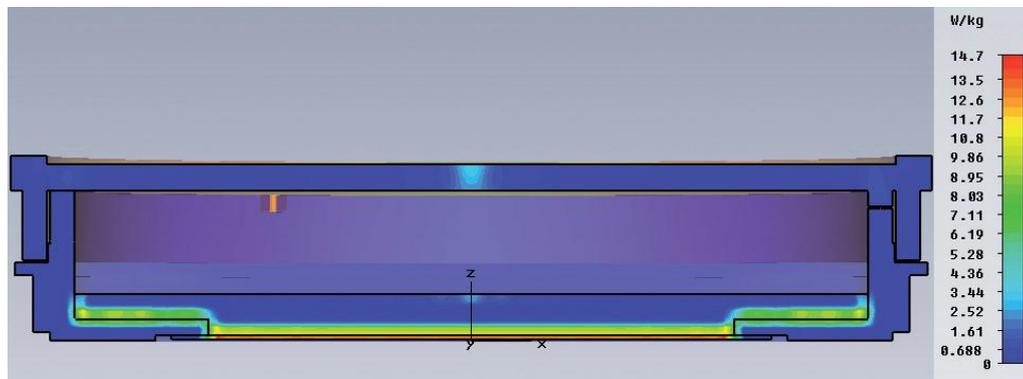


Abbildung 41: Originalbild aus [107] mit der über 1 mg gemittelten SAR in einem xz-Schnitt durch die Symmetrieachse des Probencontainers bei der Frequenz 100 GHz und einer Leistungsdichte der von unten einfallenden homogenen ebenen Welle von  $20 \text{ W/m}^2$ .

Im Folgenden werden einige der eigenen Ergebnisse gezeigt. Dabei werden numerische Berechnungen bei 100 GHz jeweils Resultaten gegenübergestellt, die an derselben Struktur bei der Frequenz 2 GHz erzielt wurden, die im Anwendungsbereich des Mobilfunks liegt, für den in der Vergangenheit tausende von dosimetrischen Berechnungen durchgeführt wurden. Die Parameter der im Aufbau verwendeten Materialien (Permittivität  $\epsilon$  und Verlustfaktor  $\tan \delta$  bzw. Leitfähigkeit  $\kappa$ ) wurden für die Simulation bei 100 GHz in Übereinstimmung mit den Angaben in [107], [108] gemäß Tabelle 5 gewählt und durch selbst ermittelte Werte für das spezifische Gewicht  $\rho$  ergänzt.

Polystyrol-Schale	$\epsilon = 2,28$ ; $\tan \delta = 0,0001$ ; $\kappa = 0,001268 \text{ S/m}$ ; $\rho = 1050 \text{ kg/m}^3$
Polystyrol-Bodenfolie	$\epsilon = 2,34$ ; $\tan \delta = 0,005$ ; $\kappa = 0,065089 \text{ S/m}$ ; $\rho = 1050 \text{ kg/m}^3$
Polystyrol-Deckel	$\epsilon = 3,00$ ; $\tan \delta = 0,01$ ; $\kappa = 0,166898 \text{ S/m}$ ; $\rho = 1050 \text{ kg/m}^3$
Kulturmedium DMEM (Dulbecco's Modified Eagle Medium)	$\epsilon = 5,98$ ; $\tan \delta = 1,83$ ; $\kappa = 60,880873 \text{ S/m}$ ; $\rho = 1100 \text{ kg/m}^3$

Tabelle 5: Materialdaten von Probencontainer und Kulturmedium bei  $f = 100 \text{ GHz}$

Da sich die Materialdaten  $\epsilon$  und  $\tan \delta$  bei 2 GHz nur marginal verändern, wurden dafür dieselben Werte wie bei 100 GHz eingesetzt, um die allein durch die Frequenzänderung verursachten Unterschiede bei der Feldexposition herauszustellen.

Abbildung 42 zeigt im Teil a) die SAR-Verteilung bei 100 GHz in der gleichen Ebene wie Abbildung 41, allerdings in einer reinen Schnittdarstellung und mit logarithmischer statt linearer Skalierung, wodurch die Bereiche niedrigerer SAR etwas hervorgehoben werden. Die Werteskala wurde hier - wie auch in den folgenden Farbdarstellungen - weggelassen, um die qualitativen Merkmale zu betonen. Rottöne bedeuten hohe, Grün- und Blautöne niedrige Zahlenwerte. Es ergibt sich - für eine Einstellung von 8 Gitterlinien pro Wellenlänge (6,5 Mio. Gitterzellen, 20 Stunden Rechenzeit) - eine maximale 1 mg-SAR von 13,7 W/kg bei 20 W/m<sup>2</sup>, die innerhalb der Zellschicht auftritt, und somit fast genau der Wert, den auch die Autoren von [107], [108] nennen. Bei feinerer Auflösung von 14 Linien pro Wellenlänge (76 Mio. meshcells, 160 Stunden runtime) errechnet die CST-Software bei ansonsten gleichen Bedingungen 15,43 W/kg, woraus ein Wert von 77,15 W/kg bei 100 W/m<sup>2</sup> gefolgert werden kann. Die SAR im luftgefüllten Bereich des Containers ist natürlich identisch Null.

Mehr als die absoluten Zahlenwerte interessieren hier aber die räumlichen Verteilungen im Probencontainer. Die sich bereits in Abbildung 41 andeutenden SAR-Beiträge an der Oberfläche des Kulturmediums und im Deckel werden durch Abbildung 42 a) verifiziert; ihr Zustandekommen soll weiter unten erläutert werden. Erwartungsgemäß klingt die SAR unmittelbar nach Eindringen des Feldes in das Medium nach oben hin rasch ab. Ein völlig anderes Verhalten ergibt sich für die Mikrowellenfrequenz 2 GHz, deren SAR-Verteilung Abbildung 42 b) zeigt (Farbskalierung unterschiedlich zu a)). Die Feldenergie durchdringt wegen der deutlich kleineren Frequenz- und Leitfähigkeitswerte das Kulturmedium vollständig, wobei ein entsprechend kleiner Anteil absorbiert wird, was die maximale 1 mg-SAR von nur 1,03 W/kg belegt.

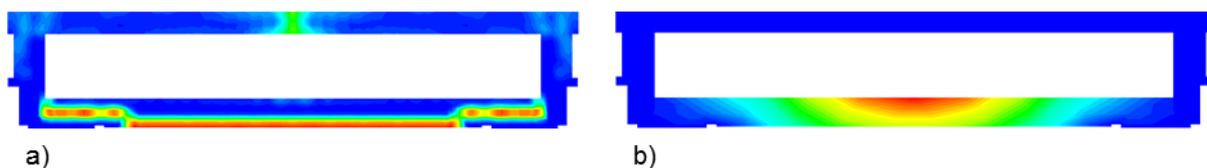


Abbildung 42: SAR-Verteilung in einem xz-Schnitt durch die Symmetrieachse des Probencontainers bei einer von unten einfallenden homogenen ebenen Welle  
a) mit der Frequenz 100 GHz  
b) mit der Frequenz 2 GHz.

Abbildung 43 stellt die zu den SAR-Verteilungen in Abbildung 42 gehörenden elektrischen Feldverteilungen dar. Während das Feld bei 2 GHz (b) räumlich nur wenig und auf relativ niedrigem Niveau variiert, stellen sich bei 100 GHz (a) deutliche Maxima, insbesondere in der Mitte des Deckels ein, die auch die SAR-Überhöhung dort erklären. Außerdem lässt sich an der Feldstruktur innerhalb der Wände des Probencontainers erahnen, auf welche Weise die Feldenergie in den Deckel gelangt.

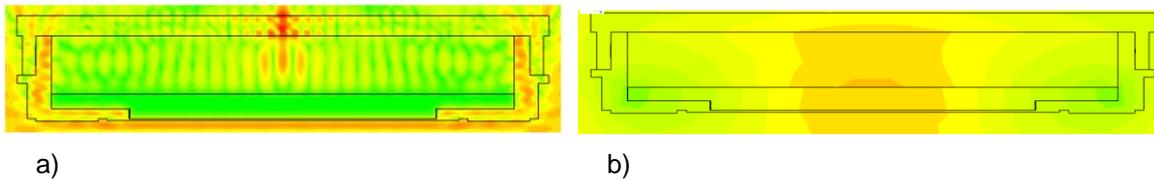


Abbildung 43: Zu Abbildung 42 gehörende elektrische Feldverteilung (Betrag)  
 a) bei der Frequenz 100 GHz; b) bei der Frequenz 2 GHz.

Noch klarer wird dies in Abbildung 44, in der die zugehörigen Leistungsflussdichten veranschaulicht werden. Bei 100 GHz wird die über den Boden in die Wände des Probencontainers eingekoppelte Leistung wie in einer dielektrischen Wellenleitung nach oben geführt (a1) und innerhalb des Deckels von allen Seiten radial zur Mitte umgeleitet und dort konzentriert (a2). Bei 2 GHz wird die ankommende Welle durch Reflexion und Beugung verzerrt und durch den Container, der global wie eine Linse wirkt, zu einer schwach ausgeprägten Keule geformt.

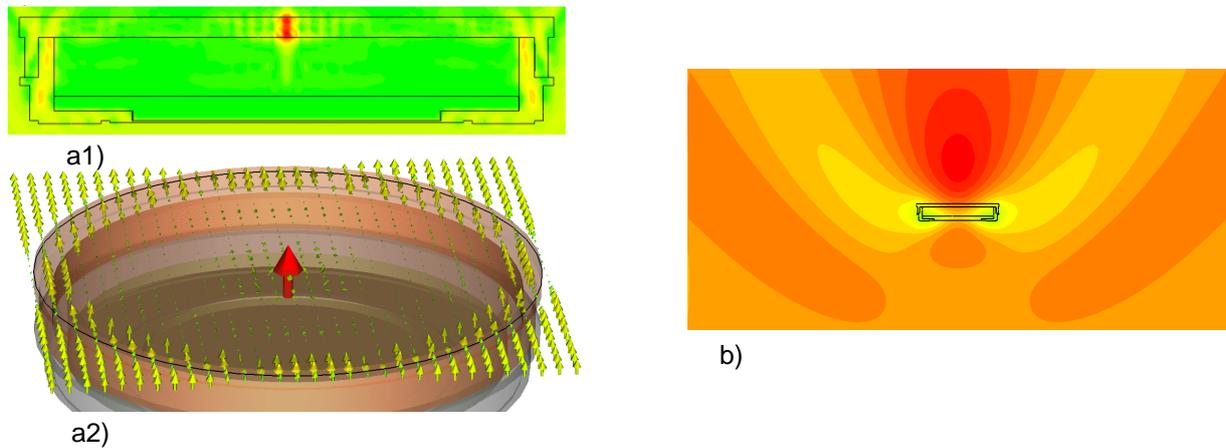


Abbildung 44: Zu Abbildung 42 gehörende Leistungsflussdichteverteilung:  
 a) bei der Frequenz 100 GHz; b) bei der Frequenz 2 GHz.

Eine letzte Abbildung 45 zeigt die Anordnung ohne den Deckel, sodass die Feldkonzentration auf der Achse nicht zustande kommen kann und die Energie am oberen Rand der Schale nach oben abgestrahlt wird. Sehr gut ist die Energieführung in der Wand zu beobachten, die sich wegen des fehlenden Deckels in den nur  $d = 1,5 \text{ mm}$  dicken oberen Teil „hineinschlängeln“ muss. Daran und an der normierten Frequenz der dielektrischen Leitung  $V = (2\pi d/\lambda_0)(\epsilon_{\text{Schale}} - \epsilon_{\text{Umgebung}})^{1/2} \approx 3,5$  ist auch erkennbar, dass die transportierte Leistung auf mehrere Moden der Wellenleitung verteilt ist.

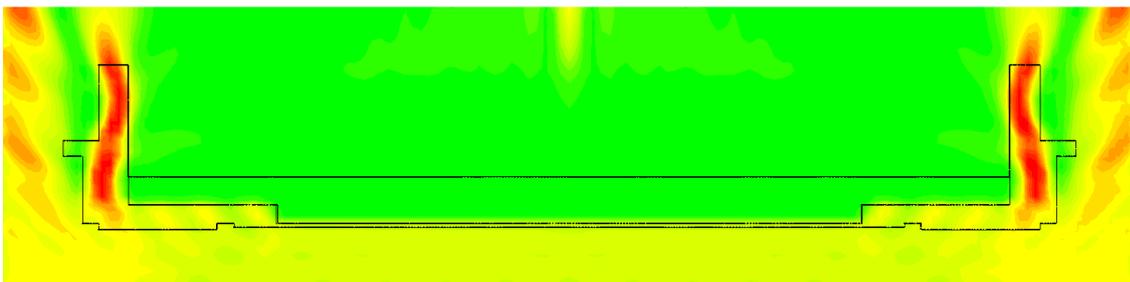


Abbildung 45: Leistungsflussdichteverteilung bei 100 GHz in der Struktur wie in Abbildung 44 a1), jedoch mit abgenommenem Deckel

Der direkte Vergleich macht deutlich, dass bei der hohen Frequenz „quasi-optische“ Effekte mit Wellenführungs-Effekten in den Wänden der Petrischale in den Vordergrund treten, während die Struktur bei 2 GHz im Wesentlichen eine lokale Störung des Einfallsfeldes darstellt.

## 7.2 Modelle zur Beschreibung menschlicher Haut im THz-Frequenzbereich

In der Literatur werden mehrere Modelle zur numerischen Untersuchung der menschlichen Haut im THz-Frequenzbereich beschrieben. Im Folgenden sollen die Modelle von Bennett et al. [109] für ein geschichtetes Hautmodell und von Feldmann et al. [111] für ein Hautmodell unter Berücksichtigung von Schweißdrüsen dargestellt werden. Letzteres wurde von der Arbeitsgruppe um Sharifstein et al. [112] erneut aufgegriffen und für die Berechnung von SAR-Verteilungen modifiziert.

### 7.2.1 Geschichtetes Hautmodell nach Bennett et al. [109]

Das Ziel der Arbeitsgruppe um Bennett bestand in der Modellierung von menschlicher Haut, aufgebaut aus 2 µm dicken Schichten, mit denen die Reflexion einer einfallenden Welle nach Betrag und Phase simuliert werden kann. Dazu wurden die Bestandteile der Haut unterteilt in Wasser und „biologisches Hintergrundmaterial“. Da die physikalischen Eigenschaften von Wasser hinreichend bekannt sind und zum Beispiel durch die „double-Debye-Gleichung“ (vgl. Abschnitt 10) beschrieben werden können, mussten nur noch die Eigenschaften des Hintergrundmaterials mittels Messung an getrockneten Hautproben ermittelt werden. Um anschließend beide Materialien zu einem effektiven Medium zusammenzusetzen, wurde für drei Bereiche (Stratum corneum, Epidermis, Dermis), in die die Haut in dieser Arbeit unterteilt wurde, ein Hydrationsprofil angenommen. Dieses stückweise lineare Profil wird in Abbildung 46 gezeigt.

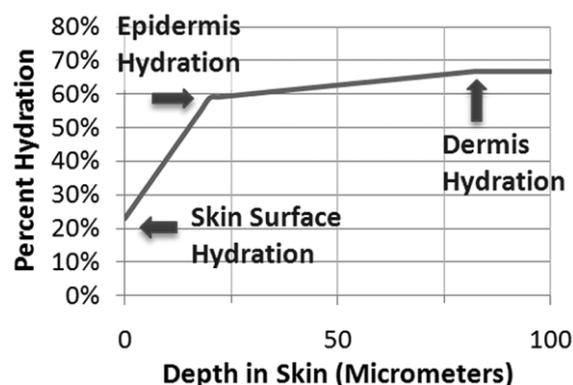


Abbildung 46: Angenommener prozententualer Wasseranteil in verschiedenen Hautbereichen [109]

Verletzungen der Haut, bei denen tiefere Hautschichten direkten Kontakt zur Umwelt haben, können nun durch Veränderung des Hydrationsprofils dargestellt werden. Ein Großteil der Reflexion einer einfallenden Welle im Terahertzbereich wird sich bis zur Epidermis ereignen, da die Eindringtiefe einer Welle bereits in der Epidermis erreicht ist. Im Frequenzbereich von 300 bis 900 GHz wurde eine deutlich sichtbare Veränderung der Reflexion, vgl. Abbildung 47, bedingt durch den variierenden Wasseranteil in der Epidermis beobachtet.

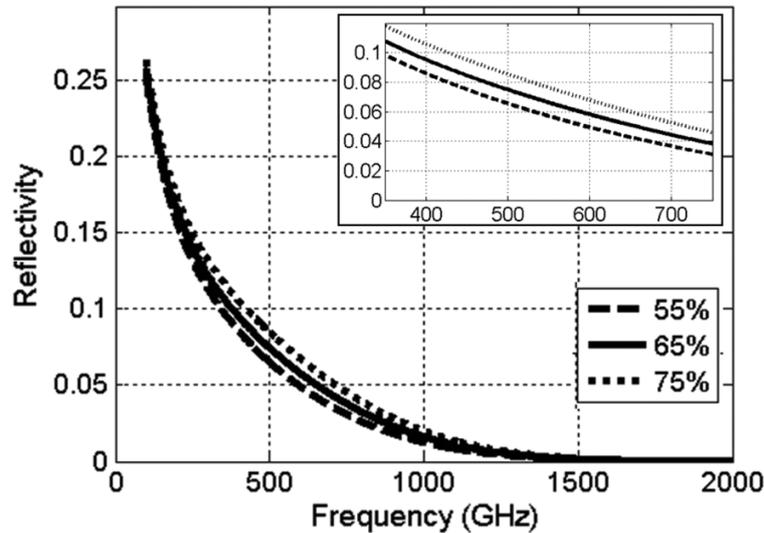


Abbildung 47: Frequenzabhängiger Reflexionsgrad der Leistung im THz-Bereich mit prozentualem Wasseranteil der Epidermis als Parameter im Hautmodell aus [109]

### 7.2.2 Geschichtetes Hautmodell mit Schweißdrüsen nach Feldmann et al. [111]

Die menschliche Haut besteht, wie in Abbildung 48 a) gezeigt, aus mehreren Schichten, in denen unter anderem Schweißdrüsen und -kanäle liegen. Feldmann et al. konstruierten ein dreischichtiges Hautmodell, bestehend aus Stratum corneum, Epidermis und Dermis (vgl. Abbildung 48 c)). In die Schicht der Epidermis wurden zusätzlich acht Schweißdrüsenkanäle, Abbildung 48 b), eingefügt. Über der Hautoberfläche wurde als Feldquelle im Abstand von 5 mm der Ausgang einer Rechteckhohlleitung definiert (Waveguide-Port).

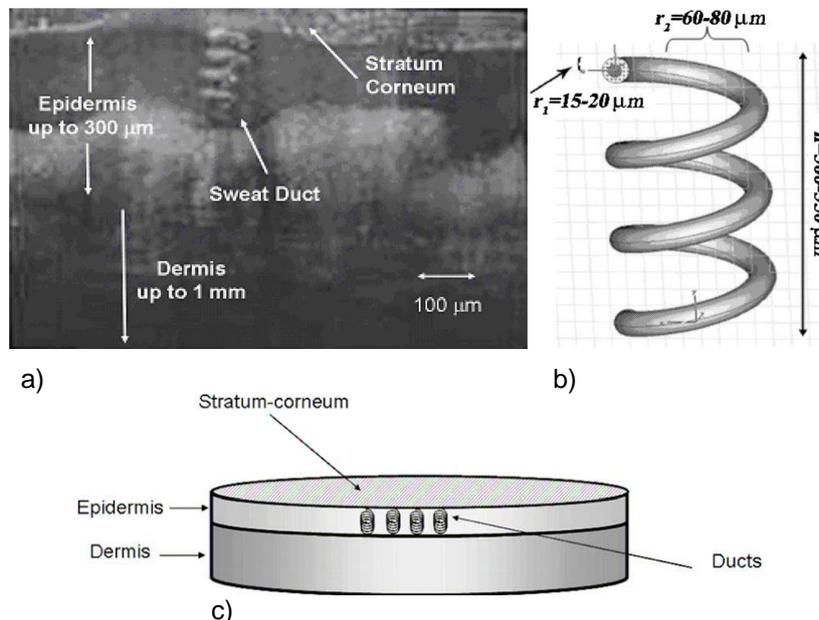


Abbildung 48: Hautmodell nach Feldmann et al. [111]

- a) Fotografie eines Schweißkanals in der Epidermis,
- b) Modell eines einzelnen Schweißkanals
- c) Dreischichtiges Hautmodell mit acht Schweißkanälen

Das Modell wurde mit CST Microwave Studio® modelliert. Die idealisierten Schweißkanäle wurden als spiralförmig gedrehte Kanäle, die mit einem Elektrolyt gefüllt sind, angenähert. Die Leitfähigkeit der Kanäle

le wurde in Simulationen zwischen 500 und 20000 S/m angesetzt. Diese für Körpergewebe sehr hohe Leitfähigkeit begründen die Autoren mit dem Effekt des Proton Hopping [110].

Für die Untersuchung wurde mit einem Netzwerkanalysator der Reflexionskoeffizient  $R$  an der Handfläche einer in Ruhe befindlichen Person in einem Frequenzbereich von 75 – 110 GHz gemessen. Die Ergebnisse sind in Abbildung 49 a) durch die drei oberen Kurven dargestellt. Nach einem intensiven Lauf der Person von 20 Minuten Dauer wurden die Messungen zu verschiedenen Zeitpunkten wiederholt (untere Kurven). Der Pfeil zeigt in Richtung steigender Erholungsdauer. Hierbei ändert sich der Reflexionskoeffizient mit größer werdendem Zeitabstand von der sportlichen Belastung immer mehr in Richtung der Ruhekurve.

Die Simulationen am Modell wurden in dem gleichen Frequenzbereich durchgeführt. Dabei wurde die Leitfähigkeit, wie in Abbildung 49 b) dargestellt, variiert. Beide Abbildungen zeigen einen ähnlichen Verlauf und Amplituden der Reflexion über der Frequenz mit einem Minimum zwischen 90 und 100 GHz.

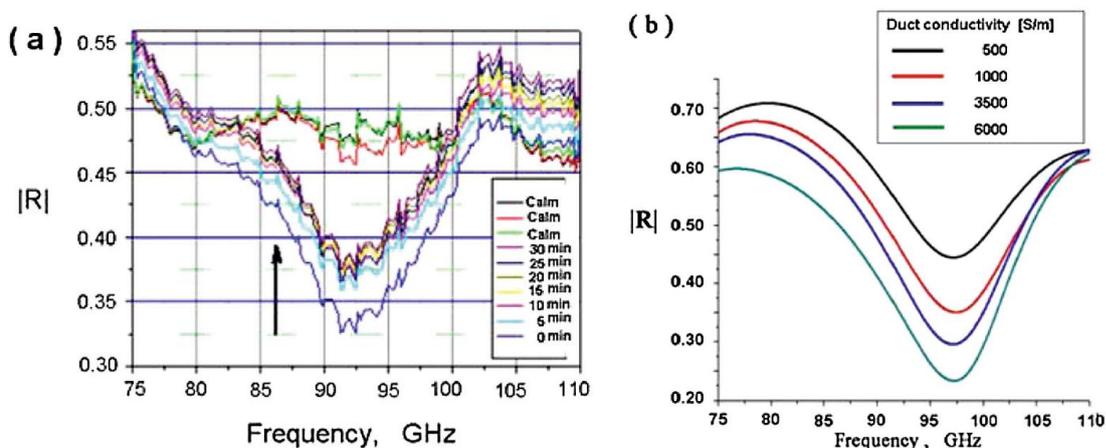


Abbildung 49: a) Messungen des Reflexionskoeffizienten  $R$  an der Handfläche eines Probanden in Ruhe bzw. zu verschiedenen Zeitpunkten nach einem 20 minütigen Lauf  
 b) Ergebnisse der Simulationen für verschiedene Leitfähigkeiten der Schweißkanäle [111]

Die Autoren schlussfolgern, dass einzelne Schweißkanäle als „low-Q helical antenna“ angesehen werden können. Für Hautgebiete mit einer Vielzahl von Schweißdrüsen können diese als „2D“ Antennenanordnung im Sub-Terahertz-Bereich interpretiert werden. Die „spectral response“ ist dabei abhängig von dem Zustand des Schweißdrüsen-systems.

### 7.2.3 Geschichtetes Hautmodell mit Schweißdrüsen nach Sharifstein et al [112]

Die Arbeitsgruppe baute auf den Messungen und Annahmen von Feldmann et al. auf und untersuchte die Effekte von Schweißdrüsen auf die SAR und die Temperaturverteilung in der Haut. Das Modell von Feldmann et al. wurde leicht verändert. Statt der von Feldmann verwendeten 8 Kanäle wurden hier nur 5 Kanäle verwendet, die äquidistant mit 0,37 mm Abstand angeordnet wurden. Die zur Exposition verwendete Rechteckhohlleitung wurde um 4,98 mm verschoben und befindet sich nun in einem Abstand von 0,02 mm von dem Hautmodell. Durch den geringeren Abstand konnte die Hautfläche verkleinert werden. Das Modell wurde mit einem Durchmesser von 8 mm erstellt. Einer der signifikantesten Unterschiede ist jedoch die Leitfähigkeit der Schweißdrüsen, die auf einen Wert von 83 S/m reduziert wurde (vgl. die Leitfähigkeit der Schweißdrüsen des Modells nach Feldmann in Abbildung 49 b))

Durch die Hohlleitung wurde eine transversale elektrische Welle bei einer Frequenz von 94 GHz geführt. Für die Simulation des in Abbildung 50 gezeigten Modells wurde SEMCAD X verwendet.

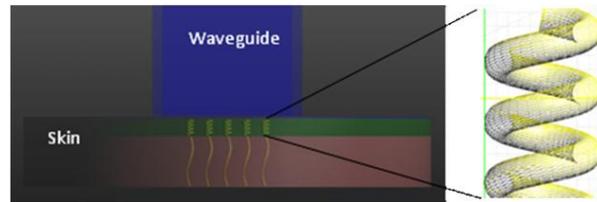


Abbildung 50: Darstellung des Hautmodells von Sharifstein et al. in SEMCAD X [112]

Die Ergebnisse der Untersuchung sind als SAR-Verteilung in Abbildung 51 dargestellt. Es ist deutlich zu erkennen, dass die Berücksichtigung von Schweißkanälen zu einem Anstieg der SAR-Werte führt. Daraus resultiert insgesamt jedoch nur eine leichte Erhöhung der Gesamt-Temperatur und eine Verlagerung des Temperaturmaximums in Richtung der Epidermis. Die Autoren schließen aus den Ergebnissen ihrer Modellsimulationen, dass in dem betrachteten Frequenzbereich Schweißkanäle eine besonders ausgeprägte Absorption aufweisen.

Aus Sicht des Auftragnehmers war dieser Effekt schon durch die angenommenen hohen Leitfähigkeiten der Schweißkanäle zu erwarten. Eine quantitative Bewertung der dosimetrischen Ergebnisse ist aufgrund von lückenhaften Angaben des Autors (z.B. nicht genannte Mittelungsmassen für die SAR) nicht durchführbar.

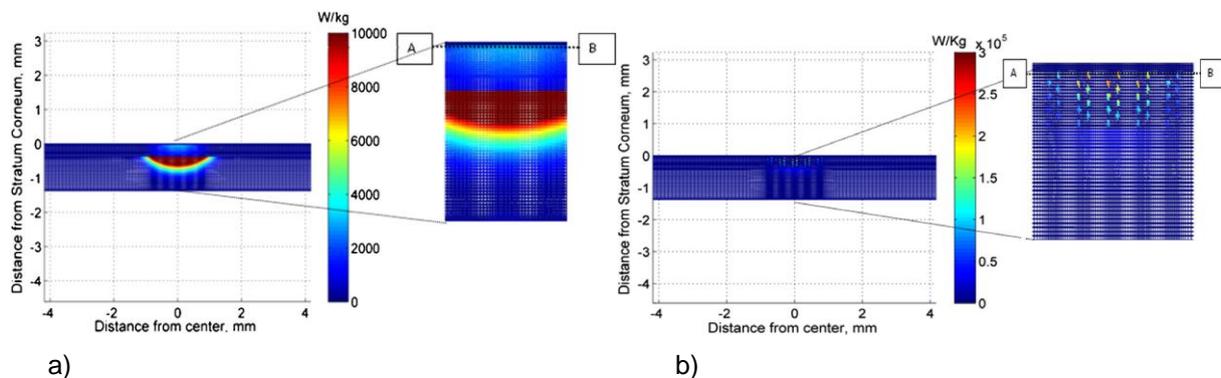


Abbildung 51: SAR-Verteilung ohne (a) und mit (b) Berücksichtigung von Schweißkanälen bei einer Exposition mit 94 GHz [112].

## 8 Bekannte biologische Wirkungen von Terahertz-Strahlung

Der hier betrachtete Frequenzbereich zwischen 0,1 und 10 THz wird oftmals mit „THz gap“ bezeichnet. Da erst seit wenigen Jahren technische Anwendungen in diesem Frequenzbereich realisiert werden, z.B. die in der Medizintechnik genutzte Terahertz-Spektroskopie, sind die in der Literatur diskutierten nicht-thermischen biologischen Effekte noch nicht in einem ausreichenden Umfang untersucht ([113], [114]) und liefern teils widersprüchliche Ergebnisse. Unumstritten ist die thermische Wirkung von THz-Strahlung auf Wasser und somit auch auf biologische Systeme [115]. Auch konzentrieren sich, wie bereits in 6 erwähnt, die existierenden Bestimmungen zum Mikrowellen-Strahlenschutz mit 300 GHz als Obergrenze und zum Laser-Strahlenschutz mit 300 GHz als Untergrenze im Wesentlichen auf die Vermeidung nachteiliger thermischer Effekte. Eine Übersicht bekannter Effekte auf biologische Systeme bei rein thermischer Einwirkung (ohne elektromagnetische Exposition) wird in Abbildung 52 gegeben.

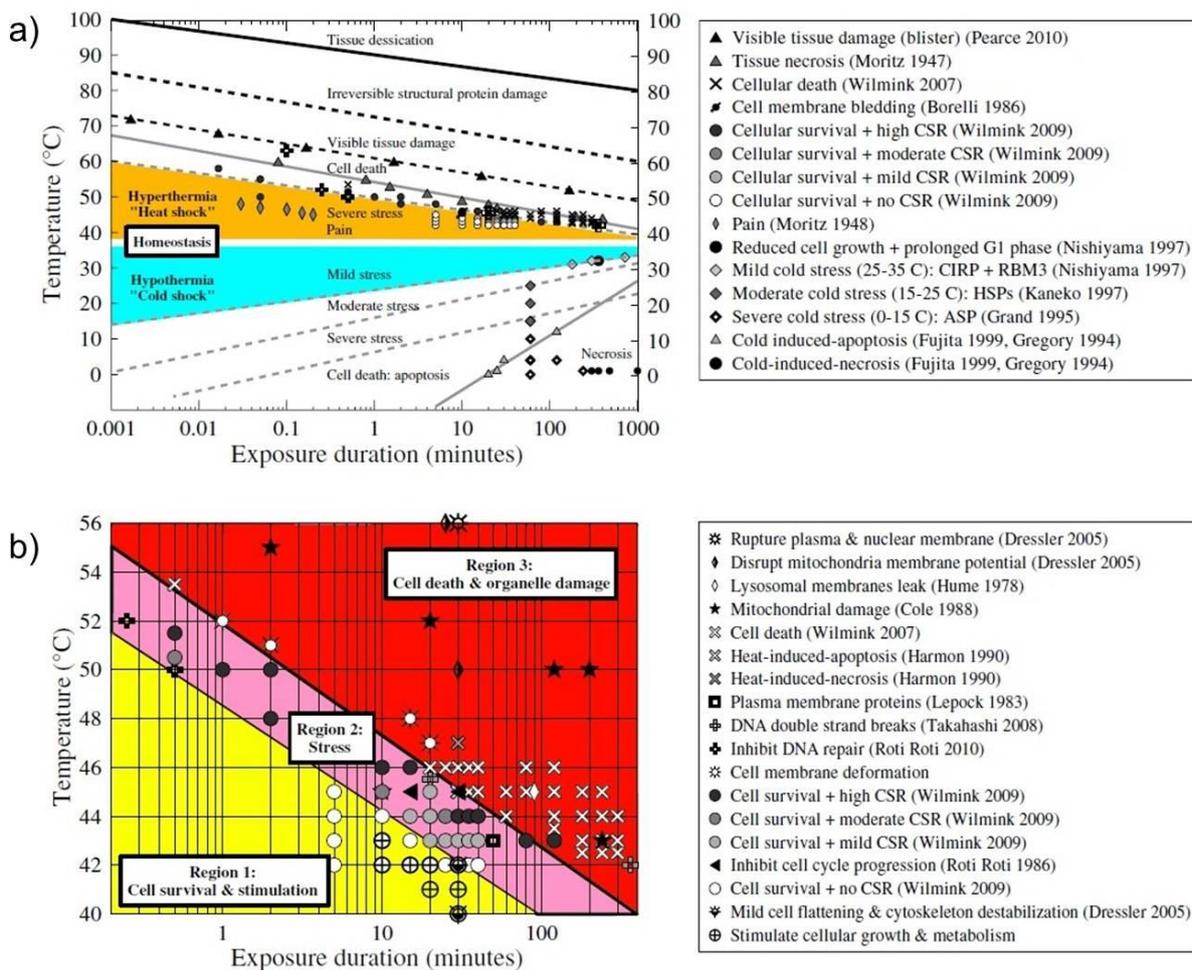


Abbildung 52: Zusammenfassung thermischer Effekte (ohne elektromagnetische Exposition) a) auf Gewebe; b) auf Zellen, Organellen und Moleküle in Abhängigkeit von Temperatur und Expositionsdauer [115]. Die Zitate in der Legende entsprechen den in [115] genannten Quellen.

## 8.1 EU-Projekt THz-BRIDGE

Die nach aktuellem Kenntnisstand bislang umfangreichste Untersuchung des Einflusses von THz-Strahlung auf biologisches Gewebe wurde 2004 im Rahmen des EU-Projekts „Tera-Hertz radiation in Biological Research, Investigation on Diagnostics and study on potential Genotoxic Effects“ (kurz: THz-BRIDGE) [116] durchgeführt. Ziel der Untersuchung war das Aufspüren von kritischen Frequenzen für Strahlung in einem Frequenzbereich von 0,1 bis 20 THz in Bezug auf Schäden an biologischen Systemen, sowie die Abschätzung von potenziellen Schäden an biologischen Mechanismen bedingt durch die Exposition von Zellmembranen, Zellen und der DNA.

Folgende Effekte wurden in dem Projekt untersucht:

- Genotoxische Effekte auf humane periphere Leukozyten
- Genotoxische Effekte auf humane Lymphozyten-Kulturen
- Effekte auf die Membrandurchlässigkeit
- Biologische Effekte auf das Epithel
- Biologische Effekte auf DNA-Basen

Die Ergebnisse der in THz-BRIDGE untersuchten Effekte werden im Folgenden dargestellt und, soweit vorhanden, mit Ergebnissen weiterer Arbeitsgruppen verglichen:

### 8.1.1 Genotoxische Effekte auf humane periphere Leukozyten [116]

Zur Exposition der Leukozyten *in vitro* wurde ein „Freier Elektronen Laser“ (FEL) verwendet, um kohärente Strahlung in einem Frequenzbereich zwischen 90 und 150 GHz zu erzeugen. Das erzeugte Pulsmuster bestand aus Pulsen der Länge 50 ps, die in einem Abstand von 330 ps wiederholt wurden. Das gesamte Pulsmuster hatte eine Dauer von 4 µs und wurde mit einer Wiederholrate von bis zu 7 Hz generiert werden. Die Expositionsdauer betrug in allen Experimenten 20 Minuten. Für die Exposition wurden 6 Rahmenbedingungen ausgewählt, die in Tabelle 6 [116] dargestellt sind.

<b>Frequenz [GHz]</b>	<b>Pulswiederholrate [Hz]</b>	<b>Mittlere elektrische Feldstärke [V/m]</b>
120	2	19
130	2	15
130	5	35
130	7	42
130	7	152 <sup>f</sup>
130	7	245 <sup>f</sup>

Tabelle 6: Bedingungen für 20 minütige Expositionen; f: fokussierter Strahl

Die sechs genannten Expositionsbedingungen führten weder zu einem direkten Schaden an der DNA der Leukozyten noch zu Langzeitschäden der Lymphozyten. Die Autoren gehen davon aus, dass bei den

gewählten Expositionsbedingungen keine genotoxischen Schäden, bedingt durch DNA-Schädigung, auftreten [116].

In [117] wurden 2007 durch Zeni et al. ebenfalls biologische Effekte von THz-Strahlung auf Lymphozyten untersucht. Als Quelle wurde ein FEL Laser bei Frequenzen von 120 und 130 GHz verwendet. Die durchschnittliche Leistung lag zwischen 0,6 und 5 mW. Wie auch in der THz-BRIDGE-Studie konnte keine Änderung gegenüber den Kontrollproben erkannt werden.

#### 8.1.2 Genotoxische Effekte auf humane Lymphozyten-Kulturen [116]

Für diese Versuchsreihe wurde ein Probengefäß mit einer Grundfläche von  $4,5 \times 2 \text{ cm}^2$  ausgewählt. Der Boden des Gefäßes wurde mit Lymphozyten-Kulturen (spezielle Form der weißen Blutkörperchen zur Herstellung von Antikörpern) bedeckt und innerhalb eines Inkubators bei einer Temperatur von  $37 \text{ °C}$  exponiert. Für die Bestrahlung des Gefäßes von unten wurde ein Gauß-Strahl mit einem Durchmesser von 12 cm bei einer Frequenz von 100 GHz (CW) verwendet. Die Leistungsdichte an der Gefäßunterseite betrug  $0,43 \text{ W/m}^2$  die, nach Angaben der Autoren, eine Spezifische Absorptionsrate von  $3,2 \text{ W/kg}$  erzeugte, wobei deren Ermittlung nicht erläutert wurde. Es wurden Expositionszeiten von 1, 2 und 24 Stunden gewählt.

Genotoxische Effekte sowie epigenetische Veränderungen wurden hierbei von den Autoren bei einer Exposition von über einer Stunde beobachtet. Vor allem die 2-stündige Exposition führte zu einer Beeinflussung der Zentromere der Chromosomen 11 und 17. Zusätzliche Untersuchungen zu den dosisabhängigen Effekten werden von den Autoren als notwendig erachtet [116].

Die gleiche Arbeitsgruppe um Korenstein-Ilan hat im Anschluss 2008 eine ausführlichere Arbeit zu Ihrer THz-BRIDGE-Untersuchung veröffentlicht [118]. Darin werden auch die Angaben zur Leistungsdichte und zur Spezifischen Absorptionsrate näher erläutert und richtig gestellt: Aufgrund von Reflexionsverlusten an der Unterseite der Zellsuspension reduziert sich die Leistungsdichte von  $0,43$  auf  $0,31 \text{ W/m}^2$ . Eine analytische, von den Autoren allerdings als numerisch bezeichnete Dosimetrie auf der Basis der Ausbreitung Gauß'scher Strahlwellen (Grundmode) schätzt die SAR in der als Wasser angenommenen Zellsuspension mit  $2,4 \text{ W/kg}$  ab, gemittelt über das Strahlprofil und über eine Eindringtiefe. Die Autoren behaupten, dass geringe Leistungsdichten bei  $0,1 \text{ THz}$  Veränderungen der Chromosomen hervorrufen können und die beobachteten Effekte, sofern sie bestätigt werden, auf ein erhöhtes Krebsrisiko hindeuten könnten.

#### 8.1.3 Effekte auf die Membrandurchlässigkeit [116]

Um das Verständnis der Wirkung von elektromagnetischer Strahlung auf Zellmembranen besser zu verstehen, werden von einigen Forschungsgruppen Liposommodelle verwendet. In der vorliegenden Untersuchung wurden Liposome verwendet, die das Enzym Carbonanhydrase (CA, Zink-haltiges Enzym) umschließen. Liposome, die mit CA „gefüllt“ sind, können als einfache Modelle für Erythrozyten verwendet werden.

Untersucht wurde nun, ob die Lipiddoppelschichten unter dem Einfluss von Terahertzstrahlung ihre Durchlässigkeit verändern. Hierzu wurde die Kinetik der CA unter verschiedenen Expositionseinstellungen untersucht. Die Autoren sind der Auffassung, dass bei einer Exposition von über 2 Minuten durch ein

gepulstes Feld bei 130 GHz mit einer Puls-Wiederholrate von 7 Hz und einer Leistungsdichte von  $78 \text{ W/m}^2$  die Durchlässigkeit der Lipiddoppelschicht messbar anstieg.

Weitere Experimente wurden bei einer von 130 auf 3 GHz veränderten Trägerfrequenz sowie bei 150 GHz CW durchgeführt. Für die letzten Konfigurationen konnten keine Effekte nachgewiesen werden.

2007 wurden von Ramundo-Orlando et al. [119] ebenfalls Zellmembranen in Gegenwart eines gepulsten 130 GHz-Feldes bei Wiederholraten von 5, 7 und 10 Hz untersucht. Die Pulsdauer lag bei 50 ps mit Abständen von  $330 \mu\text{s}$  zwischen den Einzelpulsen. Als höchste Leistungsdichte wurde  $180 \text{ W/m}^2$  verwendet. Wie auch bei THz-BRIDGE wurde ein Vergleich mit einer 150 GHz CW-Quelle bei einer Leistungsdichte von  $170 \text{ W/m}^2$  durchgeführt. Die Expositionsdauer war 2-3 Minuten. Nur für das gepulste Feld konnte ein Anstieg der Membrandurchlässigkeit gefunden werden. Der Autor geht davon aus, dass es sich bei der Änderung der Permeabilität um Resonanzeffekte handeln könnte, die bereits in einer Untersuchung zu magnetischen Feldern bei 7 Hz beobachtet wurden ([119], [115]). Diese Einschätzung ist jedoch kritisch zu betrachten, da gepulste HF-Felder mit Frequenzen im THz-Bereich und Wiederholraten im Bereich weniger Hertz andere physikalische Eigenschaften als niederfrequente magnetische Felder von wenigen Hertz aufweisen.

#### 8.1.4 Biologische Effekte auf das Epithel [116]

Für die Untersuchungen von Keratinozyten wurden zwei verschiedene THz-Quellen mit unterschiedlichen Ausgangsleistungen verwendet. Beide Quellen liegen in einem Frequenzbereich zwischen 1 und 3 THz. Für eine 30-minütige Exposition wurde mit einer Flächenenergiedichte von 0,15, 0,3 und  $0,45 \text{ J/cm}^2$  (Quelle 1) oder 0,15, 0,3 und  $0,45 \text{ mJ/cm}^2$  (Quelle 2) exponiert.

In keiner der Untersuchungen konnte eine Abweichung der exponierten Zellstrukturen im Vergleich zu den Kontrollen gefunden werden.

#### 8.1.5 Biologische Effekte auf DNA-Basen [116]

Für die Beurteilung von möglichen Schäden an den DNA-Basen wurden dünne Schichten von DNA-Proben bei einer Frequenz von 130 GHz, einer Leistungsdichte von  $50 \text{ W/m}^2$  und einer Expositionszeit von 20 Minuten mit einem „Freien Elektronen Laser“ bestrahlt.

Die gefundenen Schäden an den DNA-Basen wurden ausschließlich auf thermische Effekte zurückgeführt. Es wurden keine photochemischen Effekte nachgewiesen.

### 8.2 Weitere Untersuchungen zu biologischen Effekten in Gegenwart von THz-Strahlung

Neben den im THz-BRIDGE-Projekt durchgeführten Untersuchungen wurden von einer in den letzten Jahren steigenden Anzahl an Gruppen ebenfalls Forschungen zu biologischen Effekten in Gegenwart von THz-Strahlung betrieben. Einige der in der Literatur beschriebenen Untersuchungen werden im Folgenden vorgestellt.

### 8.2.1 'In vitro'- Exposition von Haut-Fibroblasten bei 2,52 THz-Strahlung [120]

Diese Arbeit von Wilmink et al. aus dem Jahr 2011 hatte das Ziel der Untersuchung der zellularen und molekularen Reaktion von Haut-Fibroblasten auf eine Exposition durch 2,52 THz-Strahlung bei einer Leistungsdichte von  $848 \text{ W/m}^2$ . Bei einer geregelten Umgebungstemperatur mit einem konstanten Sollwert von  $37 \text{ }^\circ\text{C}$  betrug die Expositionsdauer 5, 10, 20, 40 und 80 Minuten.

Ab einer Expositionsdauer von 5 Minuten stiegen bei allen oben genannten Expositionsbedingungen die zellulären Temperaturen in den Proben um  $3 \text{ }^\circ\text{C}$ . Die hyperthermischen Kontrollgruppen zeigten die gleiche Überlebensfähigkeit ( $> 90\%$ ) und den gleichen Anstieg von „heatshock“-Protein-Expression um einen Faktor von etwa 3,5 wie die THz-exponierten Proben.

Die Autoren schließen aus den Ergebnissen, dass primär thermische Effekte durch die Bestrahlung mit 2,52 THz entstehen und die klassischen Modelle thermischer Schäden ausreichend sind, um die entstehenden biologischen Effekte hinreichend genau zu bestimmen. Welche klassischen Modelle damit jedoch gemeint sind, wird vom Autor nicht erwähnt. Ferner ist anzumerken, dass das in Fig. 6 des Artikels dargestellte Balkendiagramm zur Normungssituation mehrere Fehler enthält (vgl. Abschnitt 6).

### 8.2.2 Keratinozyten Differenzierbarkeit und Lebensfähigkeit [121]

In der 2003 von Clothier et al. zur Exposition der Keratinozyten publizierten Arbeit wurden zwei verschiedene THz-Quellen verwendet. Zum einen ein Titan:Saphire-Laser in Verbindung mit einem „elektrooptischen Photokonverter“, dessen Pulsdauer 20 bis 30 ps betrug bei einer Pulswiederholrate von etwa 80 MHz. In einem Frequenzbereich von 0,2 bis 3 THz war die mittlere Ausgangsleistung ca.  $1 \text{ } \mu\text{W}$ . Zum anderen wurde eine optische Anregung durch eine Gallium-Arsenid „wide aperture antenna“ realisiert. Diese wurde ebenfalls durch einen Titan:Saphire-Laser angeregt, der Pulse der Dauer 250 fs bei einer Wellenlänge von 800 nm emittierte. Die Pulswiederholrate lag bei 250 kHz. Hierdurch ergab sich ein nutzbarer Frequenzbereich von 0,1 bis 2,7 THz bei einer durchschnittlich deutlich höheren Leistung von 1 mW.

Damit ergab sich eine Exposition von  $0,15 \text{ mJ/cm}^2$ ,  $0,3 \text{ mJ/cm}^2$  und  $0,45 \text{ mJ/cm}^2$  beziehungsweise von  $0,15 \text{ J/cm}^2$ ,  $0,3 \text{ J/cm}^2$  und  $0,45 \text{ J/cm}^2$ . Die Exposition wurde bei Raumtemperatur für eine Dauer von 10, 20 und 30 Minuten durchgeführt.

Für die oben genannten Expositionsparameter konnte im Vergleich zu den Kontrollproben kein signifikanter Unterschied der Zellaktivitäten beobachtet werden, lediglich die Inkorporation von Fluorescein-Cadaverin war zwischen den Tagen 3 und 8 nach der Exposition bei allen Leistungsdichten im Vergleich zu „normalen“ Keratinozyten erhöht.

### 8.2.3 Störung des Spindelapparats in Mensch-Hamster-Hybrid-Zellen [122]

Ziel der Untersuchung aus dem Jahr 2011 von Hintzsche et al. war die Analyse von Störungen im Spindelapparat während der Ana- und Telophase in Mensch-Hamster-Hybrid-Zellen. Für die Anregung der Zellproben in einem Inkubator bei  $36 \text{ }^\circ\text{C}$  wurde ein Gauß-Strahl bei einer Frequenz von 106 GHz (CW) gewählt. Die Expositionszeit betrug 30 Minuten bei Leistungsdichten zwischen  $0,43$  und  $43 \text{ W/m}^2$ . Bei einer Leistungsdichte von  $43 \text{ W/m}^2$  wurde ein Temperaturanstieg von  $1,4 \text{ }^\circ\text{C}$  beobachtet. Für Leistungsdichten unter  $8,6 \text{ W/m}^2$  lag die Änderung der Temperatur unterhalb der Temperaturschwankung des Inkubators von  $0,3 \text{ }^\circ\text{C}$ .

Bei der Auswertung von über 6000 Zellen haben die Autoren eine Störung des Spindelapparats während der Ana- und Telophase bei den Leistungsdichten 4,3 und 43 W/m<sup>2</sup> festgestellt. Die Autoren weisen darauf hin, dass durch die Störung des Spindelapparats nicht zwangsweise eine Erkrankung entstehen muss.

#### 8.2.4 Veränderungen von Säugetier-Stammzellen durch Terahertz-Bestrahlung [123]

Die Studie von Bock et al. aus dem Jahr 2010 untersucht die Wirkung einer bis zu 9-stündigen Exposition von Zellstrukturen durch ein breitbandiges Terahertz-Spektrum.

Stammzellen von Mäusen wurden für 2 und 6 Stunden durch ein gepulstes breitbandiges Terahertz-Signal (zentriert bei etwa 10 THz) bei einer mittleren Leistungsdichte von 10 W/m<sup>2</sup> exponiert. Die Pulse hatten eine Dauer von 35 fs und eine Wiederholrate von 1 kHz. Als Spitzenleistung eines Pulses wurde 1 MW angegeben.

Nach einer sechsstündigen Exposition wurden tropfenförmige Fett-Einschlüsse im Zytoplasma festgestellt. Die Anzahl der Einschlüsse bei einer Expositionsdauer von 2 Stunden war wesentlich geringer.

Die neunstündige Exposition führte zu Veränderungen in Zusammenhang mit der RNA-Transkription. Dabei blieben 89% der Gene von der Exposition unbeeinflusst, 6% verdoppelten und 5% halbierten die RNA-Transkription.

#### 8.2.5 Chromosomale und genomische Effekte an menschlichen Hautzellen [114]

Für die von Jastrow im Jahr 2011 beschriebenen *in vitro* Untersuchungen wurden zwei Typen von Hautzellen ausgewählt. Zum einen wurden HaCaT-Zellen, zum anderen Fibroblasten verwendet. Die verwendeten Leistungsdichten und Expositionsdauern sind in Tabelle 7 aufgeführt.

	<i>W/m<sup>2</sup></i>	<i>HaCaT</i>		<i>Fibroblasten</i>	
		<i>2 Stunden</i>	<i>8 Stunden</i>	<i>2 Stunden</i>	<i>8 Stunden</i>
<b>106 GHz</b>	<i>0,00</i>	X	X	X	X
	<i>0,40</i>	X		X	
	<i>4,00</i>	X		X	
	<i>9,00</i>	X	X	X	X
<b>380 GHz</b>	<i>0,00</i>	X	X	X	X
	<i>0,30</i>	X		X	
	<i>3,00</i>	X		X	
	<i>6,00</i>	X	X	X	X
<b>2520 GHz</b>	<i>0,00</i>	X	X	X	X
	<i>0,40</i>	X		X	
	<i>1,00</i>	X		X	
	<i>2,00</i>	X	X	X	X
	<i>4,00</i>	X		X	
	<i>9,00</i>	X		X	

Tabelle 7: Expositionsbedingungen für zwei verschiedene Zelltypen

Für die Auswertung der Proben wurden die Standardverfahren „Comet Assay“ und der „Mikrokerntest“ verwendet. Weder chromosomale noch genomische DNA-Schäden wurden durch die Exposition induziert.

#### 8.2.6 Änderungen der Enzym-Aktivitäten [124], [125]

Die Studie [124] aus dem Jahr 1991 von Govurun et al. beschäftigt sich mit der Wirkung von 3,33 THz-Strahlung auf die Aktivität und „secondary structure“ verschiedener Biomoleküle wie Albumin, Alkoholdehydrogenase, Peroxidase und Trypsin. Für die Bestrahlung wurde ein gepulster „Far-IR-Laser“ mit einer Wellenlänge von 90  $\mu\text{m}$  (entsprechend 3,33 THz) verwendet. Die Energie eines einzelnen Pulses lag bei 5 mJ. Insgesamt wurden zwischen 40 und 600 Pulse, damit folglich zwischen 0,2 und 3 J, pro Pulszug emittiert. Die Wiederholrate der Pulszüge wurde nicht genannt. Es wurde eine nicht lineare Dosisabhängigkeit der Enzymaktivität beobachtet. Strukturelle Änderungen wurden im Albumin an der Alpha-Helixstruktur beobachtet.

In der Studie [125] von Homenko et al. aus dem Jahr 2009 wurden biologische Effekte einer Exposition von 100 GHz (CW) auf zwei molekulare Wechselwirkungen untersucht. Zum einen wurde die Interaktion zwischen gelösten sowie immobilisierten alkalischen Phosphaten und dem Substrat P-Nitrophenylphosphat untersucht, zum anderen die Wechselwirkung von einem Antikörper („mouse monoclonal anit-DNP“) mit dem zugehörigen Antigen DNP.

Die Untersuchung der alkalischen Phosphate wurde in einem Inkubator bei einer Temperatur von 25 °C für die Dauer von einer und zwei Stunden durchgeführt. Die von unten applizierte Leistungsdichte hatte hierbei nach Angaben der Autoren unterhalb der Grundfläche des Probengefäßes von etwa 12,6  $\text{cm}^2$  einen Wert von 0,08  $\text{W}/\text{m}^2$ . Die Enzymaktivität wurde bei den nicht immobilisierten Enzymen geringfügig verringert. Ein Unterschied der Enzymaktivität bei immobilisierten Enzymen konnte nicht festgestellt werden.

Bei der Untersuchung der Interaktionsfähigkeit von Antigen und Antikörper bei einer Expositionsdauer von 1,5 Stunden und ansonsten identischen Bedingungen wie im ersten Teil der Versuchsreihe konnte keine Veränderung festgestellt werden.

Die Autoren gehen davon aus, dass durch die Exposition im tiefen THz-Bereich von 100 GHz kleine, aber signifikante Veränderungen in den untersuchten molekularen Wechselwirkungen auftreten können.

#### 8.2.7 „DNA breathing dynamics“ unter der Einwirkung von THz-Strahlung [126]

Für die Studie aus dem Jahr 2010 von Alexandrov et al. wurde das „Peyrard-Bishop-Dauxios“ Computermodell eines DNA-Doppelstranges mit 64 Basen verwendet. Der Einfluss von elektromagnetischen Feldern im THz-Bereich auf die Stabilität der DNA-Struktur wurde bei Frequenzen bis etwa 2,5 THz ausgewertet.

Die Autoren gehen davon aus, dass der Haupteinfluss von THz-Strahlung aus linearen und nichtlinearen Resonanzeffekten in dem DNA-System besteht. Im Modell wurde gezeigt das sich die DNA-Doppelstränge unter den genannten Bedingungen voneinander ablösen können. Ob dieser Effekt experimentell nachgewiesen werden kann, bleibt bislang offen [127].

### 8.2.8 Einfluss von THz Laser-Radiation auf die Spektralcharakteristik und Funktionalität von Albumin [128]

Die im Jahr 2009 von Cherkasova et al. veröffentlichte Studie untersuchte den Effekt von Strahlung bei einer Frequenz von 3,6 THz (CW) auf „Bovine Serum Albumin“. Hierfür wurde ein Submillimeter-Laser mit einer Wellenlänge von 81,5  $\mu\text{m}$  und einer Leistung von 10 mW verwendet. Die Expositionsdauer war 60 Minuten.

Die Autoren fanden durch die Exposition verursachte statistisch signifikante Veränderungen bei der UV-Absorption und im „circular dichroism“-Spektrum von Albumin. Die Änderungen waren dosisabhängig und deuteten auf Konformationsänderungen der Protein-Moleküle sowie Änderungen der funktionalen Eigenschaften hin.

### 8.3 Invited Review Article: Current State of Resarch on Biological Effects of Terahertz Radiation [115]

Anfang Juni 2011 veröffentlichten Wilminck und Grundt den, nach derzeitigem Kenntnisstand, momentan aktuellsten und umfangreichsten Übersichtsartikel über die Beeinflussung von biologischen Strukturen bedingt durch die Exposition mit THz-Strahlung.

Als Datenbasis wurden 46 empirische Studien aus den Jahren 1968 bis 2011 ausgewählt und zur „historischen“ Einordnung chronologisch ausgewertet. Die betrachteten Arbeiten wurden nach Größe des Versuchsobjektes in zwei Themengebiete unterteilt.

1. Übersicht von THz-Studien an:
  - a. Menschen
  - b. Nagern
  - c. Insekten
  - d. Pflanzen
  - e. Zellkulturen
2. Übersicht von *in vitro* THz-Studien an:
  - a. Zellen
  - b. Biomolekülen
  - c. Enzymen
  - d. Hämoglobin

Die Ergebnisse der 46 Untersuchungen, von denen einige bereits in Abschnitt 8.2 präsentiert wurden, sind in den folgenden aus dem Review übernommenen und ergänzten Tabelle 8 und Tabelle 9 zusammengefasst.

STUDY TYPE Model	THz source	THz frequency	CW or Pulse	Duration (Minutes)	$\Phi$ (mW/cm <sup>2</sup> )	$\Delta T$ rise (°C)	Behavioral effects	Systemic, Tissue, Cellular effects	Citation: (Author year), [#]	Kommentar (lt. Autor, [115])
<b>HUMAN</b>										
<i>in vivo</i> human subjects	Electronic (Gunn)	0.15	CW	15,30	0.02–0.03	( $\leq 0.1$ )	*	+ epithelialization, + microbial dissemination	(Ostrovskiy <i>et al.</i> 2005) , [151]	medizinische Anwendung
<b>RAT</b>										
<i>in vivo</i> white rats	Electronic (Gunn)	0.129	CW	5–30	0.1	( $\leq 0.1$ )	*	+ coagulation & fibrinolysis	(Kirichuk and Tsymbal 2010) , [155]	medizinische Anwendung
<i>in vivo</i> male albino rats	Electronic (Gunn)	0.15	CW	15–60	3.0	( $\sim 0.1$ )	+ depression	+ platelet aggregation	(Kirichuk 2009) , [153]	Effekt unklar
<i>in vivo</i> male albino rats	Electronic (Gunn)	0.15	CW	15,30	0.2	( $\leq 0.1$ )	*	+ lipoperoxidation & antioxidants	(Kirichuk and Tsymbal 2009) , [154]	Effekt bedingt durch NO Absorption
<i>in vivo</i> male & female albino rats	Electronic (Gunn)	0.15	CW	15,30	0.2	( $\sim 0.1$ )	*	+ platelet aggregation: $\uparrow$ in females	(Kirichuk <i>et al.</i> 2008) , [152]	nicht thermischer Effekt
<b>MOUSE</b>										
<i>in vivo</i> male mice (C57B1/6 J)	FIR	3.6	CW	15–30	23.6	(2.0)	+ anxiety	*	(Bondar <i>et al.</i> 2008) , [156]	Ursache des Effektes unklar
<b>FRUIT FLY</b>										
<i>in vivo</i> <i>D.melanogaster</i> (fruit fly)	FIR	2.5 & 6.69	CW	90–150	3.18 & 0.95	( $\leq 0.5$ )	*	+ induction of protein expression	(Hu 1987) , [158]	
<i>in vivo</i> <i>D.melanogaster</i> (fruit fly)	FIR	3.68	CW	60	30	( $\sim 1.25$ )	*	+ affect on somatic mutations induced by $\gamma$ -radiation	(Federov 2001) , [159]	
<b>PLANTS</b>										
<i>in vivo</i> paddy rice	FIR	2.5 & 6.69	CW	10,20,30	3.18 & 0.95	( $\leq 0.5$ )	*	+ stimulation of growth	(Xiong and Shaomin 1986) , [160]	
<i>in vivo</i> black beans	FIR	2.5 & 6.69	CW	15,30,45	3.18 & 0.95	( $\leq 0.6$ )	*	+ stimulation of growth	(Peng 1987) , [160]	
<i>in vivo</i> wheat	FIR	2.5	CW	30	1.0	( $\leq 0.1$ )	*	+ stimulation of growth & esterase activity	(Xu and Xiong 1988) , [162]	
<i>in vivo</i> paddy rice	FIR	2.5 & 6.69	CW	10,20,30	3.18 & 0.95	( $\leq 0.5$ )	*	+ induction of chlorophyll mutations	(He and Su 1988) , [163]	
<b>TISSUES</b>										
Chamois cloth	FEL (JLabs)	0.1–1.0	CW	0.033	2000–14000	35	*	+ tissue damage threshold	(ED50) = 7160 mW/cm <sup>2</sup> (Dalzell <i>et al.</i> 2010) , [122]	thermischer Effekt
Excised porcine skin & egg whites	FIR	1.89	CW	60	181.9	10–12	*	+ visible coagulation observed on several samples	(Dalzell <i>et al.</i> 2010) , [122]	
<i>in vitro</i> human blood with isoket	Electronic (Gunn)	0.24	CW	15	1.0	( $\sim 0.1$ )	*	+ reduced blood viscosity & +erythrocyte deformability	(Kirichuk <i>et al.</i> 2008) , [164]	medizinische Anwendung

**Legende:** Nicht durchgeführte Messungen sind mit einem \* gekennzeichnet. Temperaturwerte in Klammern sind über computergestützte dosimetrische Simulation in [120] berechnet worden. CW, „continuous wave“; FIR, „Far infrared or optically-pumped THz source“; JLabs, „Jefferson Laboratory“ Die Nummerierungen der Zitate innerhalb der Tabelle entsprechen den Quellen in [115]

Tabelle 8: Übersicht von THz-Studien an Menschen, Nagern, Insekten, Pflanzen und Zellkulturen [115]

Biological system	THz Source	Frequency (THz)	CW or Pulsed	Duration (Minutes)	$\Phi$ (mWcm <sup>-2</sup> )	Exposure Temp.(°C)	$\Delta T$ rise (°C)	Cell death (%)	Growth, migration, morphology, adhesion	Lipid membrane	Protein expression, conformation, or recognition	DNA	Citation: (Author year), [#]	Kommentar (lt. Autor, [115])
Cellular														
<i>E.coli</i> cells	Klystron	0.136	CW	30–240	0.22	25	<1	Not lethal	↓ growth	*	*	*	(Webb and Dodds 1968), [165]	Effekte von THz-Strahlung auf DNA / Zellmembranen kein Effekt auf Wachstum (vgl. Webb) kein Effekt auf Membran (vgl. Zalybovkaya) nicht thermischer Effekt Mechanismus unklar
Hela, Hep2, RH	FIR (HCN)	0.89	CW	15	1.0	25	<1	observed	+ morphology	destruction	↓ immune res.	*	(Zalyubovskaya <i>et al.</i> 1970), [167]	
<i>E.coli</i> cells	Klystron	0.136	CW	30–240	0.22	25	(≤1)	*	NS	*	*	*	(Blackman <i>et al.</i> 1975), [184]	
PTK2	FEL (UCSB)	1.50	0.5 Hz	1–10	0.5–4.0 kW/p	22	2.96	7%	*	*	*	↓ synthesis	(Bems and Bewley 1987), [142]	
CHO	FEL (UCSB)	1.50	0.5 Hz	5	1.3 kW/p	22	2.96	*	*	NS	*	↓ synthesis	(Bems <i>et al.</i> 1990), [140]	
Rat spleen cells	FIR (HCN)	0.89	CW	15	0.4	25	<1	*	*	*	↑ IgG production	*	(Kiselev 1991), [168]	
CHO,PTK2	FEL (UCSB)	1.50	0.5 Hz	5	5 1.3 kW/p	18	2.96	*	*	NS	*	↓ synthesis	(Bems <i>et al.</i> 1994), [141]	
Rat spleen cells	FIR (HCN)	0.89	CW	15	0.13–0.25	25	<1	*	↑ migration	*	↓ immune res.	*	(Makolinet 1996), [169]	
Yeast cells	BWO	0.34	CW	30–150	5.8	25	2–3	*	↑	*	*	*	(Hadjiloucas <i>et al.</i> 2002), [170]	wegen THz-Strahlung + Kälte
NHK cells	TIS (PC Ant.)	1.0–2.7	80 MHz	10, 20,30	10	25	(≤1.0)	NS	↑ proliferation	NS	*	*	(Clothier and Boume 2003), [19]	
Red blood cells	FIR: NH <sub>3</sub>	3.68	CW	30	20.0	25	(≤1.5)	*	↑ proliferation	↓ osmotic res.	*	*	(Federov 2007), [170]	
Lymphocytes	FIR: NH <sub>3</sub>	3.68	CW	90	20.0	25	(≤1.5)	38%	↑ proliferation	*	*	↑ synthesis	(Federov 2007), [170]	
NHK/C, ND7/23	TIS (PC Ant.)	0.14–0.15	80 MHz	10–1440	62 (peak)	22	(≤1.0)	NS	NS	NS	NS	*	(Bourne <i>et al.</i> 2008), [172]	keine Effekte (vgl. Bourne 2003)
Neurons	FEL (NOVO)	0.7, 2.5, 3.49	CW	1	0.3–30.0	22	(≤2)	*	All observed	disruption	morphological	*	(Olshevskaya <i>et al.</i> 2008), [20]	Mechanismus unklar
Fibroblasts	FIR (CH <sub>3</sub> OH)	2.52	CW	80	81.5	37	3.0	10%	NS	NS	↑ stress proteins	NS	(Wilmink <i>et al.</i> 2010), [119]	THz-Strahlungs-Effekt ist photothermisch
Jurkats	FIR (CH <sub>3</sub> OH)	2.52	CW	40	227.0	37	6.0	62%	↓	*	*	*	(Wilmink <i>et al.</i> 2010), [120]	
Fibroblasts	FIR (CH <sub>3</sub> OH)	2.52	CW	80	227.0	37	6.0	apoptosis	*	*	↑ stress proteins	↑ DNA repair	(Wilmink <i>et al.</i> 2010), [121]	
Mouse stem cells	Freq-double	Broad, ~10	1 kHz	120–540	1	26.3	0.3	*	NS	Lipid droplets	↑ PPARG	*	(Bock <i>et al.</i> 2010), [106]	
Fibroblasts	FIR: NH <sub>3</sub>	3.68	CW	30–90	20.0	25	(≤1.5)	NS	*	*	NS	*	(Federov 2011), [173]	keine Effekte
Organelle														

Liposomes	cFEL	0.13	2, 5, 7 Hz	2-3	5-17.0	22	0.03	*	*	↑ permeability	*	*	(Ramundo-Orlando <i>et al.</i> 2007), [18]
Liposomes	IMPATT	0.15	CW	2-3	6.2	22	0.05	*	*	NS	*	*	(Ramundo-Orlando <i>et al.</i> 2007), [18]
Liposomes	cFEL	0.15	2, 5, 7 Hz	2-3	1-3 kV/cm	22	0.05	*	*	↑ permeability	*	*	(Ramundo-Orlando 2009), [176]
Fibroblasts	FIR (CH <sub>3</sub> OH)	2.52	CW	0.2	227.0	37	6.0	apoptosis	*	↑ permeability	↑ stress proteins	↑ DNA repair	(Wilmink <i>et al.</i> 2010), [121]
Biomolecules													
DNA													
Lymphocytes	FEL (ENEA)	0.12-0.13	2 Hz	20	1.0	25	(≤0.5)	NS	NS	NS	*	*	(Scarfi <i>et al.</i> 2003), [17]
Lymphocytes	FEL (ENEA)	0.12-0.13	2, 5, 7 Hz	20	0.05-0.23	23	0.35	*	NS	NS	*	NS	(Zeni <i>et al.</i> 2007), [16]
Lymphocytes	Electronic	0.10	CW	1440	0.031	37	0.3	*	+ replication	*	*	Aneuploidy	(Korenstein-Ilan <i>et al.</i> 2008), [15]
Lymphocytes	FIR (NH <sub>3</sub> )	3.68	CW	10, 30, 60	20.0	25	(≤1.5)	*	*	*	*	Conformation	(Federov 2011), [173]
Enzymes													
Peroxidase, Albumin, OHD	FIR (NH <sub>3</sub> )	3.33	Pulsed	*	0.6 J/pulse	(≤0.5)	*	*	*		↓ enzymatic act.	*	(Govorun <i>et al.</i> 1991), [180]
Trypsin					0.2-3 J						structural changes		
											↓ enzymatic act.		
Phosphatase	Electronic	0.1	CW	60-120	0.08	25	(≤0.5)	*	*	*	↓ recognition	*	(Homenko <i>et al.</i> 2009), [14]
Albumin (BSA)													
BSA	FIR (NH <sub>3</sub> )	3.60	CW	60	10.0	25	(≤0.5)	*	*	*	conformation	*	(Cherkasova <i>et al.</i> 2009), [22]
BSA	TiS (PC Ant.)	0.12-13	80 MHz	30	10.6 μJ/pulse	25	(≤0.5)	*	*	*	conformation	*	(Fedorov 2009), [181]
Hemoglobin (Hg)													
Hg bonds	BWO	2.65 & 3.33	CW	240	3.0	25	(≤0.5)	*	*	*	Strength Hg bond	*	(Il'ina 1979), [136]

Effekt bedingt durch Resonanz

geringe Probenanzahl

dosisabhängig

bedingt durch lineare und nicht lineare Resonanzeffekte

**Legende:** Nicht durchgeführte Messungen sind mit einem \* gekennzeichnet; Werte mit nicht signifikanten Veränderungen sind mit NS gekennzeichnet; Temperaturwerte in Klammern sind über computer-gestützte dosimetrische Simulation in [120] berechnet worden; BSA, „bovine serum albumin“; cFEL, „compact free electron laser“; CW, „continuous wave“; ENEA, „Research Center in Frascati, Italy“; FEL, „free electron laser“; FIR „Far infrared or optically-pumped THz source“; freq-double, „frequency doubling“; IMPATT, „impact ionization avalanche transit-time devices“; JLABs, „Jefferson Laboratory“; NO-VO, „Novosibirsk“; Pulsed<sup>1</sup> – parameters of laser radiation see in Batanov et al. International Journal of Infrared and Millimeter Waves 1990, v.11, p.435-442; TiS PC Ant, „Titanium sapphire excitation of photoconductive antenna“; PPARγ, „peroxisome proliferator-activated receptor gamma“; UCSB, „University of California at Santa Clara“; Die Nummerierungen der Zitate innerhalb der Tabelle entsprechen den Quellen in [115].

Tabelle 9: Übersicht von *in vitro* THz-Studien an Zellen, Biomolekülen, Enzymen und Hämoglobin [115]

## 8.4 Fazit

Der im Jahr 2004 veröffentlichte Abschlussbericht zum THz-BRIDGE Projekt weist für zwei der in Abschnitt 8.1 beschriebenen Untersuchungen nicht thermische biologische Effekte in Gegenwart von THz-Strahlung aus, nämlich in Bezug auf die Chromosomen-Beeinflussung humaner Lymphozyten bei einer Leistungsdichte des Immissionsfeldes von  $0,31 \text{ W/m}^2$  an der Unterseite der Zellschicht und auf die Durchlässigkeit gepulst exponierter Lipidmembranen bei  $78 \text{ W/m}^2$ , kann aber keine Mechanismen aufzeigen, die diese im unteren Terahertzbereich beobachteten Effekte vollständig erklären würden. Zwei weitere Arbeiten zum Epithel und zu Leukozyten zeigten keine und eine Untersuchung bei  $50 \text{ W/m}^2$  zur Schädigung von DNA-Basen ausschließlich thermische Wirkungen der Expositionen.

Weitere Arbeiten bzw. der Review verschiedener Untersuchungen durch Wilmink und Grundt 2011 zeigen, dass die jetzige Datenlage diffus bleibt und weitere Studien nötig sind, um beobachtete Effekte systematisch zu untersuchen und abzusichern oder zu widerlegen. Die Tatsache, dass die Autoren Wilmink und Grundt explizit fordern, dass bei zukünftigen Publikationen besonderer Wert auf Angaben über THz-Quellen und -Detektoren, Expositionskammern und dosimetrische Werkzeuge gelegt werden sollte, dass es Positiv- und Negativ-Kontrollen sowie Scheinexpositionen geben sollte, dass eine ausreichende Populationsgröße der Proben gewährleistet sein muss und dass in vitro-Experimente ausschließlich in Inkubatoren durchgeführt werden sollten, lässt erkennen, dass diese in der Wissenschaftsgemeinde eigentlich selbstverständlichen Regeln offensichtlich häufig missachtet werden.

Bei Untersuchungen im Bereich der Mobilfunkfrequenzen, für den in den letzten 15 Jahren wohl die meisten Veröffentlichungen zu bio-elektromagnetischen Fragestellungen und der damit verbundenen Dosimetrie erschienen sind, würde eine derartige Verletzung guter Wissenschaftspraxis eine Publikation meist schon im ersten Review-Prozess scheitern lassen.

Die tabellarische Zusammenfassung der Untersuchungsparameter in 8.3 ermöglicht eine Unterteilung der dargestellten Arbeiten in drei Kategorien: Es gibt zum einen die Gruppe von Arbeiten, in denen ohne den Einfluss thermischer Effekte ( $\Delta T < 1^\circ\text{C}$ ) Veränderungen an biologischen Systemen gefunden wurden (z.B. Korenstein-Ilan et al.), deren Ergebnisse aber bislang nicht durch unabhängige Arbeitsgruppen bestätigt wurden. In der zweiten Gruppe von Untersuchungen sind die Ergebnisse nicht eindeutig ohne den Einfluss von thermischen Effekten entstanden ( $\Delta T \approx 1 - 3^\circ\text{C}$ ). Bei der letzten Gruppe ist es äußerst unwahrscheinlich, dass der gefundene Effekt ohne den Einfluss des Temperaturanstiegs entstanden sein kann ( $\Delta T \geq 3^\circ\text{C}$ ).

Somit bleibt zunächst als gesicherter Effekt die thermische Belastung des Gewebes durch elektromagnetische Feldeinwirkung bestehen.

Abbildung 53 (a-b) zeigt eine Einordnung einiger Studien im THz-Frequenzbereich im Hinblick auf bekannte pathologische thermische Zellveränderungen; diese Darstellung wurde durch den Auftragnehmer um die Arbeiten von Hintzsche et al. [122] und Jastrow et al. [114] erweitert. Sie soll bei der Bewertung von beobachteten biologischen Effekten in Gegenwart von THz-Strahlung helfen, eine mögliche thermische Beeinflussung unmittelbar zu erkennen.

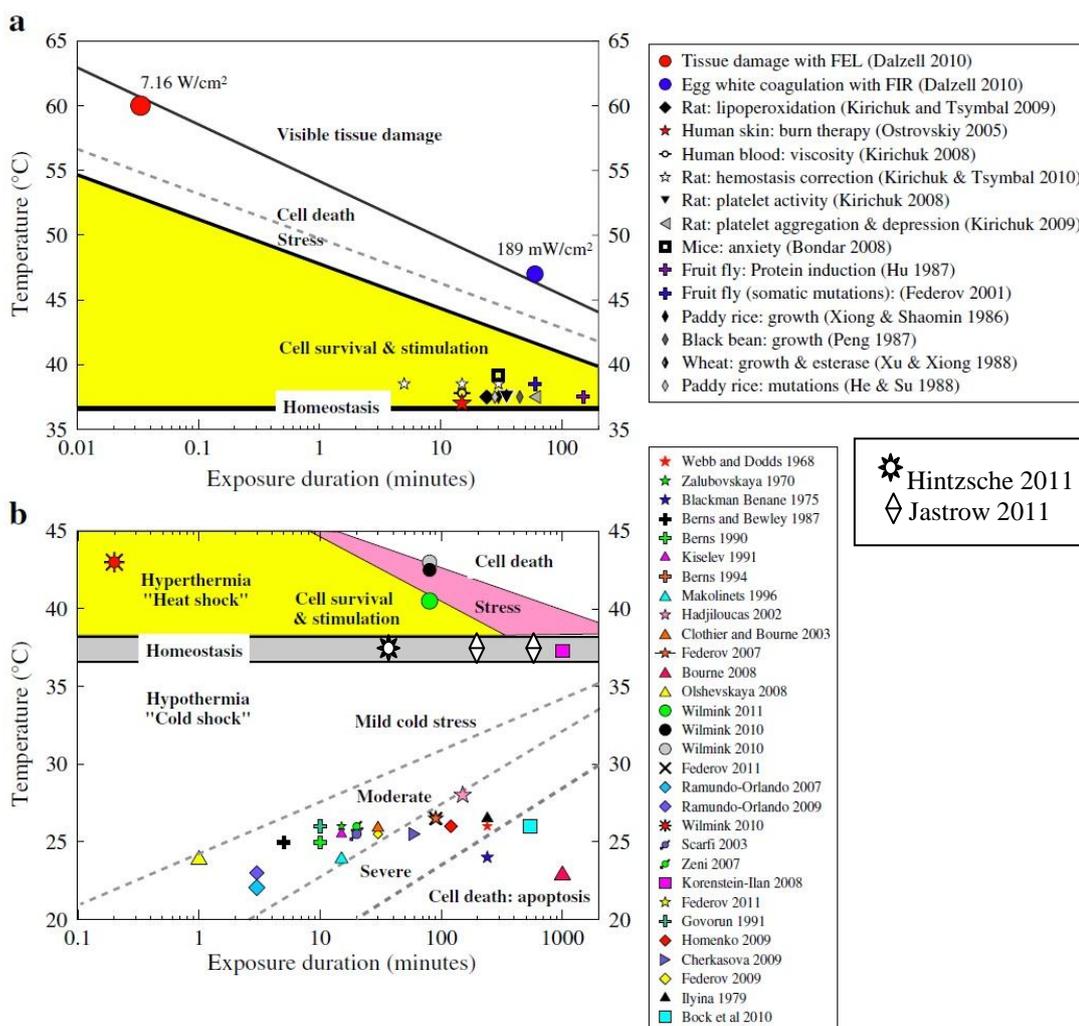


Abbildung 53: Einordnung von THz-Studien in bekannte pathologische Bereiche thermischer Effekte [115] Die Zitate innerhalb der Abbildung entsprechen den Quellen in [115], mit Ausnahme von Hintzsche et al. [122] und Jastrow [114].

Es ist offensichtlich, dass ein Großteil der Studien in Temperaturbereichen durchgeführt wurden, in denen thermische Effekte auf die biologischen Systeme nicht auszuschließen waren.

## 9 Durchgeführte aktuelle Beratungen in einschlägigen nationalen und internationalen Gremien

Zu diesem Thema enthält bereits Abschnitt 6 etliche Bemerkungen. In Bezug auf Entwicklungen hinsichtlich der Normungsarbeit für den Terahertz-Frequenzbereich sind keine neuen Informationen bekannt geworden. Auch die Kontaktaufnahme mit einigen dem Auftragnehmer aus früheren Kooperationen bekannten Experten, die regelmäßig Gremientätigkeiten wahrnehmen, erbrachten keine aktuell verwertbaren Erkenntnisse.

## 10 Verfügbare Daten zu den Materialeigenschaften biologischer Gewebe

### 10.1 Frequenzabhängige dielektrische Eigenschaften [129]

Die Ladungsverteilung von Molekülen und Atomen eines Dielektrikums erlaubt die Kategorisierung in die Gruppen der polaren oder nichtpolaren Substanzen. Das bekannteste Beispiel für polare Moleküle ist das Wasser. Im Gegensatz zu nichtpolaren Molekülen sind ihre positiven und negativen Ladungsschwerpunkte räumlich voneinander getrennt, sodass ihnen ein Dipolmoment  $\vec{p}$  zugeordnet werden kann, das definitionsgemäß vom negativen zum positiven Ladungsschwerpunkt zeigt. In Gegenwart von elektrischen Feldern wirkt auf die Dipole ein Drehmoment  $\vec{N} = \vec{p} \times \vec{E}$ , sodass die Moleküle (abhängig von ihrer Bewegungsfähigkeit) versuchen, ihre Dipolmomente parallel zur auf sie wirkenden elektrischen Feldstärke auszurichten. Auch Moleküle bzw. Atome, die im feldfreien Raum nichtpolare Ladungsverteilungen haben, können in Gegenwart von elektrischen Feldern Dipolmomente ausbilden, deren Dipolfelder sich dem ursprünglichen Feld überlagern. Im Folgenden sollen die vier Mechanismen dieser so genannten „Polarisierbarkeit“ kurz erklärt werden:

1. Elektronenpolarisation  $\chi_{El}$
2. Ionenpolarisation  $\chi_{Ion}$
3. Orientierungspolarisation  $\chi_{Or}$
4. Raumladungspolarisation  $\chi_{RL}$

Die elektrische Suszeptibilität  $\chi_e = \underline{\epsilon} - 1 = \chi_{El} + \chi_{Ion} + \chi_{Or} + \chi_{RL}$ , also die Fähigkeit der Polarisierung eines Materials in einem elektrischen Feld, setzt sich aus den vier genannten Mechanismen additiv zusammen. Die Suszeptibilität ist eine vom Material abhängige Größe, die häufig insbesondere einer ausgeprägten Frequenz- und Temperaturcharakteristik unterliegt. Daher treten die genannten Phänomene nicht in jedem Material und nicht immer zugleich auf.

#### 10.1.1 Elektronenpolarisation $\chi_{El}$

Unter der Elektronenpolarisation versteht man die Auslenkung von Elektronen infolge der Coulomb-Kräfte in Gegenwart eines elektrischen Feldes und damit die Deformierung und Verschiebung der Elektronenbahnen um den Atomkern, der aufgrund seiner größeren Masse und der starken Bindungskräfte des Gitters nur eine vernachlässigbar kleinere Auslenkung im Vergleich zu den Elektronen erfährt.

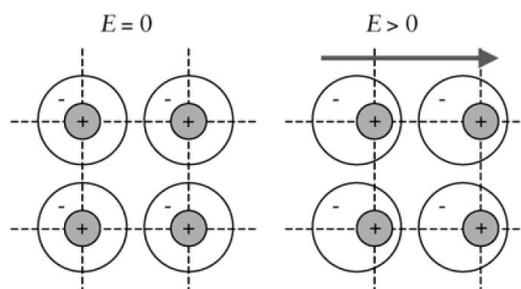


Abbildung 54: Elektronenpolarisation [129]

Abbildung 54 zeigt die Verschiebung der Elektronenhülle aufgrund eines äußeren elektrischen Feldes. Dieser Effekt ist aufgrund der geringen Masse der Elektronen bis zu Frequenzen in der Größenordnung von  $\sim 10^{15}$  Hz beobachtbar.

### 10.1.2 Ionenpolarisation $\chi_{Ion}$

Die Ionenpolarisation (auch Atompolarisation) beschreibt bei Stoffen, die aus Verbindungen positiver und negativer Ionen aufgebaut sind (Beispiel:  $\text{Na}^+\text{Cl}^-$ ), die Verschiebung von Ionen unter Einwirkung eines externen elektrischen Feldes (vgl. Abbildung 55). Diese haben eine größere Masse als Elektronen, wodurch die Polarisation bei Richtungsänderungen des angelegten Feldes träger als bei der Elektronenpolarisation verläuft. Infolgedessen tritt dieser Effekt nur bei Frequenzen bis zu einer Größenordnung von etwa  $\sim 10^{13}$  Hz auf.

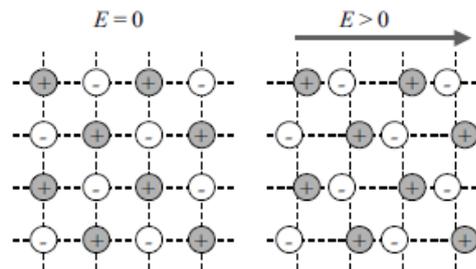


Abbildung 55: Ionenpolarisation [129]

### 10.1.3 Orientierungspolarisation $\chi_{Or}$

Bei der Orientierungspolarisation (auch Dipolpolarisation) werden polare Moleküle, also solche mit einem permanenten Dipolmoment, durch ein externes Feld ausgerichtet.

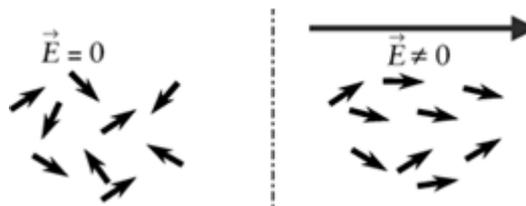


Abbildung 56: Orientierungspolarisation [129]

Abbildung 56 zeigt die Ausrichtung der Dipole durch das elektrische Feld  $\vec{E}$ . Sie ist hier als nicht vollständig dargestellt, um anzudeuten, dass der Ausrichtung der Dipole die Temperaturbewegung entgegenwirken kann. Eine Untersuchung der Temperaturabhängigkeit der relativen Permittivität wird in Abschnitt 10.3 am Beispiel Wasser gezeigt.

### 10.1.4 Raumladungspolarisation $\chi_{RL}$

Raumladungspolarisation kann in größeren Strukturen auftreten und liegt dann vor, wenn durch äußere Felder in leitfähigen Teilen, die von weniger leitfähigem Material umgeben sind, Influenz (Trennung freier Ladungsträger) stattfindet und sich „makroskopische“ Dipole ausbilden. Ein Beispiel hierfür sind die Körner eines kristallinen Werkstoffs, die eine höhere Leitfähigkeit haben als die Korngrenzen, die als Isolator fungie-

ren. Beim menschlichen Körper spielt Raumladungspolarisation in Einzelorganen bei niedrigen Frequenzen eine Rolle. Der Effekt wird in Abbildung 57 prinzipiell verdeutlicht.

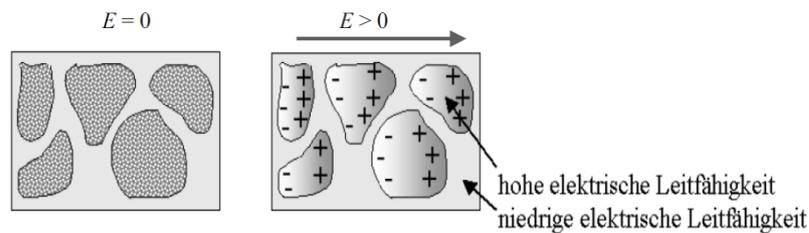


Abbildung 57: Raumladungspolarisation [129]

### 10.1.5 Frequenzabhängigkeit

Die einzelnen Effekte unterliegen, wie bereits erwähnt, einer ausgeprägten Frequenzabhängigkeit, deren grundsätzliches Verhalten in Abbildung 58 dargestellt ist.

Im Frequenzgang von  $\epsilon'$ , dem so genannten Dispersionsspektrum, werden zwei verschiedene Übergangsmechanismen deutlich. Zum einen handelt es sich an der Obergrenze der Ionen- und Elektronenpolarisation um Resonanzen, erkennbar an den positiven und negativen Überschwingern, während beim Abklingen der Raumladungs- und Orientierungspolarisation Relaxationen auftreten, deren charakteristische Zeitkonstanten mit  $\tau$  bezeichnet werden.

Der darunter dargestellte frequenzabhängige Verlauf von  $\epsilon''$  wird als Verlustspektrum bezeichnet. Wird ein Dielektrikum einem externen Wechselfeld ausgesetzt, so eilt oberhalb bestimmter Frequenzen die Orientierung der Dipole dem externen Wechselfeld nach, weil die unter 10.1 beschriebenen Dipole bei der Umorientierung innerhalb der Gitterstruktur Reibung erfahren. Steigt die Frequenz des externen Wechselfeldes weiter, so steigen auch die mit der Reibung verbundenen Wärmeverluste, die sich als lokale Maxima im Verlustspektrum  $\epsilon''$  zeigen. Die Verluste der einzelnen Polarisationsmechanismen werden mit steigender Frequenz so hoch, dass eine Umorientierung nicht mehr stattfinden kann. Damit verliert der betrachtete Polarisationsmechanismus seine Wirksamkeit. Die Maxima treten somit an den jeweiligen Frequenz-Obergrenzen der Polarisationsmechanismen auf.

Mathematisch fasst man die Permittivität  $\epsilon'$  und die dielektrischen Verluste  $\epsilon''$  zu einer komplexen Dielektrizitätszahl  $\underline{\epsilon} = \epsilon' - j\epsilon''$  zusammen (anders als in den Ingenieurwissenschaften wird in der Physik der Imaginärteil auch oft positiv geschrieben, weil dort die imaginäre Einheit über  $i = -(-1)^{1/2} = -j$  definiert wird).

Für die Elektronenpolarisation kann der Atomkern als ruhend angenommen werden, während die Elektronenhülle Schwingungen unterliegt. Im elektrischen Ersatzschaltbild kann das System also als Schwingkreis mit der Resonanzfrequenz  $\omega_0$  beschrieben werden. Für Wasser liegt die Resonanzkreisfrequenz bei  $\omega_0 = 5 \cdot 10^{16} \text{ s}^{-1}$ , entsprechend einer Frequenz von  $f \approx 7958 \text{ THz}$ . Auch der Mechanismus bei der Ionenpolarisation lässt sich durch einen elektrischen Schwingkreis modellieren.

Da bei der Orientierungs- und Raumladungspolarisation eine räumliche Umorientierung der Ladungen stattfindet, die an der jeweiligen Frequenzobergrenze nicht mehr vollständig ausgeführt wird, muss man hier im Ersatzschaltbild statt eines Schwingkreises ein Tiefpassfilter ansetzen.

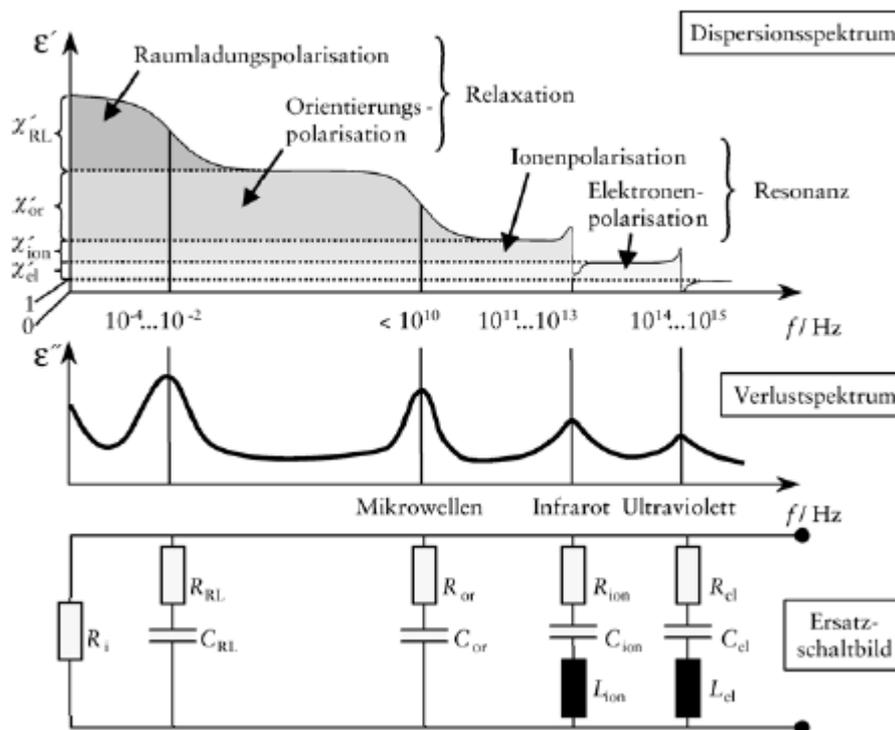


Abbildung 58: Frequenzabhängigkeit von  $\epsilon'$  und  $\epsilon''$  aufgrund verschiedener Polarisationsmechanismen [129]

### 10.2 Gabriel et al.: The dielectric properties of biological tissues ([130], [131], [132], [133])

Die wohl am häufigsten in der Literatur auftretenden Zitate zu dielektrischen Eigenschaften biologischer Gewebe im menschlichen Körper betreffen die diversen Artikel von Gabriel et al. und die mit über 50 verschiedenen Gewebetypen in einem Frequenzbereich von 10 Hz bis 100 GHz öffentlich verfügbare Datenbank. Da im Rahmen dieses Projektes Frequenzen unterhalb von 100 GHz nicht betrachtet werden, ist nachstehend nur in Tabelle 10 der von Gabriel ermittelten dielektrischen Eigenschaften biologischer Gewebe bei 100 GHz gezeigt.

### 10.3 Temperaturabhängigkeit der komplexen relativen Permittivität in flüssigem Wasser in einem Frequenzbereich von 0,1 bis 2 THz [134]

Ein Großteil des menschlichen Körpers besteht aus Wasser. Beispielsweise hat das Blutplasma einen Wasseranteil von bis zu 95 %. Für die Betrachtung der Wirkung von THz-Strahlung auf biologische Gewebe ist daher die Kenntnis der Mechanismen, die die dielektrischen Eigenschaften von Wasser verändern, wichtig. In der Veröffentlichung von Ronne et al. [134] aus dem Jahr 1997 wurde die Temperaturabhängigkeit der komplexen relativen Permittivität von Wasser mittels THz „reflection spectroscopy“ in einem Frequenzbereich von 0,1 bis 2 THz gemessen. Der Temperaturbereich lag zwischen -2,05 und 93,5 °C.

Die gefundenen Messwerte für  $\underline{\epsilon}(\omega)$  können mit der „double Debye-Gleichung“ (Gleichung 10.3.1)

$$\underline{\epsilon}(\omega) = \epsilon_{\infty} + \frac{\epsilon_s - \epsilon_2}{1 + j\omega\tau_1} + \frac{\epsilon_2 - \epsilon_{\infty}}{1 + j\omega\tau_2} \quad \text{Gl. 10.3.1}$$

beschrieben werden.

<b>Tissue Name</b>	<b>Conductivity [S/m]</b>	<b>Relative permittivity</b>	<b>Loss tangent</b>	<b>Wavelength [m]</b>	<b>Penetration depth [m]</b>
Air	0,000	1,000	0,0000	0,0029980	N/A
Aorta	43,020	6,864	1,1270	0,0010220	0,0003619
Bladder	17,370	3,652	0,8551	0,0014580	0,0006284
Blood	63,360	8,299	1,3730	0,0008960	0,0002803
BloodVessel	43,020	6,864	1,1270	0,0010220	0,0003619
BodyFluid	77,390	7,001	1,9870	0,0008923	0,0002305
BoneCancellous	16,040	4,102	0,7029	0,0014040	0,0007066
BoneCortical	8,655	3,297	0,4718	0,0016090	0,0011430
BoneMarrow	3,559	2,890	0,2214	0,0017530	0,0025510
BrainGreyMatter	53,250	7,756	1,2340	0,0009462	0,0003159
BrainWhiteMatter	38,010	6,713	1,0180	0,0010500	0,0003986
BreastFat	1,836	2,589	0,1275	0,0018590	0,0046620
Cartilage	31,720	6,297	0,9054	0,0011020	0,0004552
Cerebellum	48,190	7,377	1,1740	0,0009790	0,0003373
CerebroSpinalFluid	76,560	9,294	1,4810	0,0008331	0,0002495
Cervix	52,570	7,689	1,2290	0,0009511	0,0003183
Colon	59,210	8,178	1,3020	0,0009122	0,0002946
Cornea	57,040	7,993	1,2830	0,0009253	0,0003015
Duodenum	70,000	8,918	1,4110	0,0008594	0,0002646
Dura	47,580	8,215	1,0410	0,0009463	0,0003535
EyeSclera	58,590	8,105	1,2990	0,0009166	0,0002963
Fat	3,562	2,889	0,2216	0,0017530	0,0025480
GallBladder	64,830	7,509	1,5520	0,0009171	0,0002677
GallBladderBile	78,120	8,211	1,7100	0,0008570	0,0002377
Gland	64,070	8,505	1,3540	0,0008875	0,0002799
Heart	59,910	8,237	1,3070	0,0009082	0,0002925
Kidney	57,090	8,037	1,2770	0,0009236	0,0003018
Lens	48,910	7,437	1,1820	0,0009739	0,0003341
Liver	42,940	6,873	1,1230	0,0010220	0,0003626
LungDeflated	52,900	7,732	1,2300	0,0009483	0,0003173
LungInflated	21,380	4,003	0,9604	0,0013720	0,0005425
Lymph	64,070	8,505	1,3540	0,0008875	0,0002799
MucousMembrane	46,120	7,245	1,1440	0,0009923	0,0003478
Muscle	62,500	8,631	1,3020	0,0008880	0,0002868
Nail	8,655	3,297	0,4718	0,0016090	0,0011430
Nerve	30,910	6,181	0,8988	0,0011140	0,0004624
Oesophagus	70,000	8,918	1,4110	0,0008594	0,0002646
Ovary	46,430	7,946	1,0500	0,0009608	0,0003568
Pancreas	64,070	8,505	1,3540	0,0008875	0,0002799
Prostate	64,400	8,517	1,3590	0,0008862	0,0002789
Retina	58,590	8,105	1,2990	0,0009166	0,0002963
SkinDry	39,430	5,599	1,2660	0,0011080	0,0003641
SkinWet	46,120	7,245	1,1440	0,0009923	0,0003478
SmallIntestine	60,490	8,184	1,3290	0,0009082	0,0002897
SpinalChord	30,910	6,181	0,8988	0,0011140	0,0004624
Spleen	57,350	8,034	1,2830	0,0009229	0,0003007
Stomach	70,000	8,918	1,4110	0,0008594	0,0002646
Tendon	34,890	5,979	1,0490	0,0011080	0,0004117
Testis	64,400	8,517	1,3590	0,0008862	0,0002789
Thymus	64,070	8,505	1,3540	0,0008875	0,0002799
Thyroid	64,070	8,505	1,3540	0,0008875	0,0002799
Tongue	58,360	8,105	1,2940	0,0009173	0,0002973
Tooth	8,655	3,297	0,4718	0,0016090	0,0011430
Trachea	44,580	5,639	1,4210	0,0010790	0,0003308
Uterus	64,610	8,534	1,3610	0,0008851	0,0002783
Vacuum	0,000	1,000	0,0000	0,0029980	N/A
VitreousHumor	77,390	7,001	1,9870	0,0008923	0,0002305

Tabelle 10: Dielektrische Eigenschaften von humanen Körpergeweben bei 100 GHz [133]

Dabei ist  $\epsilon_s$  die statische Dielektrizitätskonstante,  $\epsilon_\infty$  der begrenzende Wert für hohe Frequenzen und  $\epsilon_2$  ein zusätzliches Frequenzlimit [135]. Die Debye-Theorie verknüpft die Dipoldichte oder Polarisation  $\vec{P} = d\vec{p} / dV$  mit der elektrischen Feldstärke  $\vec{E}$  über die Zeitkonstante  $\tau$  (vgl. Abschnitt 10.1.) und eine Kopplung  $\gamma$  nach Gleichung (Gleichung 10.3.2):

$$\vec{P} + \tau \frac{d\vec{P}}{dt} = \gamma \vec{E} \quad \text{Gl. 10.3.2}$$

Die Relaxation beginnt mit dem Aufbrechen von Wasserstoffbrückenbindungen (langsamer Prozess mit der Zeitkonstante  $\tau_1$ ) und schließt ab mit der deutlich schnelleren Wiederanordnung der einzelnen Wassermoleküle zu verketteten Molekülstrukturen, die mit der Zeitkonstante  $\tau_2$  beschrieben wird [135]. Die Temperaturabhängigkeit von  $\epsilon_s$  kann nach [134] mit der Gleichung

$$\epsilon_s(T) = 87,91 e^{-0,004587T[^\circ\text{C}]} \quad \text{Gl. 10.3.3}$$

beschrieben werden. Abbildung 59 zeigt die Auswertung von  $\epsilon'$  und  $-\epsilon''$  der „double Debye-Gleichung“ mit den Parametern aus Tabelle 11 bei sechs ausgewählten Temperaturen über einen Frequenzbereich von 0,1 bis 2 THz. Für Temperaturen oberhalb von 51 °C wurde  $\epsilon_\infty$  mit 1 angenommen.

<b>Temperatur [°C]</b>	$\epsilon_2$	$\epsilon_\infty$	$\tau_1$ [ps]	$\tau_2$ [fs]
- 2,05	4,99	3,8	15,7	220
5,65	5,40	3,7	13,1	260
15,35	5,25	3,4	9,67	180
19,15	5,20	3,3	8,50	170
30,05	5,40	3,4	7,00	200
41,85	4,76	2,1	5,25	77
50,95	4,76	1,6	4,48	72
57,95	4,50	...	3,83	50
70,25	4,50	...	3,26	36
81,05	4,56	...	2,85	51
93,55	4,10	...	2,33	32

Tabelle 11: Parameter für die „double Debye-Gleichung“ verschiedener Temperaturen [134]

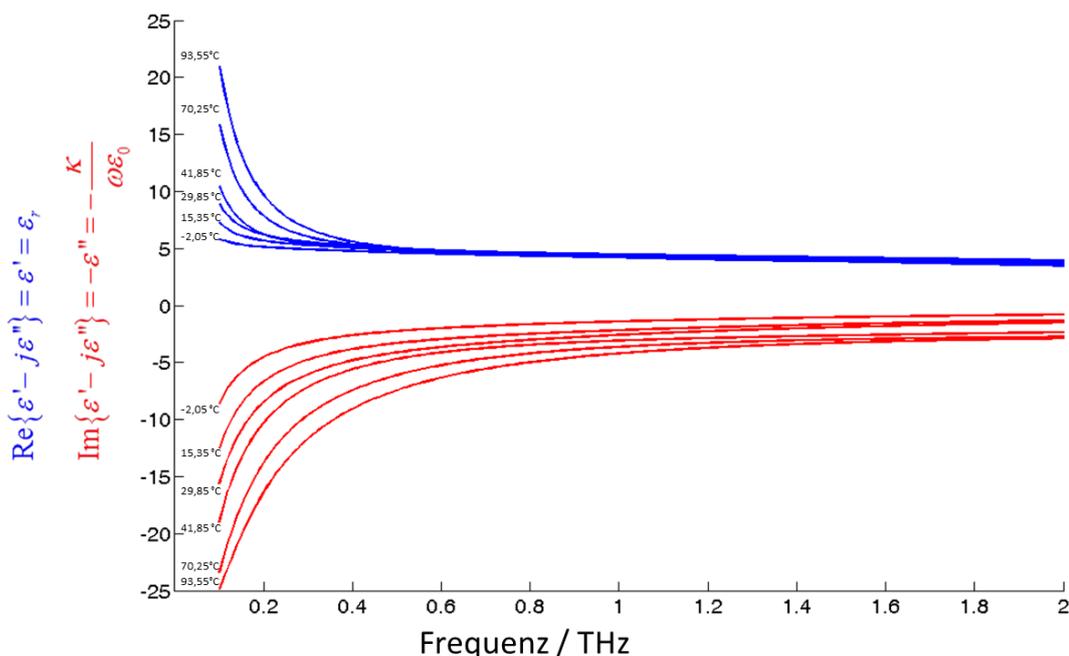


Abbildung 59:  $\epsilon'$  und  $-\epsilon''$  von Wasser als Funktion der Frequenz bei verschiedenen Temperaturen

Die Ergebnisse der Messungen von Ronne et al. zeigen eine sehr gute Übereinstimmung zu den Ergebnissen für  $\epsilon'$  und  $-\epsilon''$  von Wasser in Kindt et al. [136] und Pickwell et al. [135]. Zusätzlich wurde von Pickwell die Haut des Unterarms untersucht. Die Parameter der „double Debye-Gleichung“ sind in Tabelle 12 dargestellt und in Abbildung 60 als Funktion der Frequenz aufgetragen.

Autor	Temperatur	Medium	$\epsilon_s$	$\epsilon_2$	$\epsilon_\infty$	$\tau_1 [ps]$	$\tau_2 [ps]$
Ronne et al. [134]	18,85 °C	Wasser	80,2	5,2	3,3	8,5	0,17
Kindt [136]	24,85 °C	Wasser	78,4	4,9	3,5	8,2	0,18
Pickwell [135]	24,85 °C	Wasser	78,8	6,6	4,1	10,6	0,18
Pickwell [135]	24,85 °C	Haut	60,0	3,6	3,0	10,0	0,20

Tabelle 12: Parameter der „double Debye-Gleichung“ verschiedener Arbeitsgruppen

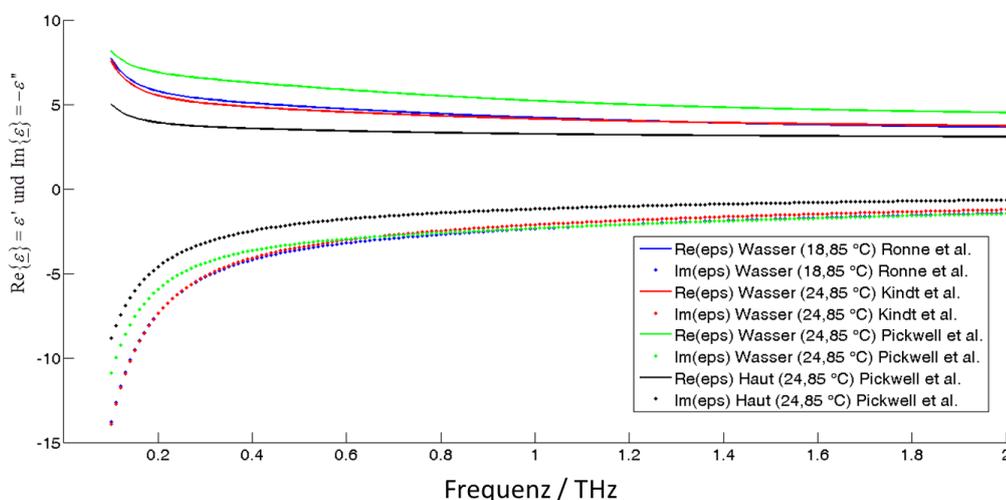


Abbildung 60:  $\epsilon'$  und  $-\epsilon''$  von Wasser bzw. Haut als Funktion der Frequenz als Vergleich von Ergebnissen verschiedener Arbeitsgruppen

## 11 Literatur

- [1] G.P. Gallerano et al., Overview of Terahertz Radiation Sources, Proceedings of the 2004 FEL Conference, pp. 216-221, September 2004.
- [2] ELVA-1, Solid State Noise Source ISSN-06, [www.elva-1.spb.ru](http://www.elva-1.spb.ru).
- [3] Virginia Diodes, [vadiodes.com](http://vadiodes.com), VDI WR9.0 THz Starter Kit: 82-1100 GHz.
- [4] Virginia Diodes, [vadiodes.com](http://vadiodes.com), 1800-1900 GHz Amplified Multiplier Chain.
- [5] E. Öjefors et al., A 820GHz SiGe Chipset for Terahertz Active Imaging Applications, IEEE International Solid-State Circuits Conference, ISSCC 2011, pp. 224-225, February 2011.
- [6] O. Momeni et al., High Power Terahertz and Millimeter-Wave Oscillator Design: A Systematic Approach, Solid-State Circuits, IEEE Journal of , vol.46, no.3, pp.583-597, March 2011.
- [7] A. Crocker et al., Stimulated Emission in the Far Infra-Red, Nature 201, pp. 250-251, Jan. 1964.
- [8] Ch. Jördens et al., Potenziale der bildgebenden Terahertz-Spektroskopie, TU Braunschweig, Technisches Messen, Vol. 75, No. 1, pp. 71-76, Jan. 2008.
- [9] Patent DE102006010297B3, Photoleitende Terahertz Antenne, <http://www.patent-de.com/20070719/DE102006010297B3.html>
- [10] J. Faist, et al., Quantum Cascade Laser, Science 264 (5158): 553-556, April 1994.
- [11] [www.uni-protokolle.de/Lexikon/Quantenkaskadenlaser.html](http://www.uni-protokolle.de/Lexikon/Quantenkaskadenlaser.html)
- [12] G. Scalari et al., Electrically switchable, two-color quantum cascade laser emitting at 1.39 and 2.3 THz, Applied Physics Letters, vol.88, no.14, pp.141102-141102-3, Apr 2006.
- [13] B. S. Williams, Terahertz quantum-cascade lasers, Nature Photonics, vol. 1, pp. 517-525, Sep. 2007.
- [14] M. Gustavsson et al., Uni-travelling-carrier photodiode performance with high optical power 10 Gb/s data, Optical Fiber Communication Conference, vol.1, p. 776, Feb. 2004.
- [15] M. Tonouchi, Cutting-edge terahertz technology, Nature Photonics, vol. 1, pp. 97 - 105, Feb. 2007.
- [16] Y. Kim, Applications of Coherent Terahertz Light Source and Possibility at Indiana University, Workshop on ICS and High Intensity Accelerators, March 2010.
- [17] Z. Jiang and X.-C. Zhang, .Terahertz imaging via electrooptic effect. IEEE Trans. Microwave Theory Tech., vol. 47, p. 2644, 1999.
- [18] R. Wilk, Menlo Systems GmbH, Terahertz Time Domain Spectroscopy with femtosecond fiber lasers, White Paper, [www.menlosystems.com](http://www.menlosystems.com), Sept. 2010.
- [19] E.R. Brown et al., Photomixing up to 3.8 THz in lowtemperature-grown GaAs, Appl. Phys. Lett., vol. 66, p. 285, 1995.
- [20] Rückwärtswellenoszillatoren (BWOs), [www.pi1.uni-stuttgart.de/research/Methoden/Submm2\\_d.php](http://www.pi1.uni-stuttgart.de/research/Methoden/Submm2_d.php).
- [21] C. Dietlein, et al., Aqueous blackbody calibration source for millimeter-wave/terahertz metrology, Applied Optics, vol. 47, no. 30, pp. 5604-5614, October 2008.
- [22] A. Steiger, Optical methods for power measurement of terahertz radiation, Optics Express, Vol. 18, No. 21, Oct. 2010.

- [23] P. Helisto et al., Antenna-coupled microbolometers for passive THz direct detection imaging arrays, European Microwave Integrated Circuits Conference, pp. 35–38, 10-13 Sept. 2006.
- [24] QMC Instruments Ltd, OAD-7 Golay detector operating manual, 4th Jan 2005.
- [25] F. Sizov, THz radiation sensors, Opto-Electronics Review vol. 18, no. 1, pp. 10-36, 2010.
- [26] T. Yasui, et al., Detection system operating at up to 7 THz using quasioptics and Schottky barrier diodes. Rev. Sci. Instr., vol. 77, 2006.
- [27] P.L. Richards, Cosmic microwave background experiments – past, present and future, Digest IRMMW–THz–2007 Conf., 12-15, Cardiff, 2007.
- [28] M. Aurino et al., New technology of high Tc superconducting hot electron bolometer for terahertz mixing, Journal of Physics: Conference Series 97, 2008.
- [29] D. M. Pozar, Microwave Engineering, John Wiley & Sons, 3<sup>rd</sup> ed., 2005.
- [30] C. Kübler et al., Ultrabroadband terahertz pulses: Generation and field-resolved detection. Semi-cond. Sci. Technol., vol. 20, 128–133, 2005.
- [31] T.W. Crowe et al., Development and Characterization of a 2.7 THz LO Source, ISSTT, March 2011.
- [32] B. Heinemann, et al., SiGe HBT technology with  $f_T/f_{max}$  of 300GHz/500GHz and 2.0 ps CML gate delay, Electron Devices Meeting (IEDM), pp. 688-691, Dec. 2010.
- [33] E. Öjefors et al., A 820 GHz SiGe chipset for terahertz active imaging applications, Solid-State Circuits Conference, Digest of Technical Papers, 224-226, Feb. 2011.
- [34] A. K. Geim, K. S. Novoselov, The rise of graphene, Nature Materials, vol. 6, 183-191, 2007.
- [35] W. Strupinski et al., Graphene Epitaxy by Chemical Vapor Deposition on SiC, Nano Letters, vol. 11, 1786-1791, March 2011.
- [36] X. Zheng et al., Organic Broadband Terahertz Sources and Sensors, Journal of Nanoelectronics and Optoelectronics, vol. 2, 1-19, 2007.
- [37] S. Komiyama et al., A single-photon detector in the far-infrared range. Nature, vol. 403, 405–407, 2000.
- [38] Y. Kawano et al., Terahertz photon-assisted tunneling in carbon nanotube quantum dots, J. Appl. Phys., vol. 103, Issue 3, pp. 034307-034307-4, 2008.
- [39] J. Wei et al., Ultrasensitive hot-electron nanobolometers for terahertz astrophysics, Nat. Nanotechnol., vol. 3, 496-500, 2008.
- [40] H. M. Manohara et al., Carbon nanotube Schottky diodes using Ti–Schottky and Pt–ohmic contacts for high frequency applications, Nano. Lett., vol. 5, 1469-1474, 2005.
- [41] M. Tarasov et al., Carbon nanotube based bolometers, JETP Lett., vol. 84, 267-270, 2006.
- [42] A. Lisauskas et al., Terahertz imaging with Si MOSFET focal-plane arrays, Proc. SPIE 7215, vol. 7215., pp. 72150J-72150J-11, 2009.
- [43] R. Hadi et al., A broadband 0.6 to 1 THz CMOS imaging detector with an integrated lens, Microwave Symposium, IEEE MTT-S International, June 2011.
- [44] H. Sherry et al., Lens-Integrated THz Imaging Arrays in 65nm CMOS Technologies, RFIC, June 2011.
- [45] W. Lehbrink, Radar-Chips aus SiGe, Infineon Technologies, 14 AUTOMOTIVE 3-4, 2008.

- [46] SUCCESS-Konsortium (Silicon-based Ultra Compact Cost-Efficient System design for mm-Wave Sensors, [www.success-project.eu](http://www.success-project.eu), EU.
- [47] U.R. Pfeiffer, et al., A SiGe Quadrature Transmitter and Receiver Chipset for Emerging High-Frequency Applications at 160 GHz, IEEE ISSCC, San Francisco CA, pp. 416-417, February 2010.
- [48] S. Cherry, Edholm's law of bandwidth, IEEE SPECTRUM, vol. 41, no. 7, pp. 58-60, 2004.
- [49] M. Koch, Terahertz Communications: A 2020 Vision, Terahertz Frequency Detection and Identification of Materials and Objects, pp. 325-338, Springer 2007.
- [50] A. Hirata, et al., 120-GHz-band millimeter-wave photonic wireless link for 10-Gb/s data transmission, IEEE Trans. Microwave Theory Technol., Vol. 54, No. 5, pp. 1937-1944, May 2006.
- [51] M. Siegel, Die Terahertz-Technologie und ihre möglichen Anwendungen, Anwendungspotenzial von passiven THz-Empfangssystemen, Zukünftige Technologien Consulting der VDI Technologiezentrum GmbH, pp. 16-21, Dec. 2006.
- [52] P. Siegel, Terahertz technology, IEEE, Trans. Microwave Theory Tech., Vol. 50, 910, 2002.
- [53] A. Semenov, et al., IEEE MTT-S International Microwave Symposium, Philadelphia, PA, June 8-13, 2003.
- [54] V. Zakosarenko, et al., Time domain multiplexing for superconducting bolometers read out by integrated SQUIDS, 11th International Workshop on Low Temperature Detectors, Aug. 2006.
- [55] Institute of Photonic Technology, Jena, Germany, Towards a Terahertz Video Cam: Fast and Cryogen-free Security Camera, S-Pulse International RSFQ Technology Workshop, No. 4, January 2010.
- [56] G. Notni, Bildgebende THz-Systeme für zerstörungsfreie Prüfung, 388. JENAer Carl-Zeiss-Optikkolloquium, Jena, Dec. 2009.
- [57] C. Mann, Real time passive imaging at 250GHz for security: Technology and phenomenology, Electromagnetics in Advanced Applications, pp.1013-1015, Sept. 2009.
- [58] SCC500H - Uncooled vanadium oxide microbolometer Focal Plane Array, [www.baesystems.com](http://www.baesystems.com), Aug. 2007.
- [59] A. W. M. Lee, et al., Real-Time Imaging Using a 4.3-THz Quantum Cascade Laser and a 320x240 Microbolometer Focal-Plane Array, IEEE Photonics Technology Letters, Vol. 18, No. 13, July 2006.
- [60] H. Richter, et al., A compact, continuous-wave terahertz source based on a quantum-cascade laser and a miniature cryocooler, Optics Express, Vol. 18, Issue 10, pp. 10177-10187, May 2010.
- [61] M. Kircher-Kohl, Recent Innovations. Semiconductors and System Solutions, Infineon Technologies Austria AG, MIT Europe Conference, March 2011.
- [62] S. S. Ahmed, Novel Fully Electronic Active Real-Time Millimeter-Wave Imaging System based on a Planar Multistatic Sparse Array, MTT-S International Microwave Symposium, June 2011.
- [63] K. B. Cooper, et al., Penetrating 3-D Imaging at 4- and 25-m Range Using a Submillimeter-Wave Radar, Transactions on Microwave Theory and Techniques, vol. 56, no. 12, pp. 2771-2778, Dec. 2008.
- [64] K. Kawase, et al., Non-destructive terahertz imaging of illicit drugs using spectral fingerprints, Opt. Express 11, p. 2549, 2003.
- [65] M. C. Kemp, et al., Security applications of terahertz technology, Proc SPIE, vol. 5070, pp. 44-52, 2003.

- [66] A. Hoffknecht, et al., Die Terahertz-Technologie und ihre möglichen Anwendungen, Anwendungspotenzial von passiven THz-Empfangssystemen, Zukünftige Technologien Consulting der VDI Technologiezentrum GmbH, pp. 44-45, Dec. 2006.
- [67] P.F. Taday, Using Terahertz Pulse Spectroscopy to Study the Crystalline Structure of a Drug: A Case Study of the Polymorphs of Ranitidine Hydrochloride, Journal of Pharmaceutical Sciences, vol. 92, no. 4, pp. 831-838, April 2003.
- [68] S. Wietzke, et al., Terahertz imaging: a new non-destructive technique for the quality control of plastic weld joints, Journal of the European Optical Society - Rapid Publications, vol. 2, pp. 07013, 2007.
- [69] M. Koch, Applications for THz Systems. Approaching Markets and Perspectives for an Innovative Technology, Optik und Photonik, No. 4, pp. 26-30, Wiley-VCH, Weinheim, Dec. 2008.
- [70] C. Jördens, et al., Detection of foreign bodies in chocolate with pulsed terahertz spectroscopy, Opt. Eng., Vol. 47, 037003, 2008.
- [71] M. Thumm, et al., Hochfrequenzmesstechnik: Verfahren und Meßsysteme, Teubner Verlag, Taschenbuch-1, Jan. 1998.
- [72] M. Etribeau, et al., Fast MTF measurement of CMOS imagers using ISO 12233 slanted edge methodology, Proc. SPIE 5251, 243, 2004.
- [73] C. C. Ling, Large Area Bolometers for THz Power Measurements, IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, Vol. 42, No. 4, pp. 758-760, Apr. 1994.
- [74] M. Galeazzia, et al., Microcalorimeter and bolometer model, Journal of Applied Physics, Vol. 93, No. 8, pp. 4856-4869, Apr. 2003.
- [75] Agilent, 431C Power Meter Operating and Service Manual, February 1966, [www.agilent.com](http://www.agilent.com).
- [76] T. Kleine-Ostmann, THz Metrology, Frequenz, Journal of RF/Microwave Engineering, Photonics and Communications, 62, 5-6, pp. 137-148, May 2008.
- [77] Virginia Diodes, Erickson Instruments PM4, Millimeter-Submillimeter Power Meter, Operating manual, [www.virginiadiodes.com](http://www.virginiadiodes.com), Jul 2009.
- [78] Virginia Diodes, Power Measurement above 110 GHz, VDI Application Note, [vadiodes.com](http://vadiodes.com), Oct. 2007.
- [79] Thomas Keating Instruments, TK Absolute Power / Energy Meter System, Installation and Operating Instructions, [www.terahertz.co.uk](http://www.terahertz.co.uk), Jan. 2010.
- [80] Gentec EO, Measuring THz Radiation...choose a Pyroelectric Detector or Goly Cell, Application Note 1011, Rev. A, [www.gentec-eo.com](http://www.gentec-eo.com), May 2009.
- [81] Microtech Instruments Inc., THz Detectors – Goly Cells, Datasheet, [www.mtinstruments.com](http://www.mtinstruments.com).
- [82] Tydex, Goly Cell GC-1P, Datasheet, [www.tydex.ru](http://www.tydex.ru).
- [83] D. Dooley, Sensitivity of broadband pyroelectric terahertz detectors continues to improve, Laser Focus World, May 2010.
- [84] Gentec EO, Energy Detectors – How It Works, Application Note, [www.gentec-eo.com](http://www.gentec-eo.com).
- [85] Gentec EO, THz Detector THZ-I-BNC, Datasheet, [www.gentec-eo.com](http://www.gentec-eo.com).
- [86] Gentec EO, Energy Detectors – Absorption Curves, Datasheet, [www.gentec-eo.com](http://www.gentec-eo.com).
- [87] L. Liu, A Broadband Quasi-Optical Terahertz Detector Utilizing a Zero Bias Schottky Diode, IEEE Microwave and Wireless Components Letters, Vol. 20, No. 9, Sep. 2010.

- [88] E. Giovine, Fabrication of Schottky diodes for terahertz imaging, *Microelectronic Engineering* 88, pp. 2544-2546, March 2011.
- [89] Rohde & Schwarz, Spannungs- und Leistungsmesstechnik - Grundlagen, Begriffe, Produkte, Application Note, [www.rsd.de](http://www.rsd.de).
- [90] ICNIRP (International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection): Guidelines for Limiting Exposure to Time-Varying Electric and Magnetic Fields (1 Hz to 100 kHz). *Health Phys.*, 99, 818-836, 2010.
- [91] ICNIRP (International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection): Guidelines for Limiting Exposure to Time-Varying Electric, Magnetic, and Electromagnetic Fields (up to 300 GHz). *Health Phys.*, 74, 494-522, 1998.
- [92] ICNIRP (International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection): Response to Questions and Comments on the Guidelines for Limiting Exposure to Time-Varying Electric, Magnetic, and Electromagnetic Fields (up to 300 GHz). *Health Physics* 75 (4), 438-439; 1998.
- [93] BGV B11: Unfallverhütungsvorschrift „Elektromagnetische Felder“. Hauptverband der gewerblichen Berufsgenossenschaften, Juni 2001.
- [94] EMPFEHLUNG 1999/519/EG DES RATES zur Begrenzung der Exposition der Bevölkerung gegenüber elektromagnetischen Feldern (0 Hz — 300 GHz), 12. Juli 1999.
- [95] RICHTLINIE 2004/40/EG DES EUROPÄISCHEN PARLAMENTS UND DES RATES über Mindestvorschriften zum Schutz von Sicherheit und Gesundheit der Arbeitnehmer vor der Gefährdung durch physikalische Einwirkungen (elektromagnetische Felder) (18. Einzelrichtlinie im Sinne des Artikels 16 Absatz 1 der Richtlinie 89/391/EWG), 29.4.2004
- [96] Proposal for a DIRECTIVE OF THE EUROPEAN PARLIAMENT AND OF THE COUNCIL on the minimum health and safety requirements regarding the exposure of workers to the risks arising from physical agents (electromagnetic fields) (XXth individual Directive within the meaning of Article 16(1) of Directive 89/391/EEC), COM(2011) 348 final, 14.06.2011.
- [97] Sechszwanzigste Verordnung zur Durchführung des Bundes- Immissionsschutzgesetzes (Verordnung über elektromagnetische Felder - 26. BImSchV), 16.12.1996.
- [98] IEEE C95.1-2005: IEEE Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields, 3 kHz - 300 GHz. 19.04.2006.
- [99] IEEE P1528.1TM/D1.0: Draft Recommended Practice for Determining the Peak Spatial-Average Specific Absorption Rate (SAR) in the Human Body from Wireless Communication Devices, 30 MHz – 6 GHz: General Requirements for Using the Finite Difference Time Domain (FDTD) Method for SAR Calculations. January 2007.
- [100] Röschmann, P.: Human auditory system response to pulsed radiofrequency energy in RF coils for magnetic resonance at 2.4 to 170 MHz. *Magnetic Resonance in Medicine*, 21, 197-215, 1991.
- [101] Frey, A. H.: Human auditory system response to modulated electromagnetic energy. *J. Appl. Physiol.*, 17, 689-692, 1962.
- [102] G. Schmid: Exposition von Personen durch Terahertz-Strahlung - Technische Aspekte. *EMF Spectrum*, ISSN 2190-9393, 1. Jg., 12-15, August 2010.
- [103] RICHTLINIE 2006/25/EG DES EUROPÄISCHEN PARLAMENTS UND DES RATES über Mindestvorschriften zum Schutz von Sicherheit und Gesundheit der Arbeitnehmer vor der Gefährdung durch physikalische Einwirkungen (künstliche optische Strahlung) (19. Einzelrichtlinie im Sinne des Artikels 16 Absatz 1 der Richtlinie 89/391/EWG), 5.4.2006.
- [104] ICNIRP (International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection): Guidelines on Limits of Exposure to Laser Radiation of Wavelengths between 180 nm and 1,000 µm. *Health Physics*, 71, 804-819, 1996.

- [105] ICNIRP (International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection): Statement on Far Infrared Radiation Exposure. *Health Physics*, 91, 630-645, 2006.
- [106] International Commission on Illumination (Commission Internationale de l'Eclairage): International lighting vocabulary. CIE, Vienna, Publication 17.4, 1987.
- [107] C. Jastrow, T. Kleine-Ostmann, T. Schrader: Numerische Feldberechnungen für die Dosimetrie bei Feldexpositionen in vitro im THz-Frequenzbereich. *PTB-Mitteilungen* 120, Heft 3, 210-215, 2010.
- [108] C. Jastrow, T. Kleine-Ostmann, T. Schrader: Numerical dosimetric calculations for in vitro field expositions in the THz frequency range. *Advances in Radio Science*, 8, 1-5, 2010.
- [109] Bennett et al.: Stratified Media Model for Terahertz Reflectometry of the Skin. *IEEE Sensors Journal* 11(5): 1253-1262, 2011.
- [110] N. Agmon: The Grotthuss mechanism. *Chemical Physics Letters*, 244, 456-462, 1995.
- [111] Feldman et al.: Human Skin as Arrays of Helical Antennas in the Millimeter and Submillimeter Wave Range, *Physical Review Letters* 100: 12802-1–12802-4, 2008.
- [112] Shafirstein et al.: Modelling millimetre wave propagation and absorption in a high resolution skin model: the effect of sweat glands, *Physics in Medicine and Biology*, 56 1329-1339, 2011.
- [113] Orlando et al.: Terahertz Radiation Effects and Biological Applications. *Journal of Infrared Millimeter and Terahertz Waves*, 30: 1308-1318, 2009.
- [114] C. Jastrow: Forschung zur Genotoxizität von Terahertz-Strahlung. *EMF Spectrum* 01/2011: 26-29, 2011.
- [115] Wilmink et al.: Invited Review Article: Current State of Research on Biological Effects of Terahertz Radiation. *Journal of Infrared Millimeter and Terahertz Waves*, Published online: 07 June 2011: <http://www.springerlink.com/content/284g466240r38210/>
- [116] Gallerano et al.: Tera-Hertz Radiation in Biological Research, Investigations on Diagnostics and Study on Potential Genotoxic Effects; THz-Bridge. <http://www.frascati.enea.it/THz-BRIDGE/reports/THz-BRIDGE%20Final%20Report.pdf>. Stand: 20.06.2011.
- [117] Zeni et al.: Cytogenetic observations in human peripheral blood leukocytes following in vitro exposure to THz radiation: a pilot study. *Health Physics Society*, 92 (4): 349-357, 2007.
- [118] Korenstein-Ilan et al.: Terahertz Radiation Increases Genomic Instability in Human Lymphocytes. *Radiation Research*, 170: 224-234, 2008.
- [119] Ramundo-Orlando et al.: Permeability Changes Induced by 130 GHz Pulsed Radiation on Cationic Liposomes Loaded With Carbonic Anhydrase., *Bioelectromagnetics*, 28: 587-598, 2007.
- [120] Wilmink et al.: In Vitro Investigation of the Biological Effects Associated With Human Dermal Fibroblasts Exposed to 2.52 THz Radiation. *Lasers in Surgery and Medicine*, 43: 152-163, 2011.
- [121] Clothier et al.: Effects of THz Exposure on Human Primary Keratinocyte Differentiation and Viability. *Journal of Biological Physics*, 29: 179-185, 2003.
- [122] Hintzsche et al.: Terahertz Radiation Induces Spindle Disturbances in Human-Hamster Hybrid Cells. *Radiation Research*, 175: 569-574, 2011.
- [123] Bock et al.: Mammalian Stem Cells Reprogramming in Response to Terahertz Radiation. *PLoS ONE* 5 (12): e15806, 2010.
- [124] Govorun et al.: Far-infrared radiation effect on the structure and properties of proteins. *Journal of Infrared Millimeter and Terahertz Waves*, 12 (12): 1469-1474, 1991.

- [125] Homenko et al.: Effects of 100 GHz Radiation on Alkaline Phosphatase Activity and Antigen Antibody Interaction. *Bioelectromagnetics*, 30: 167-175, 2009.
- [126] Alexandrov et al.: DNA breathing dynamics in the presence of a terahertz field, *Physics Letters A*, 374: 1214–1217, 2010.
- [127] Hintzsche et al.: DNA - Schäden durch Körperscanner? Gentoxität durch Terahertzstrahlung? *EMF-Spectrum* 01/2010: 8–11, 2010.
- [128] Cherkasova et al.: THz radiation sensors. *Optics and Spectroscopy*, 107 (4): 534-537, 2009.
- [129] Ivers-Tiffée, von Münch: *Werkstoffe der Elektrotechnik*. 10. Auflage, Teubner Verlag, Wiesbaden, 2007.
- [130] Gabriel et al.: The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey. *Physics in Medicine & Biology*, 41: 2231–2249, 1996.
- [131] Gabriel et al.: The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz. *Physics in Medicine & Biology*, 41: 2251–2269, 1996.
- [132] Gabriel et al.: The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues. *Physics in Medicine & Biology*, 41: 2271–2293, 1996.
- [133] <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/htmlclie/htmlclie.htm>, Stand: 18.07.2011.
- [134] Ronne et al.: Investigation of the temperature dependence of dielectric relaxation in liquid water by THz reflection spectroscopy and molecular dynamics simulation. *The Journal of Chemical Physics*, 107 (14): 5319-5331, 1997.
- [135] Pickwell et al.: Simulation of terahertz pulse propagation in biological systems. *Applied Physics Letters*, 84 (12): 2190-2192, 2004.
- [136] Kindt et al.: Far-Infrared Dielectric Properties of Polar Liquids Probed by Femtosecond Terahertz Pulse Spectroscopy. *The Journal of Physical Chemistry*, 100 (24): 10373-10379, 1996.