

# Ressortforschungsberichte zum Strahlenschutz

**Weiterführende Untersuchungen zur Dosimetrie einer tierexperimentellen Studie an Labornagern mit hochfrequenten elektromagnetischen Feldern  
- Vorhaben 3615S82433**

**Auftragnehmer:  
IT'IS Foundation**

**Dr. M. Murbach  
Dr. B. Lloyd  
S. Farcito  
Prof. Dr. T. Samaras**

**Das Vorhaben wurde mit Mitteln des Bundesministeriums für Umwelt, Naturschutz und nukleare Sicherheit (BMU) und im Auftrag des Bundesamtes für Strahlenschutz (BfS) durchgeführt.**

Dieser Band enthält einen Ergebnisbericht eines vom Bundesamt für Strahlenschutz im Rahmen der Ressortforschung des BMU (UFOPLAN) in Auftrag gegebenen Untersuchungsvorhabens. Verantwortlich für den Inhalt sind allein die Autoren. Das BfS übernimmt keine Gewähr für die Richtigkeit, die Genauigkeit und Vollständigkeit der Angaben sowie die Beachtung privater Rechte Dritter. Der Auftraggeber behält sich alle Rechte vor. Insbesondere darf dieser Bericht nur mit seiner Zustimmung ganz oder teilweise vervielfältigt werden.

Der Bericht gibt die Auffassung und Meinung des Auftragnehmers wieder und muss nicht mit der des BfS übereinstimmen.

**BfS-RESFOR-140/18**

Bitte beziehen Sie sich beim Zitieren dieses Dokumentes immer auf folgende URN:  
**urn:nbn:de:0221-2018080815828**

Salzgitter, August 2018

Abschlussbericht für das Forschungsvorhaben

FKZ 3615S82433

Weiterführende Untersuchungen zur  
Dosimetrie einer tierexperimentellen  
Studie an Labornagern mit hochfrequenten  
elektromagnetischen Feldern

Forschungsnehmer:

IT'IS Foundation  
Prof. Dr. Niels Kuster  
Zeughausstrasse 43, CH-8004 Zürich

Verfasser

Dr. Manuel Murbach, Dr. Bryn Lloyd, Silvia Farcito, Prof. Dr. Theodoros Samaras,  
Prof. Dr. Niels Kuster  
IT'IS Foundation, ETH Zürich

Zürich, Februar 2018

Der Bericht gibt die Auffassung und Meinung des Auftragnehmers wieder und muss nicht mit der Meinung der Auftraggeberin übereinstimmen.

Zürich, 12. Februar 2018

## Zusammenfassung

Diese Studie untersucht die Absorption elektromagnetischer Felder und die daraus resultierende Temperatur-Erhöhung in Labormäusen, welche hochfrequenter Strahlung mit 1.97 GHz ausgesetzt wurden. Das Expositions-Szenario entspricht den Versuchsbedingungen des im Dezember 2014 abgeschlossenen BfS-Forschungsvorhabens 3611S30017, welches hier in einer zusätzlichen Detailtiefe charakterisiert wird.

Um möglichst viele Stadien der Entwicklung der Mäuse miteinbeziehen zu können, wurden drei neue anatomische Maus-Modelle entwickelt und in die Auswertungen miteingebracht. Insgesamt wurden zehn verschiedene Szenarien mit unterschiedlicher Position der Mäuse numerisch untersucht, und verschiedenste dosimetrische Charakteristiken ausgewertet. Unter anderem wurde die Ganzkörper-Absorption der hochfrequenten Strahlung, sowie die damit einhergehenden maximalen Temperaturerhöhungen (Spitzentemperatur-Anstieg, STA) für alle größeren Organe und Gewebe extrahiert.

	Einheit	SAR-Stufe 1	SAR-Stufe 2	SAR-Stufe 3
Stufen-Skalierungs-Faktor	[ ]	0.02	0.2	1.0
Forschungsvorhaben 3611S30017, 20g „REF“	W/kg	0.040	0.40	*2.00
Forschungsvorhaben 3611S30017, 45g Maus	W/kg	0.019	0.19	#0.93
<b>Aus dieser Studie:</b>				
21g, „REF“	W/kg	0.061	0.61	*3.04
12g, Jungtiere „JT4“	W/kg	0.053	0.53	2.63
23g, junge erwachsene Tiere „JA8“	W/kg	0.045	0.45	*2.24
59g, erwachsene Tiere „A“	W/kg	0.025	0.25	#1.27
30g, 13. Trächtigkeitstag „T13“	W/kg	0.046	0.46	2.30
38g, 19. Trächtigkeitstag „T19“	W/kg	0.034	0.34	#1.68
<b>Mittelwert dieser 5 Modelle (ohne REF)</b>	W/kg	<b>0.041</b>	<b>0.41</b>	<b>2.03</b>

*Tabelle 1-1: Mittelwerte der Ganzkörper-SAR aus der ursprünglichen Dosimetrie (3611S30017), verglichen mit den neu ermittelten Werten dieser Studie, für die verschiedenen Expositionsstufen aus 3611S30017. Vergleichbar große Tiere (\* ca. 20g, # ca. 45g) sind in dieser Studie wegen der miteinbezogenen Käfighalterung stärker exponiert. Evaluationen in diesem Bericht basieren auf der höchsten Expositionsstufe mit 1 W Eingangsleistung, was im Mittel über die fünf verwendeten Maus-Modelle in 2.03 W/kg Ganzkörper-SAR resultiert. Die niedrigeren Stufen können entsprechend durch die Faktoren 0.02 und 0.2 errechnet werden.*

Nach unseren Berechnungen nimmt die mittlere elektromagnetische Absorption der im Forschungsvorhaben 3611S30017 untersuchten Mäuse mit zunehmenden Alter um ungefähr 50% ab, in der höchsten Expositionsstufe zum Beispiel von 2.63 W/kg auf 1.27 W/kg. Dies stimmt gut mit der ursprünglichen Dosimetrie überein (siehe Tabelle 1-1). Jedoch sind die Werte aus unserer Studie für vergleichbar alte bzw. große Tiere bis zu etwa 80% höher, insbesondere, weil die Käfighalterung unter dem Käfig in die Evaluierung miteinbezogen wurde. Besonders groß wirkt sich der Unterschied für Neugeborene „Pups“ aus: dort kann die Feldüberhöhung über der Käfighalterung die Ganzkörper-Absorption in den Pups um bis zu

einen Faktor 10 steigern. Die Pups wurden ansonsten aber in dieser Studie nicht berücksichtigt.

Die höchste über das Gewebe gemittelte Absorption findet sich in der Lunge, wegen ihrer relativ hohen elektrischen Leitfähigkeit und gleichzeitig kleinen Dichte.

Bei der lokalen Spitzen-Absorption (Gemittelt über 1 g Gewebe) ist kein klarer Trend bezüglich des Alters ersichtlich. Die Mittelwerte pro Entwicklungsstadium befinden sich alle zwischen 4.4 und 6.6 W/kg. Aufgrund des großen Mittelungsvolumen von 1 g sind hier organspezifische Aussagen nur bedingt aussagekräftig.

Der zu erwartende Temperaturanstieg nimmt mit dem Alter ab. Für die einzelnen Gewebe zeigt der gemittelte Temperaturanstieg keinen klaren Trend. Die lokale Spitzentemperatur jedoch ist am höchsten in Knochen, Haut und Fett. Im Mittel (5 Maus-Modelle in den unterschiedlichsten Positionierungen) ist mit einem maximalen lokalen Temperaturanstieg von 0.43 K zu rechnen, bei einer mittleren Absorption von 2.03 W/kg. Dabei wurde in allen untersuchten 130 Expositionen ein lokaler Anstieg von 1.42 K nie überschritten. Eine detaillierte Unsicherheitsanalyse gibt zudem Aufschluss über die zu erwartende Genauigkeit unserer Analyse, welche sich für die Ganzkörper-Werte auf eine Standardabweichung von unter 20% (0.8dB) beläuft.

Auffallende Gewebe sind:

- Haut: Hohe Absorption, und auch hoher Temperatur-Anstieg
- Knochen: Sehr kleine Absorption, aber höchster Temperatur-Anstieg
- Lunge: Höchste über das Gewebe gemittelte Absorption, aber durchschnittlicher Temperatur-Anstieg
- Uterus und Embryo sind generell weniger exponiert

Alle anderen Gewebe, inklusive der Leber, haben kein auffälliges Verhalten bezüglich der Absorption, respektive des Temperatur-Anstiegs.

Insgesamt erlauben die vorliegenden dosimetrischen Resultate, die Ergebnisse des Forschungsvorhabens 3611S30017 in einer neuen Tiefe zu interpretieren, zum Beispiel bezüglich einer möglichen Korrelation zu den histopathologischen Untersuchungen.

## Summary

This study investigates the absorption of electromagnetic fields and the resulting temperature increase in laboratory mice exposed to 1.97 GHz radiofrequency radiation. The exposure scenario corresponds to the experimental conditions of the BfS research project 3611S30017, completed in December 2014, which is characterized here in higher detail.

To include as many stages of mouse development as possible, three new anatomical mouse models were developed and included in the evaluations. Ten different scenarios with different positions of the mice were numerically examined, and various dosimetric characteristics were evaluated. Among others, the whole-body absorption of the high-frequency radiation, and the associated peak temperature increases for all major organs and tissues was extracted.

	SAR-Level 1 (W/kg)	SAR-Level 2 (W/kg)	SAR-Level 3 (W/kg)
Level scale factor	0.02	0.2	1.0
BfS Forschungsvorhaben 3611S30017, 20g „REF“	0.040	0.40	*2.00
BfS Forschungsvorhaben 3611S30017, 45g mouse	0.019	0.19	#0.93
<b>In this study:</b>			
21g, „REF“	0.061	0.61	*3.04
12g, young animals „JT4“	0.053	0.53	2.63
23g, young adult animals „JA8“	0.045	0.45	*2.24
59g, adult animals „A“	0.025	0.25	#1.27
30g, 13. day of gestation „T13“	0.046	0.46	2.30
38g, 19. day of gestation „T19“	0.034	0.34	#1.68
<b>Mean of 5 models (without REF)</b>	<b>0.041</b>	<b>0.41</b>	<b>2.03</b>

Table 1-2: Mean values of the whole-body SAR of the original dosimetric study (3611S30017), in comparison with the values from this study, for the three different exposure SAR-levels in 3611S30017. Similarly sized animals (\* approx. 20g, # approx. 45g) are higher exposed in this study, because of the included holder below the cage. Evaluations in this study are based on the highest SAR-level with 1 W forward power, which results in a whole-body SAR of 2.03 W/kg for the five used mouse models. The lower levels can be derived via the corresponding scale factors of 0.02 and 0.2.

According to our evaluations, the mean electromagnetic absorption in the mice of the research project 3611S30017 decreases with age by about 50%; in the highest SAR-level, e.g., from 2.63 W/kg to 1.27 W/kg. Overall, this agrees well with the original dosimetry (See Table 1-2). However, the values from our study for comparable sized animals are up to about 80% higher, mainly because the holder below the cage was included in the evaluation. The difference for newborn pups has a particularly large effect: there, the field elevation above the cage-holder can increase the whole-body absorption in the pups by up to a factor of 10. Otherwise, the Pups were not included in our evaluations.

The highest tissue averaged absorption is in the lung because of its relatively high electrical conductivity and low density.

The peak local absorption (averaged over 1 g tissue) shows no clear age-trend. The mean values per developmental stage are all between 4.4 and 6.6 W/kg. Due to the large averaging volume of 1 g, organ-specific statements are only of limited significance.

The expected temperature rise decreases with age. For the individual tissues, the averaged temperature rise does not show a clear trend. However, the local peak temperature is highest in bone, skin and fat. On average (5 mouse models in different positions), a maximum local temperature increase of 0.43 K is to be expected, with an average absorption of 2.03 W/kg. In all 130 exposures examined, a local increase of 1.42 K was never exceeded. A detailed uncertainty analysis provides insight into the expected accuracy of our analysis, which has a standard deviation of less than 20% (0.8dB) for whole-body averaged values.

Notable tissues include:

- Skin: High electromagnetic absorption, and also high temperature rise
- Bone: Very small absorption, but highest temperature increase
- Lungs: Highest tissue-averaged absorption, but average temperature increase
- The uterus and embryo are generally less exposed

All other tissues, including the liver, have no conspicuous behavior in terms of absorption or temperature increase.

The dosimetric results extracted allow the results of the research project 3611S30017 to be interpreted more precisely, for example regarding a possible correlation to histopathological examinations.

# Inhaltsverzeichnis

Zusammenfassung .....	2
Summary .....	4
1 Hintergrund und Zielsetzung .....	7
2 Numerische Methoden .....	8
2.1 Simulation elektromagnetischer Felder .....	8
2.2 Simulation der Temperaturverteilung .....	9
2.3 Änderung in der Kerntemperatur.....	9
2.4 Sim4Life Simulations-Software .....	9
3 Anatomische Modelle von Labormäusen .....	10
3.1 Übersicht und Neuentwicklungen.....	10
3.2 Detailangaben zu den verwendeten Mausmodellen .....	12
4 Validierung der ursprünglichen Dosimetrie.....	14
4.1 Problematik: Dielektrische Hoch-Impedanz Wände.....	15
4.2 Problematik: Käfighalterung („POM Halterungen für die Käfige“) .....	17
4.3 Käfig-Dimensionen.....	18
4.4 Problematik: Feld-Level Normalisierung.....	18
4.5 Problematik: Dielektrische Gewebeeigenschaften der Maus-Modelle .....	20
4.6 Vergleich mit der Referenzdosimetrie .....	21
5 Methoden und Simulations-Parameter .....	23
5.1 Organe und Gewebe für organspezifische Angaben .....	23
5.2 Auszuwertende Quantitäten.....	24
5.3 Simulationsgitter-Größe und Konvergenz .....	24
5.4 Dielektrische Gewebeparameter .....	25
5.5 Kerntemperatur der Mäuse und Metabolische Parameter .....	25
5.6 Blut Perfusions-Größen .....	27
5.7 Thermische Leitfähigkeit der Gewebe .....	27
5.8 Thermische Randbedingungen .....	27
5.9 Verwendete dielektrische und thermische Gewebe-Parameter .....	28
5.10 Untersuchte Expositions-Szenarien .....	30
6 Detaillierte Dosimetrie mit den anatomisch korrekten Modellen .....	32
6.1 Illustration der Auswertungsgrößen.....	32
6.2 Resultate SAR Exposition .....	33
6.3 Resultate Temperaturerhöhung .....	35
6.4 Organspezifische Unterschiede .....	37
6.5 Resultate in tabellarischer Übersicht.....	39
7 Unsicherheits-Analyse .....	42
8 Diskussion .....	44
9 Bibliographie .....	46

# 1 Hintergrund und Zielsetzung

Der rasante Anstieg der Anzahl mobiler End-Geräte hat zu wachsender Besorgnis bezüglich der Sicherheit von elektromagnetischer Strahlung geführt [Banfi et al., 2012]. Zwei kürzlich publizierte Studien an Labor-Mäusen [Lerchl et al., 2015; Tillmann et al., 2010] haben Hinweise auf eine kokanzerogene oder tumorpromovierende Wirkung hochfrequenter elektromagnetischer Felder erbracht, weshalb vor allem das potenzielle Krebsrisiko von Langzeit-Expositionen erneut in den Fokus gerät. Ebenfalls wird im Vorbericht einer amerikanischen toxikologischen Studie von einer erhöhten Rate von malignen Gliomen im Gehirn und Schwannomen im Herzen gesprochen [Wyde et al., 2016].

Ziel dieser Studie ist es, die Versuchsbedingungen des im Dezember 2014 abgeschlossenen Forschungsvorhabens 3611S30017 [Kloose, 2014] in einer zusätzlichen Detailtiefe zu charakterisieren. Dazu wird die Absorption hochfrequenter elektromagnetischer Felder (HF-EMF) und die damit einhergehenden Temperaturerhöhungen in Mäusen mit Hilfe von Computersimulationsrechnungen ermittelt und organspezifisch erfasst.

Das peer-reviewete publizierte Forschungsvorhaben 3611S30017 [Lerchl et al., 2015] stützt die Ergebnisse einer Pilotstudie [Tillmann et al., 2010], in der eine ko-kanzerogene oder tumorpromovierende Wirkung von HF-EMF (Frequenz: 1,97 GHz) in einem speziellen Mausmodell untersucht wurde. In beiden Studien wurden erhöhte Tumorraten in der Lunge und Leber bei den Versuchstieren festgestellt, die mit einem Tumorinitiator vorbehandelt und mit HF-EMF exponiert wurden (verglichen mit Tieren, die nur dem Tumorinitiator ausgesetzt waren). In der jüngeren Studie entwickelten außerdem mehr HF-EMF exponierte Tiere ein Lymphom, statistisch signifikant aber nur bei der mittleren Expositionsstufe. In anderen Organen waren die Tumorraten gegenüber den Kontrollgruppen hingegen nicht verändert. Im Vorhaben 3611S30017 wurden Feldstärken verwendet, die zu spezifischen Absorptionsraten (SAR) von 0,04, 0,4 und 2 W/kg führen, gemittelt jeweils über den gesamten Körper eines Tieres. Die Mäuse waren nicht fixiert, sondern konnten sich in ihren Käfigen frei bewegen.

Die vorliegende Analyse verfeinert die Dosimetrie aus dem Forschungsvorhaben 3611S30017 [Kloose, 2014], welche vor allem in [Streckert et al., 2012] beschrieben ist. Diese Publikation [Streckert et al., 2012] wiederum bezieht sich stark auf ein früheres Forschungsvorhaben [BfS2008, 2008], publiziert in [Sommer et al., 2009], in dessen Kontext auch die Erstpublikation [Reinhardt et al., 2007] des verwendeten Expositions-Systems erschienen ist. Ebenfalls in die vorliegende Analyse miteinbezogen wurde eine vergleichbare Studie [Tillmann et al., 2010], welche als Pilotstudie des Forschungsvorhabens 3611S30017 angesehen wird.

## 2 Numerische Methoden

### 2.1 Simulation elektromagnetischer Felder

Ein Großteil der wissenschaftlichen Arbeiten auf dem Gebiet der numerischen Dosimetrie verwendet die Methode der finiten Differenzen im Zeitbereich (Finite-Difference Time-Domain, FDTD) [Yee, 1966]. Die Methode berechnet E- und H-Feldvektoren direkt an konkreten Orten des Rechenraumes. Die Vektorkomponenten beider Felder werden in einem rechtwinkligen Gitter angeordnet (Abbildung 2-1). Dadurch wird es möglich, die Rotationsoperatoren der ersten beiden Maxwell'schen Gleichungen durch eine finite Differenzenform zweiter Ordnung anzunähern. E- und H-Felder lassen sich dann in aufeinanderfolgenden Rechenschritten aus ihren jeweils zeitlich vorausgehenden Werten berechnen.

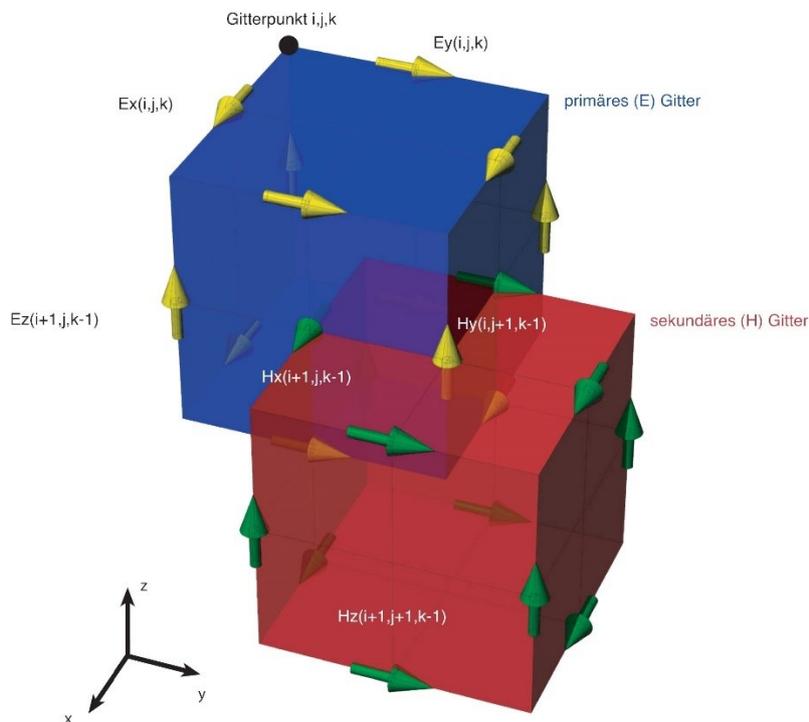


Abbildung 2-1: Illustration des FDTD-Gitters mit den Vektorkomponenten des E-Feldes (gelb, primäres Gitter) und des H-Feldes (grün, sekundäres Gitter).

Die FDTD-Methode eignet sich sehr gut zur Simulation der elektromagnetischen Feldverteilung in anatomischen Modellen, da komplexe Gewebeverteilungen mit geringem Aufwand im Rechengitter abgebildet werden können. Den diskretisierten Maxwellgleichungen des Algorithmus lassen sich die Materialeigenschaften der jeweiligen Gitterkante zuordnen, auf denen sie die E- und H-Felder berechnen.

## 2.2 Simulation der Temperaturverteilung

Zur Berechnung der Temperaturverteilung bei dosimetrischen Analysen mit anatomischen Modellen wird in zahlreichen Studien die sogenannte biologische Wärmeübertragungsgleichung (Bio Heat Transfer Equation (BHTE); Gleichung [1]) nach Pennes verwendet [Pennes, 1948]:

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot (k \nabla T) + \rho Q + \rho S - \rho_b c_b \rho B (T - T_b) \quad [1]$$

Dabei beschreibt  $T$  die Temperatur,  $c$  die spezifische Wärmekapazität,  $k$  die thermische Leitfähigkeit,  $\rho$  die Dichte,  $B$  die Perfusionsrate,  $Q$  die metabolische Wärme-Erzeugungs-Rate und  $S$  die SAR. Der Index  $b$  bezieht sich jeweils auf den Parameter vom Blut.

In der vorliegenden Analyse wurden ausschließlich Temperatur-Anstiegs-Simulationen durchgeführt, bei denen die initialen Temperatur-Anstiege für die Gewebe auf 0 K (Kelvin) gesetzt werden. Die Temperatur des Blutes ( $T_b$ ) und der Umgebung (Randbedingungen, Kapitel 5.8) wird ebenfalls auf 0 K gesetzt. Die metabolische Wärmeerzeugungsrate wird für Temperatur-Anstiegs-Simulationen nicht benötigt (kann zu null gesetzt werden, siehe Kapitel 5.5). Diese Temperatur-Anstiegs-Simulationen sind nur bei rein linearen Simulationen möglich, bei denen die Perfusion temperaturunabhängig ist. Dies kann im Rahmen der kleinen Temperatur-Änderungen in dieser Studie angenommen werden.

In diesem Bericht wird die Temperatur in °C (Celsius) angegeben, wenn es sich um eine absolute Temperatur handelt, und in K (Kelvin), wo ein Temperatur-Anstieg beschrieben wird.

## 2.3 Änderung in der Kerntemperatur

Die Änderung der Kerntemperatur der Mäuse wird bei den verwendeten Temperatur-Anstiegs-Simulationen nicht berücksichtigt. Ein mögliche Änderung der Kerntemperatur bei den realen Mäusen wird jedoch in der Diskussion (Kapitel 8) berücksichtigt.

## 2.4 Sim4Life Simulations-Software

Zur Modellierung der Expositionseinrichtung und zur dosimetrischen Analyse wird die Simulationsplattform Sim4Life (V3.4.1) verwendet, die gemeinsam mit unserem Partner ZMT Zurich MedTech AG (ZMT) entwickelt wurde. Sim4Life ist als Simulationsplattform vollständig verifiziert und validiert und verwendet das oben erwähnte FDTD Verfahren, das sich besonders gut für die Simulation komplexer anatomischer Modelle eignet. Zudem wurde es – wie auch sein Vorgänger SEMCAD X (Schmid & Partner Engineering, Schweiz) – bei der Entwicklung aller unserer Expositionssysteme erfolgreich eingesetzt. Mit Sim4Life können die für die Bearbeitung des Vorhabens erforderlichen Daten extrahiert werden, wie z.B. Werte zum E- und H-Feld, der SAR Verteilung, organspezifische SAR Werte, Spitzenwerte räumlich gemittelter SAR-Werte und gewebespezifische Temperaturerhöhungen.

### 3 Anatomische Modelle von Labormäusen

#### 3.1 Übersicht und Neuentwicklungen

Zunächst wurden zu den vier bereits zur Verfügung stehenden anatomischen Modellen von Labormäusen (Tabelle 3-1) weitere Modelle entwickelt, so dass die organspezifische Dosimetrie entsprechend den Vorgaben der Leistungsbeschreibung durchgeführt werden konnte. Die zu Beginn des Vorhabens verfügbare Modelle umfassen mehr als 40 verschiedene Gewebe und Organe. Jedes dieser Gewebe ist als dreidimensionales computer-aided design (CAD) Objekt modelliert und entspricht in seiner Detailgenauigkeit der Auflösung der originalen Kryosektionsaufnahmen der Tiere (Schichtabstand von 0.36 mm - 0.74 mm).

Bezeichnung	Geschlecht	Gewicht	Quelle	Verwendung in diesem Bericht
OF1	weiblich	17 g	IT'IS	Nicht verwendet, da von der Größe her ungeeignet
B6F3C1	weiblich, 15. Trächtigkeitstag	30 g	IT'IS	Als Modell <b>T13</b> verwendet
PIM1	männlich	59 g	IT'IS	Als Modell <b>A</b> verwendet
OF1	männlich	36 g	IT'IS	Nicht verwendet, da von der Größe her ungeeignet

Tabelle 3-1: Zu Beginn des Vorhabens verfügbare anatomische Modelle von Labormäusen.

Drei weitere Modelle von Labormäusen wurden für dieses Projekt entsprechend den Vorgaben in der Leistungsbeschreibung entwickelt (siehe Tabelle 3-2). Die Bilddaten des JT4 und T19-Modells wurden in Zusammenarbeit mit dem Animal Imaging Center (AIC) der ETH Zürich und der Universität Zürich akquiriert, die Daten vom JA8-Modell entstammen dem Digimouse-Projekt der University of Southern California [Dogdas et al., 2007].

Das AIC führte das Scannen der Mäuse auf einem 9.4T MRI Scanner durch. Die räumliche Auflösung betrug in allen drei Dimensionen (X, Y und Z) zwischen 150 µm und 200 µm. Für die Segmentierung in der IT'IS Foundation wurden die Daten auf doppelte Auflösung interpoliert und mit dem medizinischen Bildsegmentierungs-Werkzeug iSeg (ZMT) und Sim4Life zu einer dreidimensionalen Oberflächenstruktur der verschiedenen Gewebe verarbeitet.

Die frei verfügbaren Digimouse-Bilddaten wurden ursprünglich durch Computertomographie (CT) und Kryosektionsaufnahmen gewonnen und auf einer Basis von 100 µm Auflösung ko-registriert. Während der mitgelieferte Gewebe-Atlas als Ausgangspunkt für unsere Segmentierung diente, wurde diese insgesamt detaillierter vorgenommen, etwa durch das Ergänzen einiger fehlenden Strukturen (z.B. Schwanz, einige Muskeln, Darm, Haut).

Name	Bezeichnung gemäß Leistungsbeschreibung	Gewicht gemäß Leistungsbeschreibung	Folgendes Modell wurde verwendet	Details zum verwendeten segmentierten Modell
REF	Nicht erwähnt	20 g (Referenz-Dosimetrie)	Skaliertes 15 g Rattenmodell, wie in der Referenzdosimetrie verwendet	Gewicht: 21 g, skaliert Alter: 7 Tage Geschlecht: f Stamm: Sprague Dawley
Pup	Nicht explizit erwähnt	1 g	Homogener Ellipsoid, nur zum Vergleich mit der Referenzdosimetrie verwendet	Gewicht: 1 g 3:1 Seitenverhältnis
JT4	Jungtiere	10-12 g	<b>Neuentwicklung</b> B6C3F1 in Zusammenarbeit mit dem Animal Imaging Center Zurich	Gewicht: 12 g Alter: 3 Wochen Geschlecht: m Stamm: B6C3F1
JA8	junge erwachsene Tiere	20-25 g	<b>Neu-Segmentierung</b> der Digimouse	Gewicht: 23 g Alter: unbekannt Geschlecht: m Stamm: Nacktmaus
A	erwachsene Tiere	etwa 45 g	vorhandenes PIM1 Modell, etwas schwerer als die angestrebten 45 g	* Gewicht: 59 g Alter: unbekannt Geschlecht: m Stamm: PIM1 (RBM)
T13	13. Trächtigkeitstag	etwa 33 g	vorhandenes B6C3F1 Modell, etwas leichter als die angestrebten 33 g, und am 15. Anstatt 13. Trächtigkeitstag	Gewicht: 30 g Alter: unbekannt Geschlecht: w Stamm: B6C3F1 15. Trächtigkeitstag Embryos: 4 (jeder ca.0.5 g)
T19	19. Trächtigkeitstag	etwa 55 g	<b>Neuentwicklung</b> B6C3F1N in Zusammenarbeit mit dem Animal Imaging Center Zurich	* Gewicht: 38 g Alter: unbekannt Geschlecht: w Stamm: B6C3F1N 19. Trächtigkeitstag 10 Embryos (jeder ca.0.8 g)

*Tabelle 3-2: Übersicht der Namen und verwendeten Modelle für die dosimetrische Analyse. \* In den Modellen A und T19 ist der Gewichtsunterschied zum Wert der Leistungsbeschreibung ca. 30% grösser, respektive kleiner. Da die SAR-Werte mit der Größe abnehmen, wird dadurch die Exposition unter-, respektive überschätzt, was sich mindestens in Bezug auf die über alle Modelle gemittelten Werte gegenseitig in etwa aufhebt.*

### 3.2 Detailangaben zu den verwendeten Mausmodellen

Geometrische Angaben und Abbildungen der verwendeten Mausmodelle sind in Tabelle 3-3 zusammengefasst. Detaillierte Angaben über das Gewicht der verschiedenen Gewebearten finden sich in Kapitel 6, ein Segmentierungs-Querschnitt des neuen T19 Mausmodells ist in Abbildung 3-1 dargestellt.

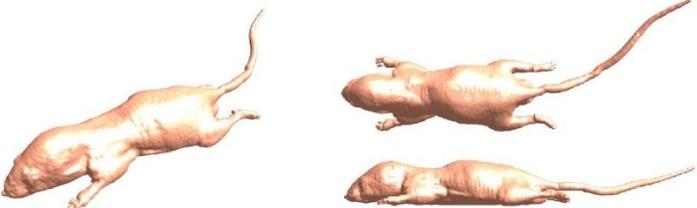
Name	Gewicht Anzahl Gewebe	Länge, Breite, Höhe [mm]	Bilder (ungleich skaliert)
REF	20.9 g 83 Gewebe	99.1 31.9 24.6	
JT4	12.3 g 50 Gewebe	121.0 27.0 15.9	
JA8	23.4g 43 Gewebe	166.2 32.8 19.7	
A	58.9g 70 Gewebe	184.7 61.8 40.8	
T13	30.4g 50 Gewebe	147.4 30.9 32.7	
T19	37.6 g 52 Gewebe	156.8 45.5 23.5	

Tabelle 3-3: Detaillierte Größenangaben und Abbildungen der verwendeten Mausmodelle für die dosimetrische Analyse.

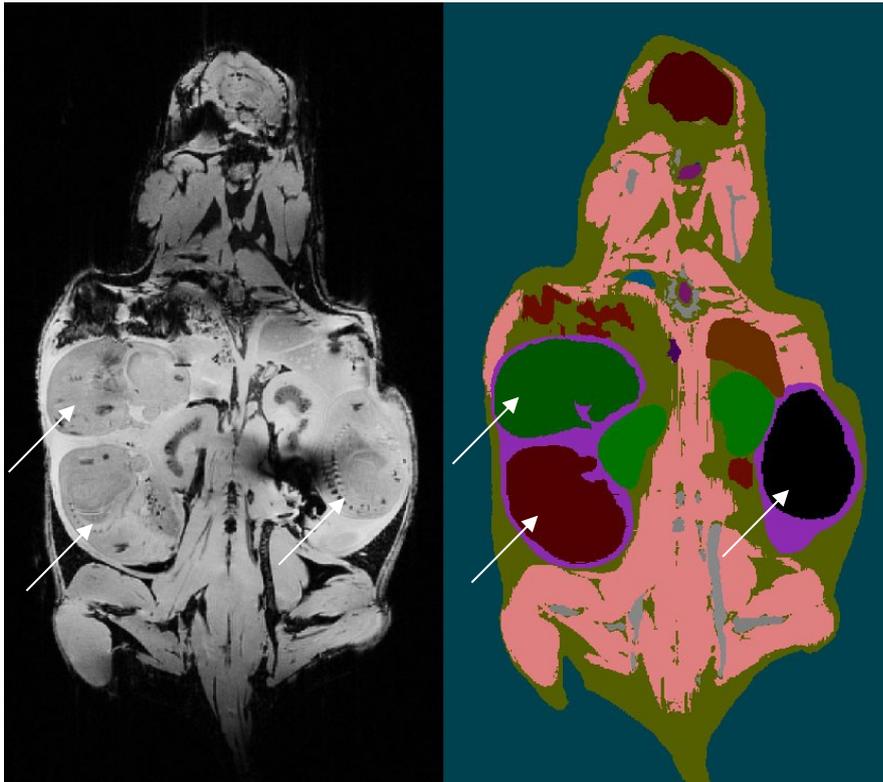


Abbildung 3-1: Magnet Resonanztomographische Aufnahme (links) und entsprechende Segmentierung des T19 Mausmodells in iSeg (rechts). Drei der zehn Embryos sind in diesem Schnittbild sichtbar (weiße Pfeile).

## 4 Validierung der ursprünglichen Dosimetrie

Bevor die eigentlichen Simulationsrechnungen mit den unterschiedlichen Mausmodellen durchgeführt wurden, war die Referenzdosimetrie des Forschungsvorhabens 3611S30017 nachzuvollziehen. Hierzu wurde die Expositionseinrichtung modelliert (Abbildung 4-1) und die Feldverteilung mit den Angaben im Abschlussbericht des Forschungsvorhabens 3611S30017 verglichen. Zudem wurden Ganzkörper-SAR-Werte in skalierten Rattenmodellen (Modell REF) und homogenen Ellipsoiden (Modell Pup) bestimmt und mit den Werten in dem Bericht verglichen.

Die gewünschte Wellenleiter-Mode (Vertikales E-Feld) wurde durch eine Waveguide-Quelle mit 1 Watt realisiert. Das Ende des Wellenleiters wurde absorbierend modelliert, so dass sich in der Simulation keine Stehwellen ergaben. Die effektiv verbauten Flachabsorber haben einen Dämpfungsgrad von etwa 20 dB (persönliche Kommunikation mit J. Streckert), weshalb der Effekt auf die SAR-Werte entsprechend klein bleibt. Trotzdem wurde der Effekt der Stehwelligkeit in unserer Unsicherheitsanalyse (Kapitel 7) miteingeschlossen.

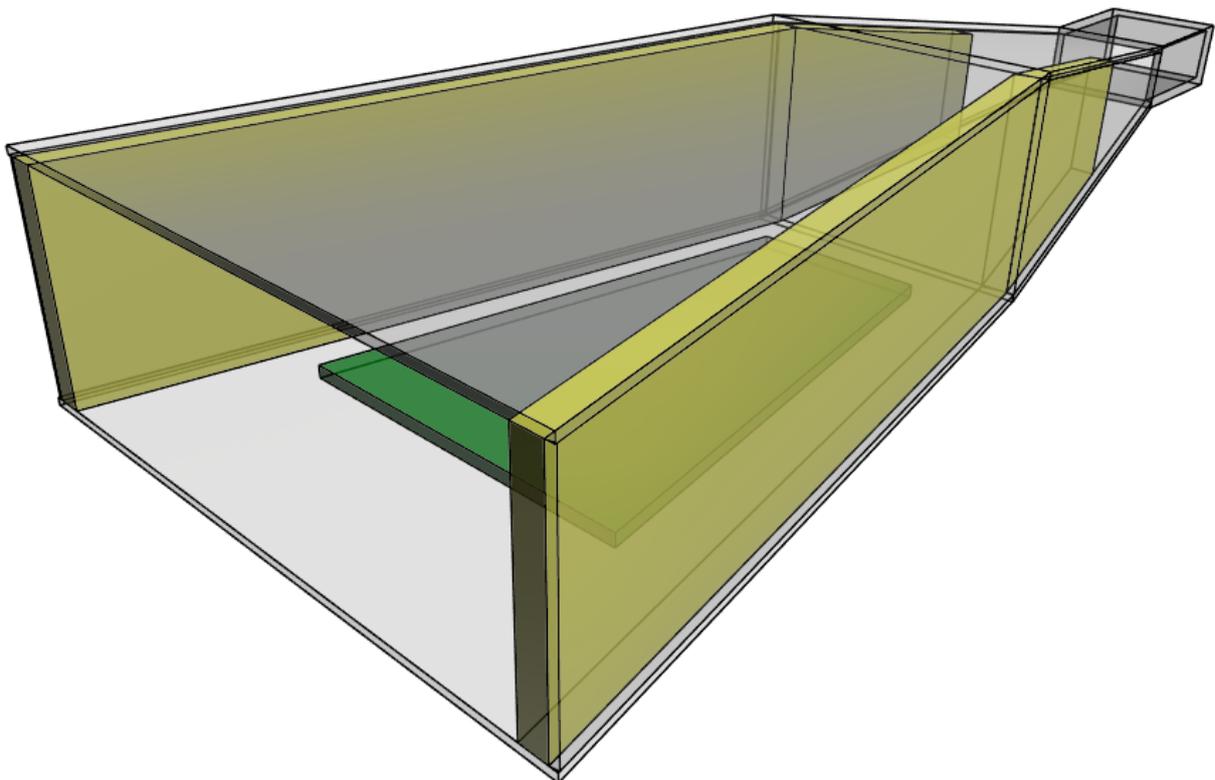


Abbildung 4-1: Simulationsmodell des Hohlwellenleiters, inklusive der dielektrischen Hoch-Impedanz Wände (gelb) und der Käfighalterung (grün). Die Dimensionen wurden aus den verschiedenen Berichten zusammengetragen bzw. abgeleitet (Siehe Tabelle 4-1). Nicht gezeigt ist der Käfig und der Flachabsorber am Ende des Wellenleiters.

## 4.1 Problematik: Dielektrische Hoch-Impedanz Wände

Bezüglich der relevanten Kenndaten der dielektrischen Hoch-Impedanz Wände aus Kunststoff (POM) bestanden einige Unsicherheiten, insbesondere hinsichtlich der genauen Dicke und der Permittivität, welche je nach Hersteller leicht variieren kann. Ohne die Wände ist das Feld gegen das Zentrum des Leiters überhöht (siehe Abbildung 7 in [BfS2008, 2008] bzw. Abbildung 4-3 in diesem Bericht); mit zu dicken Wänden ist das Feld dagegen an den Wänden überhöht. In unseren Simulationen haben wir die nominelle POM-Permittivität von 3 verwendet, und die Dicke der Wände variiert, bis die Simulations-Feldverteilung mit derjenigen der Feldmessdaten am besten übereinstimmte (Abbildung 4-3).

Da es nicht klar war, ob die Käfighalterung (10 mm dicker POM unter dem Käfig) bei der Optimierung der Feldverteilung in 3611S30017 miteinbezogen wurde, haben wir Feldverteilungen mit und ohne Käfighalterung untersucht. Die Feldverteilung ist in Abbildung 4-2 visualisiert und die Resultate sind in Abbildung 4-3 zusammengefasst.

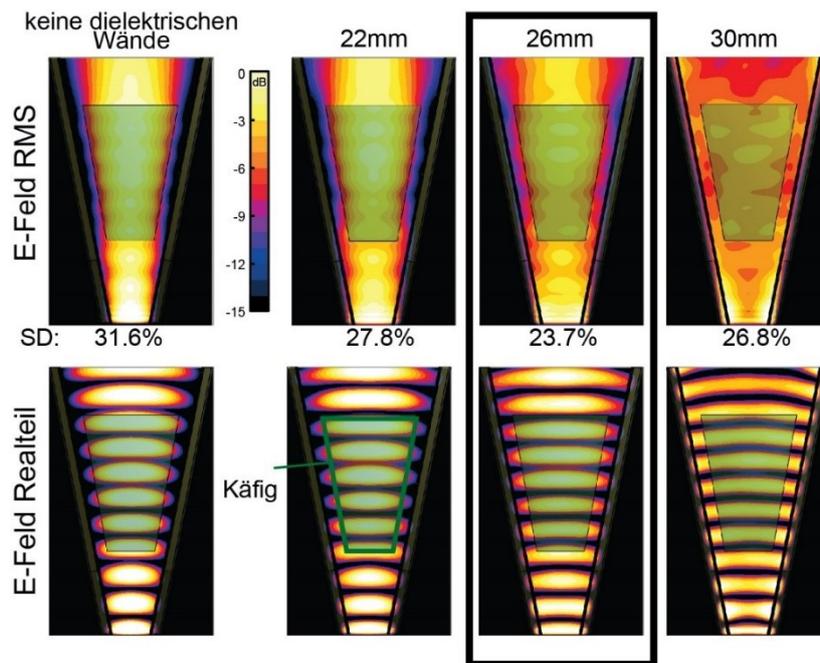


Abbildung 4-2: Verteilung der elektrischen Feldstärken (RMS-Werte und Betrag des Realteils), 20 mm über dem Käfigboden für verschieden dicke dielektrische Wände des Hohlleiters. Mit einer relativen Permittivität = 3 des POM Kunststoffs und 26 mm Dicke ist das Feld für den Käfigbereich am ausgewogensten (Simulation mit der Käfig-Halterung am Boden; 1 dB pro Farbschattierung). Die Darstellung des Realteils dient zur Visualisierung der sich ausbreitenden Wellen.

Der beste Kompromiss wurde mit 26 mm Wand-Stärke gefunden, welches in etwa den in der im Vorhaben 3611S30017 erwähnten „ca. 3 cm Stärke“ entspricht ([BfS2008, 2008], Seite 7). Mit dieser Konfiguration wurde eine „flache“ Feldverteilung entlang der Messpunkte erreicht (Abbildung 4-3). Die leicht gekrümmte Anordnung der Messpunkte wurde nicht berücksichtigt. Die Überhöhung des Feldes am Boden des Käfigs infolge der erhöhten Permittivität der Käfighalterung ist nicht erwähnt und wurde deshalb sehr wahrscheinlich nicht in die

Berechnungen der Referenz-Dosimetrie miteinbezogen (siehe Kapitel 4.2 bzgl. Käfighalterungs-Problematik). Die gewählte Konfiguration mit 26 mm starken Wänden entspricht jedoch mit hoher Wahrscheinlichkeit der Referenz-Dosimetrie, da sie als einzige mit der gemessenen „flachen“ Feldverteilung übereinstimmt (Abbildung 4-3).

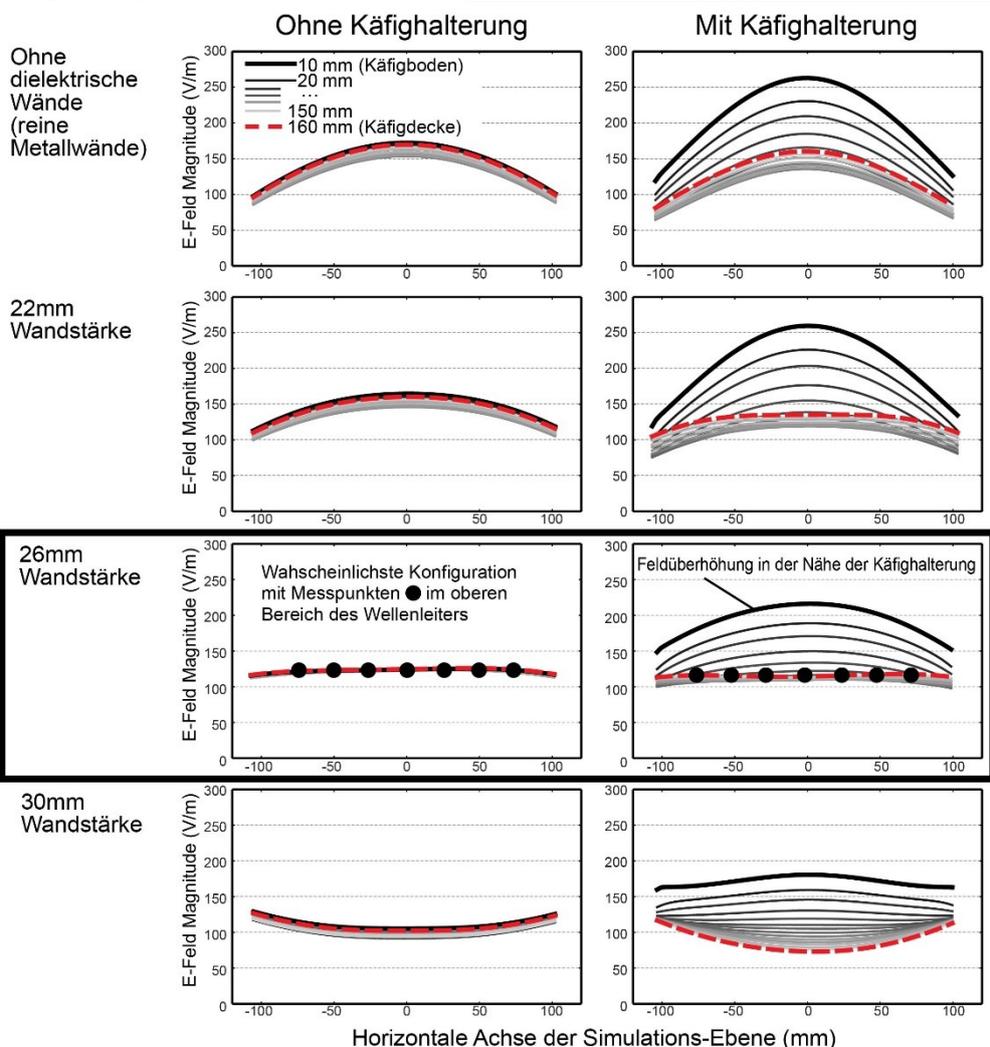
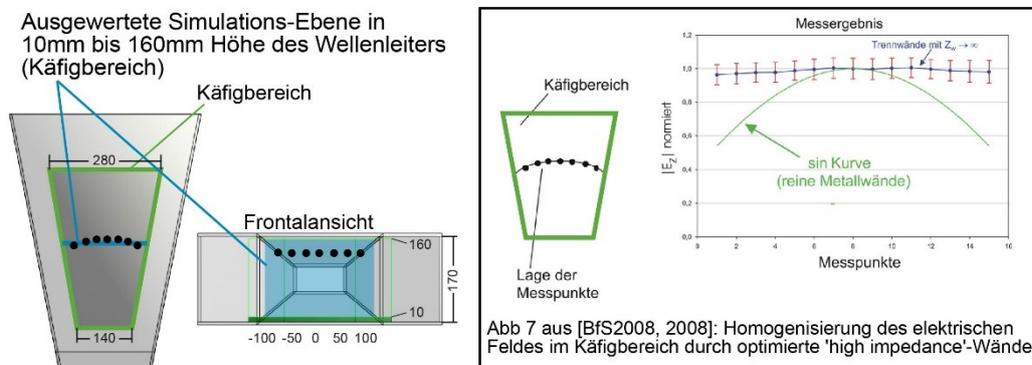


Abbildung 4-3: E-Feld Verteilung im mittleren Käfigbereich auf verschiedenen Höhen, mit verschiedenen dielektrischen Seitenwand-Dicken, und mit bzw. ohne Käfighalterung am Boden. Am wahrscheinlichsten entsprechen die Messwerte aus [BfS2008, 2008] dem Simulationsergebnis mit 26mm starken Seitenwänden. Die Überhöhung des Feldes in der Nähe der Käfighalterung ist nirgends erwähnt und wurde deshalb wahrscheinlich nicht in die Berechnungen miteinbezogen.

## 4.2 Problematik: Käfighalterung („POM Halterungen für die Käfige“)

Im Forschungsvorhaben 3611S30017 wurde die Leerfeldverteilung mit der Käfighalterung vermessen (siehe Seite 42 in [Streckert et al., 2012]). Zusätzliche Informationen über diese POM-Käfighalterung fehlen, obwohl sie offenbar immer verwendet wurde (siehe z.B. Abbildung 3 in [BfS2008, 2008], Figure 2 in [Tillmann et al., 2010], Abbildung 2 in [Streckert et al., 2012]). Auch die Lage der Messpunkte (Höhe über der Käfighalterung) ist nicht angegeben. Die in dieser Studie durchgeführten Simulationsrechnungen (Abbildung 4-3, Fall "26mm Wandstärke") zeigen / legen nahe, dass die Käfighalterung bei einer Leerfeldmessung beziehungsweise bei einer entsprechenden Simulationsrechnung nur vernachlässigt werden kann, wenn sich die Messpunkte in der oberen Hälfte des Wellenleiters befinden.

Im Gegensatz zu den Messungen, wurden bei den Simulationen des leeren Hohlleiters die Käfighalterungen aber offenbar nicht mitberücksichtigt (siehe Figure 3 in [Reinhardt et al., 2007], Abbildung 4 in [BfS2008, 2008], und Abbildung 4-4 in diesem Bericht). Auch die errechneten dosimetrischen Werte deuten darauf hin, dass die Käfighalterung nicht miteinbezogen wurde (siehe Kapitel 4.6).

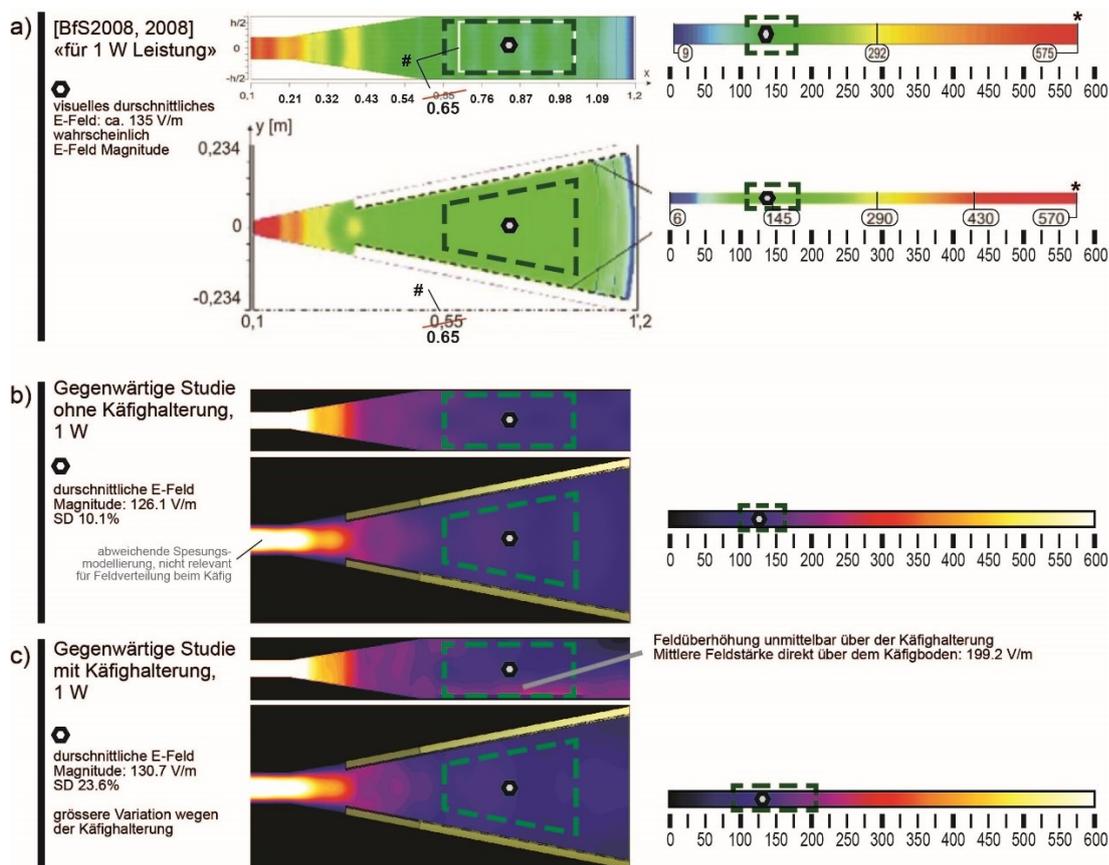


Abbildung 4-4: Verteilung der elektrischen Feldstärken im leeren Wellenleiter für 1 Watt Eingangsleistung im Längs- und Querschnitt durch die Mitte (in 85 mm Höhe). a) Abbildung 4 aus [BfS2008, 2008] (offenbar ohne Käfighalterung), b) Werte aus der gegenwärtigen Studie ohne Käfighalterung, und c) zum Vergleich mit Käfighalterung, wo die Feldstärke gegen unten deutlich auf fast 200 V/m (Magnitude, also Spitzenwert beziehungsweise Amplitude) zunimmt.

#) Eine Beschriftung ist falsch (0,55 m anstatt 0,65 m auf der X-Achse), weswegen die Autoren wahrscheinlich auch die Käfig-Dimension falsch eingezeichnet haben.

\*) Die Original-Farbskalen wurden bestmöglich eingepasst, wobei die Randwerte jeweils dem Skalen-Ende zugeordnet wurden.

### 4.3 Käfig-Dimensionen

Eine Übersicht der Angaben aus [Reinhardt et al., 2007], [BfS2008, 2008], [Tillmann et al., 2010] und [Streckert et al., 2012], sowie die in der gegenwärtigen Studie verwendeten Dimensionen findet sich in Tabelle 4-1.

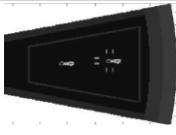
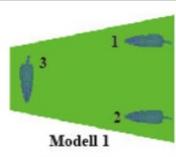
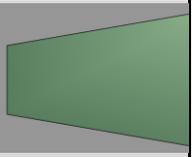
	[Reinhardt et al., 2007]	[BfS2008, 2008]	[Tillmann et al., 2010] *	[Streckert et al., 2012]	Gegenwärtige Studie
<b>Anzahl Käfige</b>	16	16	20*	16	<b>16</b>
<b>Höhe des Wellenleiters</b>	170 mm	170 mm	k.A.	170 mm	<b>170 mm</b>
<b>Käfig-Höhe</b>	155 mm	155 mm	k.A.	k.A.	<b>155 mm</b>
<b>Käfig-Länge</b>	Ca. 400 mm (aus Abbildung gelesen)	330 mm (nach Abb. 4, wahrscheinlich nicht korrekt)	k.A.	k.A.	<b>400 mm</b>
<b>Käfig-Breite a, b</b>	140 mm / 280 mm	k.A.	k.A.	k.A.	<b>140 mm / 280 mm</b>
<b>Grundfläche</b>	Gemäß Berechnung: 861 cm <sup>2</sup>	836 cm <sup>2</sup>	350 - 373 cm <sup>2</sup> (Herkunft dieser tiefen angegebenen Werte unklar)	k.A.	<b>840 cm<sup>2</sup></b>
<b>Visualisierung</b>		Nicht vorhanden	Nicht Vorhanden		

Tabelle 4-1: Angaben bezüglich der geometrischen Käfig-Dimensionen in den vier relevanten Publikationen, sowie die darauf basierenden Werte der gegenwärtigen Studie. (\*) hierbei handelte es sich um ein anderes System mit effektiv 20 Käfigen, allerdings scheint die Angabe der Käfig-Grundfläche deutlich zu klein.

### 4.4 Problematik: Feld-Level Normalisierung

Es ist wichtig zu erwähnen, dass die Normalisierungen der Expositionswerte in den vier Studien unterschiedlich gehandhabt wurden. Wichtige Angaben diesbezüglich fehlen jedoch oder die Werte sind nicht eindeutig nachvollziehbar. Hierzu gehören: (a) keine Angabe über die genaue Position der Messpunkte für das E-feld oder die Leistungsdichte, (b) keine klare Angabe ob es sich beim angegebenen E-feld um eine Magnitude (in diesem Bericht als Eabs bezeichnet) oder root-mean-square (RMS) Effektiv-Wert handelt (in diesem Bericht als Erms bezeichnet) und (c) unterschiedliche Angaben zum mittleren E-feld für 1 Watt Eingangsleistung. Eine Übersicht findet sich in Tabelle 4-2.

Gemäß [Streckert et al., 2012] wird für 0.5 W eine durchschnittliche SAR von 1.02 W/kg erreicht (siehe Tabelle 1 in [Streckert et al., 2012]). Die Standard-Normalisierung auf 2.0 W/kg (siehe Tabelle 2 in [Streckert et al., 2012]) wird somit mit 0.98 W Eingangsleistung erreicht, und mit der Feldstärke  $E_{\text{Soll}} = 67.03 \text{ V/m}$  beschrieben. Es ist nicht klar, an welcher Position im Wellenleiter die Feldstärke gemessen wurde, zumal diese wegen der sich radial öffnenden

Geometrie von etwa 130 V/m im hinteren Käfigbereich auf 50 V/m im vorderen Bereich verringert. Jedoch konnten in unserer Studie mit einer Normalisierung auf 1 W die dosimetrischen Werte aus Streckert et al. 2012 (jeweils Simulation ohne Käfighalterung) hinreichend genau reproduziert werden (siehe Kapitel 4.6). Der Unterschied zu den oben erwähnten 0.98 W Eingangsleistung wurde in die Unsicherheitsanalyse miteinbezogen.

	[Reinhardt et al., 2007]	[BfS2008, 2008]	[Tillmann et al., 2010]	[Streckert et al., 2012]	<b>Gegenwärtige Studie</b>
<b>Eingangsleistung pro Wellenleiter für die höchste Expositionsstufe</b>	k.A.	k.A., wahrscheinlich 0.98 W	k.A.	0.98 W	<b>1.0 W</b>
<b>Expositionsstufen * höchste Stufe</b>	0.08 W/kg 0.4 W/kg <b>* 1.3 W/kg</b>	0.08 W/kg 0.4 W/kg <b>* 1.3 W/kg</b>	4.8 W/m <sup>2</sup> <b>* 48 W/m<sup>2</sup></b>	0.04 W/kg 0.40 W/kg <b>* 2.00 W/kg</b>	0.041 W/kg 0.41 W/kg <b>* 2.03 W/kg</b>
<b>Mittlere Feldstärke im gesamten Käfigbereich</b>	k.A.	127 V/m <b>(wahrscheinlich Eabs)</b>	k.A.	<b>67.03 V/m</b> <b>(wahrscheinlich Erms)</b>	<b>130.7 V/m (Eabs)</b> 92.4 V/m (Erms)
<b>Mittlere Feldstärke an den mutmaßlichen Messpunkten im oberen/mittleren Käfigbereich</b>	k.A.	127 V/m <b>(unklar, wo genau gemessen)</b>	k.A.	<b>67.03 V/m</b> <b>(unklar, wo genau gemessen)</b>	<b>117.3 V/m (Eabs)</b> 83.2 V/m (Erms) (in der Mitte des Käfigs, 30 mm unter der Wellenleiter-Decke)
<b>Mittlere Feldstärke direkt über dem Käfigboden</b>					<b>199.2 V/m (Eabs)</b> (Feldüberhöhung in der Nähe der Käfighalterung)
<b>Leistungsdichte (zeitgemittelt in höchster Expositionsstufe)</b>	k.A.	k.A.	48 W/m <sup>2</sup> (keine Angabe wo)	k.A.	<b>24.9 W/m<sup>2</sup></b> (vor dem Käfig von der Antenne aus gesehen)
<b>Größenordnung der gefundenen Ganzkörper-SAR Werte in Mäusen (&gt;20 g)</b>	k.A.	1.2 - 2.4 W/kg	1.6 - 3.8 W/kg	0.7 - 3.1 W/kg	<b>0.5 – 3.9 W/kg</b>

Tabelle 4-2: Übersicht der verwendeten Feld-Normalisierungen in den vier relevanten Publikationen. In der gegenwärtigen Studie wurde zum Nachvollziehen der Referenzdosimetrie für das Vorhaben 3611S30017 die Exposition auf 1 Watt Eingangsleistung pro Sektor-Wellenleiter normalisiert. Eabs entspricht der Magnitude der Feldstärke (also dem Spitzenwert oder Amplitude), Erms dem zeitlichen quadratischen Mittel (English rms: root-mean-square), also dem Effektivwert; wobei  $Erms = Eabs / \sqrt{2}$ . Problematische Unklarheiten in Rot. \* Evaluationen in diesem Bericht basieren auf der höchsten Expositionsstufe mit 1 W Eingangsleistung, was im Mittel über alle Maus-Modelle in 2.03 W/kg Ganzkörper-SAR resultiert. Die niedrigeren Stufen können entsprechend durch die Faktoren 0.02 und 0.2 errechnet werden.

## 4.5 Problematik: Dielektrische Gewebeeigenschaften der Maus-Modelle

In [Reinhardt et al., 2007] wird erwähnt, dass die dielektrischen Parameter von Gabriel et al. [Gabriel et al., 1996] verwendet wurden. Allerdings sind dort die Parameter der „Pups“ (Neugeborene) nicht erwähnt.

Auch [BfS2008, 2008] erwähnt die dielektrischen Parameter von Gabriel. Über die Modellierung der Neugeborenen (im Bericht als „Jungtiere“ bezeichnet) werden jedoch keine Angaben gemacht, weder hinsichtlich der dielektrischen Parameter, noch hinsichtlich der geometrischen Form (z.B. Verwendung eines Ellipsoids). Zudem sind keine Informationen über die verwendeten Modelle der erwachsenen Maus-Computermodelle zu finden.

In [Tillmann et al., 2010] fehlen jegliche Angaben zu den verwendeten Simulationsmodellen, deren Herkunft, und der verwendeten dielektrischen Parameter.

In [Streckert et al., 2012] wird erwähnt, dass die Pups (bezeichnet als „neugeborene Jungtiere“) als homogen gefüllte Ellipsoide von 1 g Masse modelliert wurden, mit einem Seitenverhältnis von 3:1. Die verwendeten dielektrischen Parameter sind allerdings nicht näher spezifiziert. Auf Seite 50 erwähnt der Bericht: „Außerdem ist es bei dem kleinen Volumen der Pups nicht notwendig, verschiedene Gewebearten zu unterscheiden“. Dies lässt vermuten, dass zwar nicht die Pups, wohl aber die erwachsenen Modelle mit inhomogenen Parameter modelliert wurden, obschon ansonsten keine Aussage dazu vorhanden ist. Allerdings spricht Abbildung 3 auf Seite 44 wiederum für homogene Parameter, da ansonsten die verschiedenen Gewebe in der voxelbasierten SAR-Verteilung eindeutig zu sehen wären. Bei dem verwendeten Tiermodell handelt es sich um ein Rattenmodell, welches von original 14 g auf 20 g hochskaliert wurde.

Eine Übersicht ist in Tabelle 4-3 zusammengefasst.

	[Reinhardt et al., 2007]	[BfS2008, 2008]	[Tillmann et al., 2010]	[Streckert et al., 2012]	<b>Gegenwärtige Studie</b>
<b>Tier-Modelle</b>	14 g Rattenmodell auf 20 g skaliert	k.A.	k.A.	14 g Rattenmodell auf 20 g skaliert 45 g Maus ohne weitere Angaben	<b>Verschiedene Modelle, siehe Tabelle 3-2</b>
<b>Dielektrische Parameter</b>	Gabriel et al. 1996	Gabriel et al. 1996	k.A.	k.A., wahrscheinlich Gabriel et al. 1996	<b>angepasste IT'IS Database, siehe Tabelle 5-2</b>
<b>Homogene vs. Heterogene Gewebe-Parameter</b>	Heterogen	k.A., wahrscheinlich heterogen	k.A.	k.A., trotz homogener Abbildung wahrscheinlich heterogen	<b>Heterogene Gewebeverteilung</b>
<b>Pup Modelle</b>	Nicht verwendet	k.A.	k.A.	Ellipsoide von 1 g Masse	<b>Ellipsoide von 1 g Masse</b>
<b>&amp; Dielektrische Parameter</b>		k.A.	k.A.	k.A.	<b>als Muskelgewebe simuliert</b>

Tabelle 4-3: Eckdaten der verwendeten Referenz-Dosimetrien in den vier relevanten Publikationen, sowie der gegenwärtigen Studie. Besonders problematische Unklarheiten in Rot.

## 4.6 Vergleich mit der Referenzdosimetrie

Wegen der vielfältigen Problembereiche haben wir uns entschlossen, die Referenzdosimetrie möglichst detailgetreu zu reproduzieren. Dazu wurde - identisch dem Vorgehen in [BfS2008, 2008] - ein vorhandenes Rattenmodell (7 Tage alt, 15 g) auf 21 g hochskaliert (REF Modell in Tabelle 3-2). Da das effektiv verwendete Simulations-Szenario nicht eindeutig bestimmt werden konnte, wurden verschiedene Konfigurations-Modelle nachsimuliert (siehe Seite 45ff in [Streckert et al., 2012]), jeweils mit und ohne Käfighalterung.

Die in Tabelle 4-4 verglichenen Ganzkörper-SAR Werte der Szenarien lassen darauf schließen, dass die Referenzdosimetrie ohne die Käfighalterung durchgeführt wurde. Durch die Feldüberhöhung in der Nähe der Käfighalterung erhöht sich die Exposition um durchschnittlich 2.1 dB für die 10 Normal-Szenarien und 5.7 dB für die zwei untersuchen optionalen Szenarien. Ohne Käfighalterung beträgt die durchschnittliche Abweichung nur 0.2, respektive 0.8 dB. Ein Vergleich für alle 10 Normal-Szenarien findet sich in Abbildung 4-5.

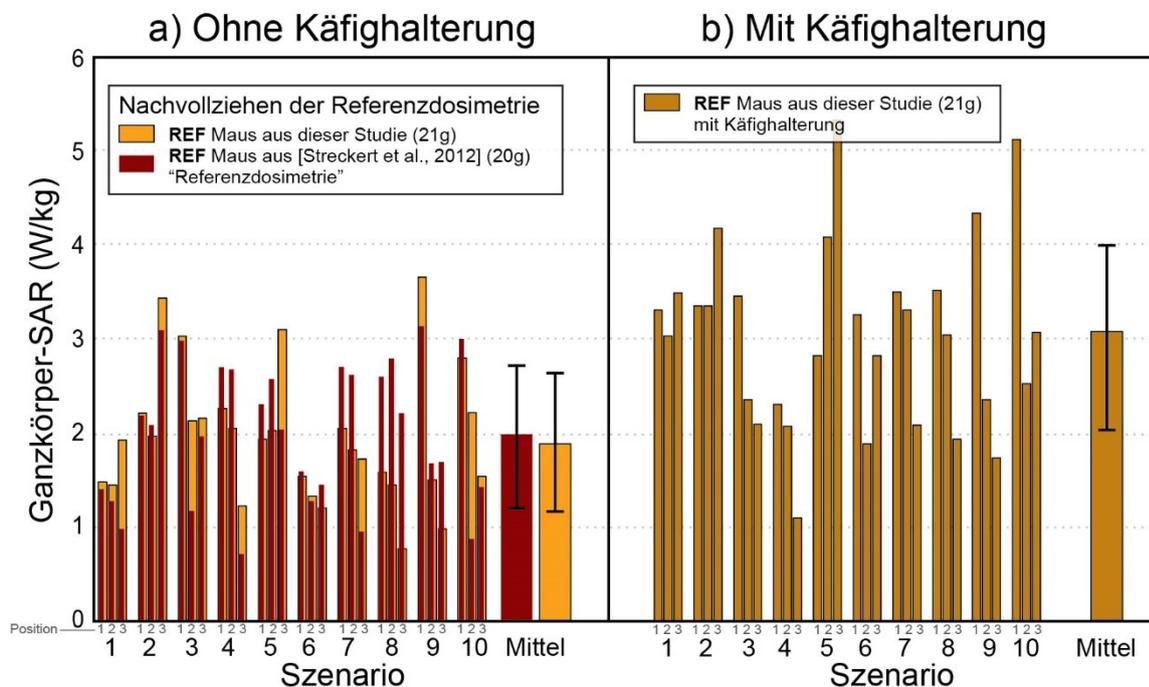


Abbildung 4-5: a) Nachvollziehen der Referenzdosimetrie ohne Käfighalterung für die 10 Modell-Szenarien mit jeweils 3 Mauspositionen. b) Vergleich der Ganzkörper-SAR Werte unter Miteinbezug der Käfighalterung. Der mittlere SAR Wert über alle Mäuse erhöht sich von 2.0 W/kg (Standardabweichung: 36.3%) in der Referenzdosimetrie, respektive 1.93 W/kg (Standardabweichung: 35.5%) in unserer Nachvollziehung, auf 3.04 W/kg (Standardabweichung: 32.2%) unter Miteinbezug der Käfighalterung. Alle Werte beziehen sich auf das REF-Maus-Modell, welches im Unterschied zu der Käfighalterung ansonsten in der gegenwärtigen Studie nicht mehr verwendet wurde.

Ganzkörper-SAR bei 1 Watt Eingangsleistung	Maus (Position)	[Streckert et al., 2012]	Mit Käfighalterung heterogene Gewebeparameter		Ohne Käfighalterung heterogene Gewebeparameter	
			(W/kg)	Diff.(dB)	(W/kg)	Diff.(dB)
<b>Modell 1</b> (Szenario 1)	- Maus 1	1.398	3.41	<b>3.9</b>	1.52	<b>0.4</b>
	- Maus 2	1.274	3.03	<b>3.8</b>	1.41	<b>0.4</b>
	- Maus 3	0.979	3.53	<b>5.6</b>	1.91	<b>-2.9</b>
<b>Modell 2</b> (Szenario 2)	- Maus 1	2.178	3.44	<b>2.0</b>	2.22	<b>0.1</b>
	- Maus 2	2.078	3.3	<b>2.1</b>	2.06	<b>0.0</b>
	- Maus 3	3.086	4.25	<b>1.4</b>	3.42	<b>0.4</b>
<b>Modell 3</b> (Szenario 3)	- Maus 1	2.973	3.27	<b>0.4</b>	2.64	<b>-0.5</b>
	- Maus 2	1.168	2.40	<b>3.1</b>	2.03	<b>2.4</b>
	- Maus 3	1.961	2.31	<b>0.7</b>	2.13	<b>0.4</b>
<b>Modell 4</b> (Szenario 4)	- Maus 1	2.692	2.60	<b>-0.2</b>	2.22	<b>-0.8</b>
	- Maus 2	2.671	2.58	<b>-0.1</b>	2.18	<b>-0.9</b>
	- Maus 3	0.711	2.63	<b>5.7</b>	1.06	<b>1.7</b>
<b>Modell 5</b> (Szenario 5)	- Maus 1	2.303	3.08	<b>1.3</b>	1.65	<b>-1.5</b>
	- Maus 2	2.568	3.73	<b>1.6</b>	1.67	<b>-1.9</b>
	- Maus 3	2.030	3.96	<b>2.9</b>	2.68	<b>1.2</b>
<b>Modell 6</b> (Szenario 6)	- Maus 1	1.589	3.27	<b>3.1</b>	1.52	<b>-0.2</b>
	- Maus 2	1.273	1.89	<b>1.7</b>	1.31	<b>0.1</b>
	- Maus 3	1.447	2.83	<b>2.9</b>	1.19	<b>-0.8</b>
<b>Modell 7</b> (Szenario 7)	- Maus 1	2.697	3.51	<b>1.1</b>	2.02	<b>-1.3</b>
	- Maus 2	2.613	3.32	<b>1.1</b>	1.8	<b>-1.6</b>
	- Maus 3	0.949	2.09	<b>3.4</b>	1.7	<b>2.5</b>
<b>Modell 8</b> (Szenario 8)	- Maus 1	2.591	3.53	<b>1.3</b>	1.56	<b>-2.2</b>
	- Maus 2	2.787	3.05	<b>0.4</b>	1.43	<b>-2.9</b>
	- Maus 3	2.206	1.94	<b>-0.6</b>	0.76	<b>*-4.6</b>
<b>Modell 9</b> (Szenario 9)	- Maus 1	3.129	4.35	<b>1.4</b>	3.61	<b>0.6</b>
	- Maus 2	1.673	2.36	<b>1.5</b>	1.48	<b>-0.5</b>
	- Maus 3	1.689	1.74	<b>0.1</b>	0.97	<b>-2.4</b>
<b>Modell 10</b> (Szenario 10)	- Maus 1	2.994	5.14	<b>2.3</b>	2.76	<b>-0.4</b>
	- Maus 2	0.871	2.53	<b>4.6</b>	2.19	<b>*4.0</b>
	- Maus 3	1.422	3.08	<b>3.4</b>	1.52	<b>0.3</b>
<b>Mittlere Abweichung</b>				<b>2.1</b>		<b>-0.2</b>
<b>Opt. Modell 1</b>	- Maus	1.738	3.81	<b>3.4</b>	1.62	<b>-0.3</b>
	- Pup 1	0.392	4.36	<b>10.5</b>	0.54	<b>1.4</b>
	- Pup 2	0.485	1.75	<b>5.6</b>	0.39	<b>-1.0</b>
	- Pup 3	0.249	0.82	<b>5.2</b>	0.21	<b>-0.7</b>
	- Pup 4	0.258	1.35	<b>7.2</b>	0.28	<b>0.3</b>
	- Pup 5	0.428	3.57	<b>9.2</b>	0.42	<b>-0.1</b>
<b>Opt. Modell 1</b>	- Maus	3.111	3.14	<b>0.0</b>	2.73	<b>-0.6</b>
	- Pup 1	0.239	0.87	<b>5.6</b>	0.17	<b>-1.5</b>
	- Pup 2	0.342	1.21	<b>5.5</b>	0.27	<b>-1.1</b>
	- Pup 3	0.375	0.99	<b>4.2</b>	0.21	<b>-2.6</b>
	- Pup 4	0.205	1.22	<b>7.7</b>	0.17	<b>-0.9</b>
	- Pup 5	0.261	0.61	<b>3.7</b>	0.11	<b>*-3.7</b>
<b>Mittlere Abweichung</b>				<b>5.7</b>		<b>-0.8</b>

Tabelle 4-4: Vergleich der Dosimetrien aus dem Forschungsvorhaben 3611S30017 [Streckert et al., 2012] mit den aktuellen Simulationen mit gleichem Modell und bei gleichem FDTD Gitterabstand von 0.5 mm. Werte mit weniger als 3 dB Abweichung sind in Blau, Abweichungen über 3 dB in Rot dargestellt. Die Werte lassen vermuten, dass die Dosimetrie-Daten der Referenzdosimetrie ohne die Käfighalterung bestimmt wurden. Insbesondere bei den Pups, welche sich nahe am Boden des Käfigs befinden, betragen die Unterschiede bis zu 10 dB, wenn die Käfighalterung in die Evaluation miteinbezogen wird. Einzelne Werte (\*) weichen relativ stark von der Referenzdosimetrie ab. „Modell“ wird in unserem Bericht ansonsten mit „Szenario“ bezeichnet.

## 5 Methoden und Simulations-Parameter

### 5.1 Organe und Gewebe für organspezifische Angaben

Eine Übersicht der 17 als relevant identifizierten Organe ist in Tabelle 5-1 zu finden. Die übrigen Gewebe haben nur einen unbedeutenden Gewichts-Anteil von < 0.3% (z.B. die Gallenblase). Um keine potenziellen SAR- oder Temperatur- „Hotspots“ zu verpassen, wurden diese jedoch trotzdem unter der Kategorie „Alle-Anderen“ Gewebe in die Auswertung miteinbezogen. Detaillierte Gewichtsangaben pro Modell finden sich in Tabelle 6-1.

Bezeichnung	Enthaltene Gewebe	Relative Masse im Mittel über alle Modelle
„Alle Gewebe“	Alle Gewebearten	100.0%
Muskel	Alle Muskelarten	29.5%
Fett	Viszerales und subkutanes Fett	28.5%
Haut	Haut	9.1%
Knochen	Sämtliche Knochen	7.2%
Darm	Dickdarm und Dünndarm	6.3%
Leber	Leber	5.4%
Bindegewebe	Sämtliche Bindegewebe	4.8%
Gehirn	Alle Gehirnteile	1.6%
Nieren	Beide Nieren	1.4%
Magen	Magen	1.0%
Herz	Herz	0.7%
Drüsen	Drüsengewebe	0.5%
Knochenmark	Knochenmark, wo vorhanden	0.4%
Lunge	Beide Lungenflügel	0.4%
Milz	Milz	0.4%
Uterus	Uterus (*falls vorhanden)	*9.0%
Embryo	Embryo (*falls vorhanden)	*14.2%
„Alle-Anderen“	u.a. Augen, Eierstock, Harnleiter, Hoden, Kehlkopf, Knorpel, Penis, Sehnen, Vagina, Zunge, etc. Für die Auswertungen als ein einziges Gewebe zusammengefasst.	2.7%

Tabelle 5-1: Übersicht der Organe und Gewebe, für die organspezifischen Auswertungen durchgeführt wurden, sowie die relative Masse gemittelt über alle verwendeten Maus-Modelle. Detailangaben pro Modell können in der Tabelle 6-1 nachgeschlagen werden.

## 5.2 Auszuwertende Quantitäten

Die Belastung durch die HF-EMF Exposition wurde auf folgender Basis bewertet, jeweils für die ganze Maus („Alle Gewebe“) und für jede der in Tabelle 5-1 definierten Gewebearten:

- (1) Organspezifisch gemittelte SAR (**avSAR**), gemittelt jeweils über das Gewebe des gesamten Organs für die in Tabelle 5-1 definierten Gewebearten  
Die Ganzkörper-SAR (**wbSAR**) entspricht der avSAR über „Alle Gewebe“.
- (2) Räumliche Spitzen-SAR, gemittelt über 1 g (**psSAR1g**)  
für Gewebe mit weniger als 1 g räumlich konzentrierter Masse werden auch die umliegenden Gewebe für die Berechnung miteinbezogen.
- (3) Räumliche Spitzen-SAR, gemittelt über 0.5 mg (**psSAR0.5mg**)
- (4) Lokaler Spitzen-Temperatur-Anstieg (**STA**)  
entsprechend dem Gewebe-Voxel mit dem höchsten Temperatur-Anstieg.
- (5) Mittlerer Temperatur-Anstieg (**MTA**)

In die Auswertung wurde eine 0.5 mg gemittelte Spitzen-SAR aufgenommen. Da die psSAR1g für den Menschen definiert wurde, ergibt sich vom Gewichtsunterschied zwischen Mensch und Maus (80 kg vs. 40 g) eine Mittelung über 0.5 mg (ähnlich wie in [Gong et al., 2016]). Für einen Bezug zur thermischen Belastung ist eine Mittelung über 0.5 mg nicht geeignet. Jedoch wird es dadurch möglich, einen definierten Räumlichen Spitzen-SAR Wert auch für Organe mit weniger als 1 g Masse anzugeben.

Der Temperatur-Anstieg ist durch die thermische Leitfähigkeit der Gewebe gleichmäßiger verteilt als die SAR (siehe Abbildung 6-1). Deshalb kann für den Spitzen-Temperatur-Anstieg (STA) die höchste im FDTD Gitter erreichte Temperatur übernommen werden, ohne zusätzliche Mittelung.

## 5.3 Simulationsgitter-Größe und Konvergenz

Die Mittelung über 0.5 mg für den räumlichen Spitzen-SAR entspricht der Mittelung über einen Würfel mit etwa 0.8 mm Kantenlänge, abhängig von der Gewebe-Dichte. Die Voxelgröße (gemeint ist die Kantenlänge der Voxel) in [Streckert et al., 2012] beträgt 0.5 mm. In der gegenwärtigen Studie wurden Voxelgrößen bis 0.2 mm untersucht, wobei 0.4 mm einen annehmbaren Kompromiss aus Genauigkeit und Geschwindigkeit darstellt (siehe Abbildung 5-1). Die breitbandige Simulation mit dem extrahierten 1.97 MHz Signal wurde über eine Länge von 80 Perioden (40.6 ns) bis zum Abklingen der Pulsanregung unter -40 dB vollzogen. Die Dauer der Simulation und SAR-Auswertung errechnet sich auf der Basis der verwendeten parallelisierten Berechnung auf geclusterten Graphik-Prozessoren. Auf einem durchschnittlichen Computer würde die Berechnung ca. 4–7mal länger dauern.

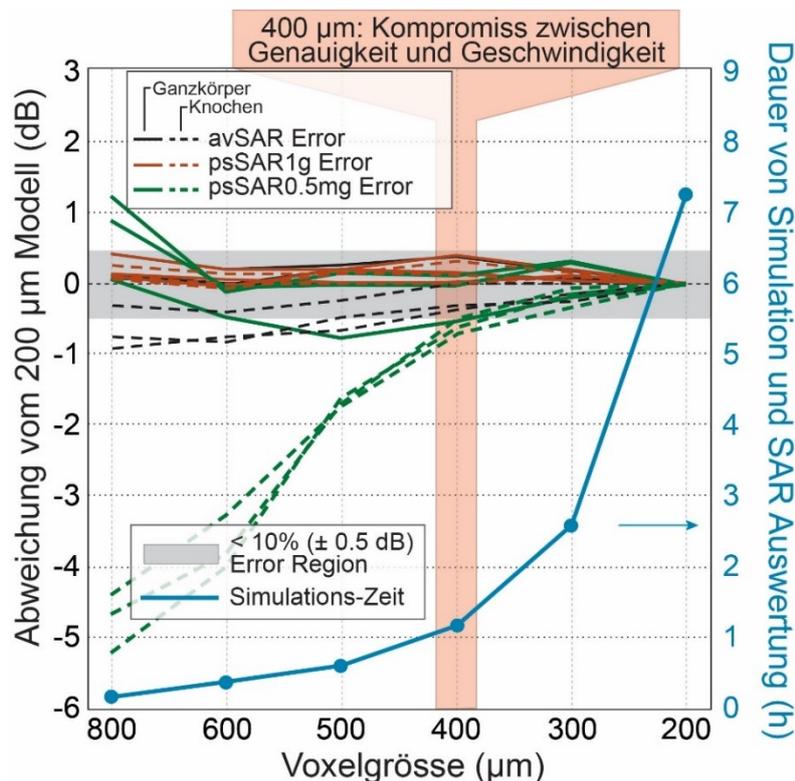


Abbildung 5-1: Relative SAR-Abweichung vom 200  $\mu\text{m}$  Modell als Funktion der Voxelgröße. Untersucht wurden die drei Mauspositionen vom Szenario Sz1 (siehe Abbildung 5-3) mit dem REF-Modell, mit SAR Auswertungen für den ganzen Körper (ausgezogene Linien) und nur für die Knochen (gestrichelte Linien). Ab 400  $\mu\text{m}$  bleibt der Fehler unter 0.5 dB, außer für die psSAR0.5mg des Knochens; dort bleibt der Fehler unter 0.8 dB. Zusammen mit der Simulations-Dauer (rechte Skala) stellt die Auflösung von 400  $\mu\text{m}$  einen annehmbaren Kompromiss dar.

## 5.4 Dielektrische Gewebeparameter

Die dielektrischen Parameter der einzelnen Gewebearten entstammen der IT'IS Datenbank für menschliche Gewebe, [www.itis.ethz.ch/database](http://www.itis.ethz.ch/database) [Hasgall et al., 2015], welche weitgehend mit denjenigen von [Gabriel et al., 1996] übereinstimmen. Gegenwärtig existieren keine Angaben in der Literatur über spezifische Parameter für Mäuse. Im Gegensatz zu den physiologischen Parametern sind für die dielektrischen Eigenschaften jedoch keine großen Abweichungen gegenüber dem menschlichen Gewebe zu erwarten [Gong et al., 2016]. Die verwendeten Parameter sind in Tabelle 5-2 aufgelistet.

## 5.5 Kerntemperatur der Mäuse und Metabolische Parameter

Die normale Kerntemperatur der Mäuse liegt zwischen 35 und 38°C [Kokolus et al., 2013]. Mäuse haben ausgeprägte thermoregulatorische Eigenschaften, hervorragend und ausführlich beschrieben in [Gordon, 2012]. Die normale Umgebungstemperatur für Mäuse bewegt sich zwischen 12 und 37°C, mit einer thermoneutralen Zone zwischen etwa 28 und 33°C [Gordon, 2012].

Bei den thermischen/physiologischen Eigenschaften ist im Vergleich zum Menschen mit einer wesentlich erhöhten metabolischen Wärmeerzeugung zu rechnen. Während beim Menschen etwa 1.5 W/kg durchschnittliche Wärmeerzeugung im Ruhezustand erreicht wird [Fiala et al.,

1999], sind es bei Mäusen etwa 8–12 W/kg in der thermoneutralen Zone. Unterhalb dieser Zone steigt die Wärmeenerzeugung um bis zu das Dreifache an. In der normalen Laborumgebung (20–22°C) ist also mit einer wesentlich erhöhten metabolischen Aktivität zu rechnen, welche sich je nach Maus-Stamm leicht unterscheidet (Abbildung 5-2).

Die im Forschungsvorhaben 3611S30017 verwendeten B6C3F1 Mäuse sind gekreuzt aus C57BL/6 und C3H. Für diese zwei Eltern-Stämme sind folgende metabolische Eigenschaften in [Gordon, 2012] beschreiben:

- (1) Kerntemperatur: 35–38°C (variierend im Tagesverlauf). Mittel: 36.3°C
- (2) Thermoneutrale Zone: 30–32°C
- (3) Metabolische Wärmerzeugung in der thermoneutralen Zone: 8–9.2 W/kg
- (4) Metabolische Wärmerzeugung bei 22°C: ca. 30 W/kg (berechnet über die „whole body thermal conductance“ wie beschrieben in [Gordon, 2012]).
- (5) Hauttemperatur am Körper: ca. 33–36°C (abgeschätzt aus Fig. 19 [Gordon, 2012]), relativ unabhängig vom Wärmestress.
- (6) Hauttemperatur am Schwanz: ca. 26–29°C (abgeschätzt aus Fig. 19 [Gordon, 2012]), stark von der Wärmestress abhängig. Nach anderen Literaturwerten 22–28°C [Eide and Tjølsena, 1988]

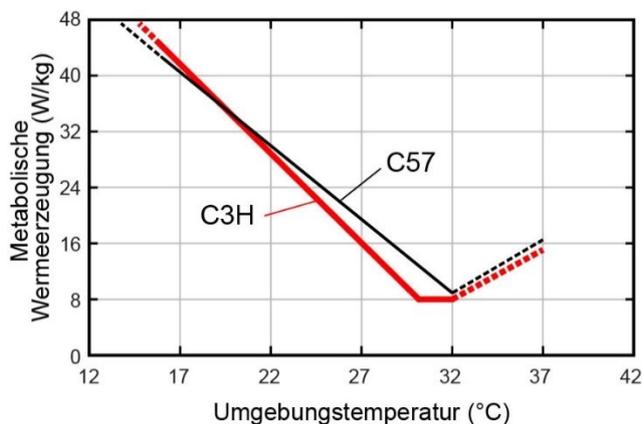


Abbildung 5-2: Metabolische Wärmeerzeugungsrate als Funktion der Umgebungstemperatur für die zwei Maus-Stämme C57BL/6 und C3H, aus welchen die im Forschungsvorhaben 3611S30017 verwendeten B6C3F1 Mäuse gekreuzt wurden. Daten und Darstellungsart aus [Gordon, 2012].

Unterhalb der thermoneutralen Zone erhöht sich die metabolische Wärmeenerzeugung um 2.1–2.7 W/kg pro 1°C. Dies ist der als „whole body thermal conductance“ bezeichnete Wert in [Gordon, 2012], für die Eltern der B6C3F1 Mäuse.

Bei der Tierhaltung in einer Umgebungstemperatur von 21–22°C, wie in der Studie 3611S30017 verwendet [Kloose, 2014], ist also bereits mit einer etwa dreifach erhöhten metabolischen Wärmeenerzeugung zu rechnen (etwa +20 W/kg). Diese Werte wurden bei Mäusen mit einem Gewicht von etwa 25 g bestimmt. Leichtere Tiere müssen die metabolische Rate bei kälteren Umgebungstemperaturen überproportional erhöhen, da sie eine größere relative Oberfläche aufweisen.

Wegen der Unsicherheit bezüglich der metabolischen Wärmeleistung der Mäuse und deren verschiedenen Geweben, wurden die Temperatur-Simulationen nicht in absoluter Temperatur durchgeführt, sondern als „Temperatur-Anstiegs“-Simulation. Das lineare Modell geht von einem vorhandenen Gleichgewicht zwischen Wärmeleistung und Wärme-Verlust der Mäuse aus. Da dieses Modell von einem thermalen Gleichgewichts-Zustand („steady-state“) ausgeht, wird die metabolische Wärmeleistung nicht als Parameter benötigt.

## 5.6 Blut Perfusions-Größen

Lokale Perfusions-Parameter für den Menschen sind zusammengetragen in [Hasgall et al., 2015]. Analog der metabolischen Wärmeerzeugung ist auch hier bei den Mäusen im Vergleich zum Menschen teilweise mit erhöhten Durchblutungswerten zu rechnen. Nach [Song et al., 1984] beträgt die Perfusion im Muskel der Mäuse etwa 100 ml/kg/min verglichen mit 37 ml/kg/min beim Menschen. Laut [Valvano and Holmes, 2013] kann der Wert (gemessen bei Ratten) aber auch durchaus vergleichbar zum Menschen sein, weshalb für Muskel die 37 ml/kg/min in der gegenwärtigen Studie beibehalten wurden.

Abgeleitet aus [Thurlby and Trayhurn, 1980] ergibt sich für die Haut der Mäuse ein Wert von etwa 160 ml/kg/min (106 ml/kg/min beim Menschen), übereinstimmend mit [Valvano and Holmes, 2013]. Analog wurden auch die Werte für Knochen angepasst, von etwa 30 für den Menschen auf 90 ml/kg/min [Valvano and Holmes, 2013]. Angepasste Werte sind in Tabelle 5-2 mit einem (\*) gekennzeichnet.

## 5.7 Thermische Leitfähigkeit der Gewebe

Die thermische Leitfähigkeit der Gewebearten bei Ratten [Valvano and Holmes, 2013] unterscheidet sich nur unwesentlich vom menschlichen Gewebe, so dass für die Mäuse die Werte von [Hasgall et al., 2015] übernommen wurden.

## 5.8 Thermische Randbedingungen

Für den Menschen wird die thermische Randbedingung von der Haut zur Umgebungsluft typischerweise mit einem Wärmetransfer-Koeffizient von etwa  $h = 6 \text{ W/m}^2/\text{K}$  angegeben, bei leichter Bekleidung und Luftfluss [Fiala et al., 1999]. Basierend auf der metabolischen Wärmeerzeugung als Funktion der Umgebungstemperatur kann für Mäuse mit einer Haut-Temperatur von durchschnittlich  $35^\circ\text{C}$  gemittelt über den ganzen Körper ein Wert von etwa  $h = 10 \text{ W/m}^2/\text{K}$  abgeleitet werden. Dies entspricht im Wesentlichen den ermittelten Werten von [Conley and Porter, 1985], mit einem Wärmetransfer-Koeffizienten von  $5 \text{ W/m}^2/\text{K}$  am Torso, und  $16.5 \text{ W/m}^2/\text{K}$  am Schwanz. Diese Werte wurden schließlich auch in unseren thermischen Simulationen verwendet. Die Umgebungstemperatur wurde auf 0 K gesetzt, da es sich um eine rein lineare Temperatur-Anstiegs-Simulation handelt, welche von einem thermalen Gleichgewichts-Zustand ausgeht.

## 5.9 Verwendete dielektrische und thermische Gewebe-Parameter

Die verschiedenen Maus-Modelle haben eine leicht unterschiedliche Anzahl von segmentierten Gewebearten. Die Parameter für die meisten Gewebe sind in Tabelle 5-2 zusammengefasst. Die homogenen ellipsoiden Pups wurden als Muskelgewebe modelliert. Die dielektrischen Parameter der homogen modellierten Embryos in den trächtigen Modellen wurden mit gemittelten Werten aus Muskel, Uterus und Blut abgeschätzt [Hand et al., 2006]. Die thermischen Parameter der Embryos entstammen der Literatur [Hand et al., 2010], mit Ausnahme des Wertes für die Perfusion, welcher uns mit 275 ml/min/kg zu hoch erschien. Für eine konservative Beurteilung wurde der Perfusionswert vom Muskel verwendet (39 ml/min/kg).

Gewebe	Tissue	Relative Primitivität	Elektrische Leitfähigkeit (S/m)	Dichte (kg/m <sup>3</sup> )	Wärmekapazität (J/kg/K)	Thermische Leitfähigkeit (W/m/K)	Perfusionsrate (ml/min/kg)
Auge (Glaskörper)	Eye (Vitreous Humor)	68.5	2.14	1005	4047	0.59	0
Auge (Hornhaut)	Eye (Cornea)	52.4	1.96	1051	3615	0.54	0
Auge (Linse)	Eye (Lens)	34.5	0.86	1076	3133	0.43	0
Auge (Sklera)	Eye (Sclera)	53.3	1.71	1032	4200	0.58	380
Augenlinse (Cortex)	Eye Lens (Cortex)	45.2	1.23	1076	3133	0.43	0
Augenlinse (Nucleus)	Eye Lens (Nucleus)	34.5	0.86	1076	3133	0.43	0
Bandscheiben	Intervertebral Disc	40.6	1.49	1100	3568	0.49	35
Bauchspeicheldrüse	Pancreas	57.9	1.61	1087	3164	0.51	767
Bindegewebe	Connective Tissue	44.0	1.32	1027	2372	0.39	37
Blut	Blood	59.1	2.16	1050	3617	0.52	10000
Blutgefäßwand	Blood Vessel Wall	43.1	1.15	1102	3306	0.46	150
Bronchien	Bronchi	40.3	1.20	1102	3306	0.46	238
Bronchien (Lumen)	Bronchi lumen	1.0	0.00	1	1004	0.03	0
Brust Fett	Breast Fat	5.2	0.10	911	2348	0.21	47
Brustdrüse	Breast Gland	57.9	1.61	1041	2960	0.33	150
Dickdarm	Large Intestine	54.8	1.69	1088	3655	0.54	765
Dickdarm (Lumen)	Large Intestine Lumen	53.3	1.44	1045	3801	0.56	0
Dünndarm	Small Intestine	55.5	2.81	1030	3595	0.49	1026
Dünndarm (Lumen)	Small Intestine Lumen	53.3	1.44	1045	3801	0.56	0
Eierstock	Ovary	45.9	1.93	1048	3778	0.52	236
Embryo	Embryo	<b>*57.0</b>	<b>*1.83</b>	<b>*1030</b>	<b>*3672</b>	<b>*0.39</b>	<b>*39</b>
Fett	Fat	11.0	0.21	911	2348	0.21	33
Galle	Bile	68.9	2.42	928	4037	0.58	0
Gallenblase	Gallbladder	58.1	1.74	1071	3716	0.52	30
Gebärmutterhals	Cervix	48.2	1.43	1105	3676	0.53	700
Gehirn	Brain	45.7	1.81	1046	3630	0.51	559
Gehirn (graue Substanz)	Brain (Grey Matter)	49.7	1.49	1045	3696	0.55	764
Gehirn (weiße Substanz)	Brain (White Matter)	36.8	0.99	1041	3583	0.48	212
Harnblasenwand	Urinary Bladder Wall	18.2	0.57	1086	3581	0.52	78
Harnleiter	Ureter/Urethra	43.1	1.15	1102	3306	0.46	188
Haut	Skin	38.6	1.25	1109	3391	0.37	<b>*160</b>
Herz (Lumen)	Heart Lumen	59.1	2.16	1050	3617	0.52	10000
Herzmuskel	Heart Muscle	55.9	1.89	1081	3686	0.56	1026
Hippocampus	Hippocampus	49.7	1.49	1045	3696	0.55	764
Hirnhaut	Dura	42.7	1.40	1174	3364	0.44	380
Hoden	Testis	58.3	1.81	1082	3778	0.52	200
Hypophyse	Hypophysis	57.9	1.61	1053	3687	0.51	885
Hypothalamus	Hypothalamus	49.7	1.49	1045	3696	0.55	764
Kehlkopf	Larynx	39.8	1.40	1100	3568	0.49	35
Kleinhirn	Cerebellum	45.7	1.81	1045	3653	0.51	770
Knochen (Kortikalis)	Bone (Cortical)	11.7	0.31	1908	1313	0.32	<b>*90</b>
Knochen (Spongiosa)	Bone (Cancellous)	19.1	0.64	1178	2274	0.31	<b>*90</b>
Knochenmark (Rot)	Bone Marrow (Red)	10.6	0.38	1029	2666	0.28	135
Knorpel	Cartilage	39.8	1.40	1100	3568	0.49	35
Leber	Liver	43.9	1.39	1079	3540	0.52	860
Luft	Air	1.0	0.00	1	1004	0.03	0
Luftröhre	Trachea	40.3	1.20	1080	3568	0.49	35
Luftröhre (Lumen)	Trachea Lumen	1.0	0.00	1	1004	0.03	0
Lunge	Lung	20.8	0.68	394	3886	0.39	401
Lymphknoten	Lymphnode	78.4	0.89	1035	3739	0.46	461

Fortsetzung auf der nächsten Seite.

Fortsetzung der vorhergehenden Seite.

Gewebe	Tissue	Relative Permittivität	Elektrische Leitfähigkeit (S/m)	Dichte (kg/m <sup>3</sup> )	Wärmekapazität (J/kg/K)	Thermische Leitfähigkeit (W/m/K)	Perfusionsrate (ml/min/kg)
Magen	Stomach	62.9	1.82	1088	3690	0.53	460
Magen (Lumen)	Stomach Lumen	53.3	1.44	1045	3801	0.56	0
Medulla oblongata	Medulla Oblongata	45.7	1.81	1046	3630	0.51	559
Meniskus	Meniscus	39.8	1.40	1100	3568	0.49	35
Milz	Spleen	53.4	1.89	1089	3596	0.53	1557
Mittelhirn	Midbrain	45.7	1.81	1046	3630	0.51	559
Muskel	Muscle	53.3	1.44	1090	3421	0.49	37
Nebenhoden	Epididymis	58.3	1.81	1082	3778	0.52	200
Nebenniere	Adrenal Gland	58.5	0.98	1028	3513	0.44	1458
Nerv	Nerve	30.7	0.90	1075	3613	0.49	160
Niere	Kidney	53.9	2.07	1066	3763	0.53	3795
Penis	Penis	43.1	1.15	1102	3306	0.46	12
Plazenta	Placenta	59.1	2.16	1018	3807	0.52	1700
Prostata	Prostate	58.3	1.81	1045	3760	0.51	394
Rachen (Lumen)	Pharynx	1.0	0.00	1	1004	0.03	0
Rückenmark	Spinal Cord	30.7	0.90	1075	3630	0.51	160
Samenblase	Seminal vesicle	58.3	1.81	1045	3760	0.51	394
Samenleiter	Ductus Deferens	43.1	1.15	1102	3306	0.46	188
SAT (subkutanes Fett)	SAT (Subcutaneous Fat)	11.0	0.21	911	2348	0.21	33
Schädel (Kortikalis)	Skull Cortical	11.7	0.31	1908	1313	0.32	10
Schädel (Spongiosa)	Skull Cancellous	19.1	0.64	1178	2274	0.31	30
Schilddrüse	Thyroid Gland	57.9	1.61	1050	3609	0.52	5624
Schleimhäute	Mucous Membrane	53.3	1.44	1102	3150	0.34	594
Sehnen & Bänder	Tendon\Ligament	44.0	1.32	1142	3432	0.47	29
Speicheldrüse	Salivary Gland	74.5	1.00	1048	3760	0.51	383
Speiseröhre	Esophagus	62.9	1.82	1040	3500	0.53	190
Speiseröhre (Lumen)	Esophagus Lumen	1.0	0.00	1	1004	0.03	0
Thalamus	Thalamus	49.7	1.49	1045	3696	0.55	685
Thymusdrüse	Thymus	51.0	0.88	1023	3043	0.34	247
Urin	Urine	50.0	1.75	1024	4178	0.56	0
Uterus	Uterus	58.6	1.88	1105	3676	0.53	458
Vagina	Vagina	54.8	1.69	1088	3655	0.54	98
Wirbel	Vertebrae	11.7	0.31	1908	1313	0.32	10
Zahn	Tooth	11.7	0.31	2180	1255	0.59	0
Zerebrospinalflüssigkeit	Cerebrospinal Fluid	67.0	3.05	1007	4096	0.57	0
Zirbeldrüse	Pineal Body	57.9	1.61	1053	3687	0.51	885
Zunge	Tongue	53.3	1.48	1090	3421	0.49	78
Zwerchfell	Diaphragm	53.3	1.44	1090	3421	0.49	99

Tabelle 5-2: Dielektrische und thermische Gewebeparameter sowie Dichte der unterschiedenen Gewebearten, bei 1.97 GHz. Die mit (\*Rot) gekennzeichneten Werte sind spezifisch für Mäuse oder für die Embryos abgeschätzt und weichen deshalb von den Mittelwerten bei [Hasgall et al., 2015] ab, respektive sind dort nicht vorhanden.

## 5.10 Untersuchte Expositions-Szenarien

Die untersuchten Expositions-Szenarien Sz1–Sz10 entsprechen dem Bericht von [Streckert et al., 2012]; dessen Abbildung 4 ist in diesem Bericht reproduziert (Abbildung 5-3). Lediglich die Bezeichnungen wurden angepasst, um Verwechslungen vorzubeugen. Bei den entsprechend der Leistungsbeschreibung zusätzlich zu untersuchenden Szenarien mit nur zwei trächtigen Mäusen pro Käfig wurden jeweils die Position P1 und P3 verwendet, bei nur einer Maus pro Käfig (nach dem 13. Trächtigkeitstag) hingegen jeweils nur die Position P3. Dies mit

Ausnahme des Szenarios Sz10, wo die Position P2 anstatt P3 verwendet wurde, damit die aufgerichtete Position erhalten bleibt.

Die Maus-Modelle wurden so gut wie möglich entsprechend dem Szenario platziert, mit einem vertikalen Abstand von etwa 2–5 mm über der Käfighalterung. Der Käfig selbst wurde nicht mitberücksichtigt, da die relativ dünne Plastik-Wand im Vergleich zu der 10 mm dicken Käfighalterung nicht ins Gewicht fällt. Die Positionierung so nahe wie möglich an der Käfighalterung entspricht einer höheren Exposition als mit einem größeren Abstand, da das E-Feld in der Nähe de POM Kunststoffes überhöht ist.

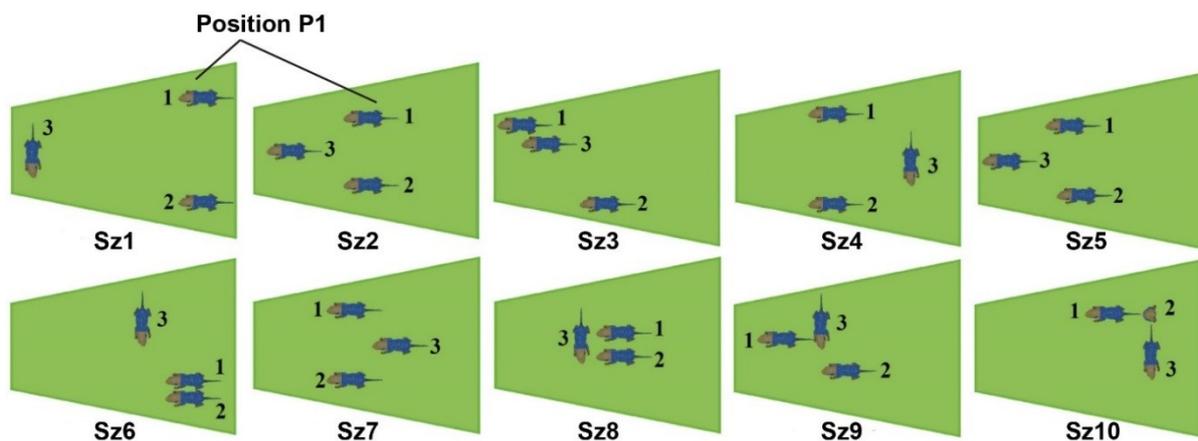


Abbildung 5-3: Untersuchte Konfiguration-Szenarien „Sz1–Sz10“ für drei Tiere pro Käfig mit der jeweiligen Position „P1“, „P2“ und „P3“. Die Abbildung stammt aus [Strecker et al., 2012], lediglich die Bezeichnungen wurden angepasst, um Verwechslungen vorzubeugen. Die Bezeichnungen für das Szenario wurde von „Modell“ auf „Szenario“ geändert (keine Verwechslung mit den anatomischen Maus-Modellen), die Positionen von „Maus“ auf „Position“. Für die Szenarien mit nur zwei Mäusen pro Käfig wurden die Positionen P1 und P3 verwendet. Für Szenarien mit nur einer Maus pro Käfig wurde nur die Position P3 verwendet. Dies mit Ausnahme des Szenarios Sz10, in welchem die Position P2 anstatt P3 verwendet wurde, damit die aufgerichtete Position erhalten bleibt.

## 6 Detaillierte Dosimetrie mit den anatomisch korrekten Modellen

### 6.1 Illustration der Auswertungsgrößen

Die ausgewerteten Größen sind in Abbildung 6-1 dargestellt, anhand der Werte für das JA8-Modell mit dem Expositions-Szenario Sz2-P1. Außer für die trächtigen Tiere befanden sich immer 3 Mäuse in einem Käfig. Aufgrund der geringen Größe der Tiere ist die psSAR1g nur bedingt geeignet, da sie in einigen kleineren Strukturen (gut sichtbar beim Schwanz) nicht mehr definiert ist, wenn man sich wie in der gängigen Praxis [IEEE, 2008] bei der Auswertung auf würfelförmige Gewebevolumenta beschränkt. Obwohl die mittlere SAR-Belastung in z.B. Herz, Lunge und Darm deutlich über dem Mittel liegt, ist die Temperatur-Erhöhung dort relativ klein, da diese Organe sehr gut durchblutet sind (Siehe Perfusionsrate in Tabelle 5-2).

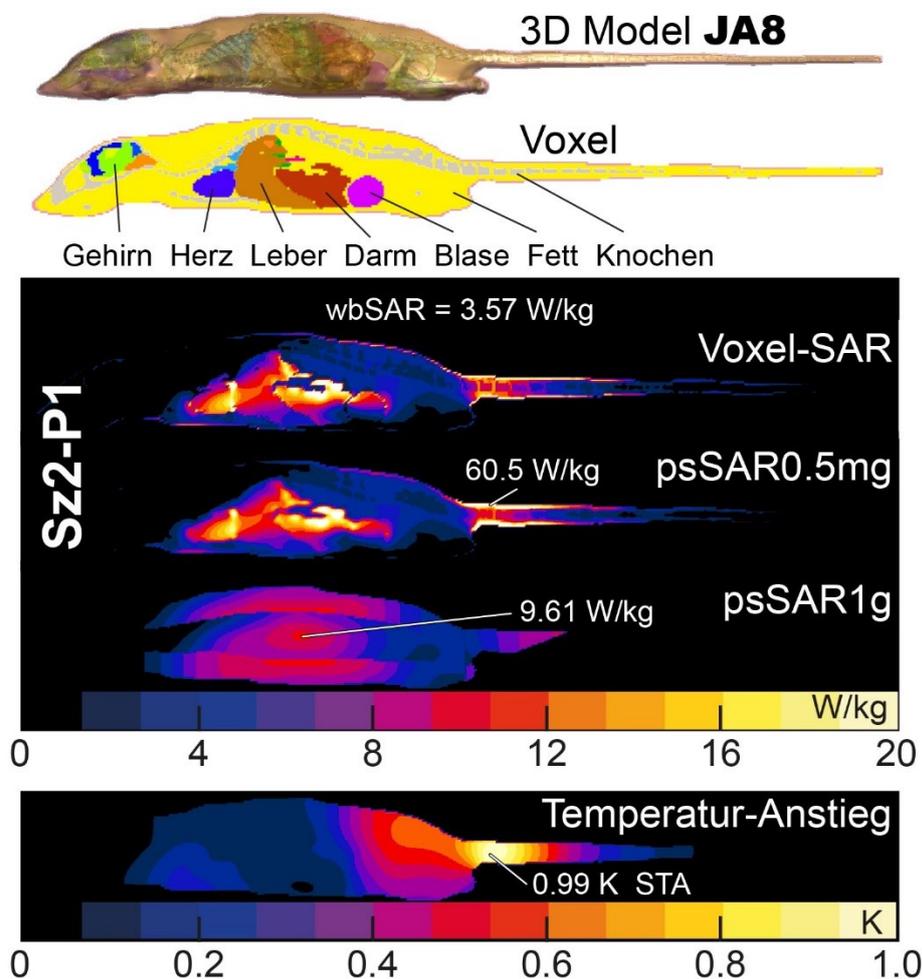


Abbildung 6-1: Darstellung von Simulationsmodell, und der SAR- und Temperatur-Anstiegs-Verteilung anhand des JA8-Modells im Szenario Sz2 und der Position P1. Die Querschnitts-Abbildung verläuft vertikal der Wirbelsäule entlang. In diesem Querschnitt befindet sich auch die maximale Temperatur-Anstieg, am Ansatz des Schwanzes. Der Spitzen-Temperatur-Anstieg (STA) beträgt 0.99 K, der mittlere Temperatur-Anstieg (MTA) 0.22 K. Die Eingangsleistung betrug 1 Watt. Dies entspricht der höchsten Expositionsstufe in 3611S30017.

## 6.2 Resultate SAR Exposition

Die Versuchstiere (F1) wurden zu dritt im Käfig gehalten. Die Ganzkörper-SAR-Belastung beträgt im Mittel bei der höchsten Expositionsstufe 2.63 W/kg (39% Standardabweichung, SD) für JT4, 2.24 W/kg (29% SD) für JA8, und 1.27 W/kg (21% SD) für A. Die Werte sind in Abbildung 6-2 dargestellt.

Für die trächtigen Tiere (F0) ergibt sich eine mittlere Ganzkörper-SAR-Belastung von 2.09 W/kg (21% SD) mit zwei T13-Weibchen pro Käfig, und 2.3 W/kg (17% SD) nach der Vereinzelung. Für die in der Trächtigkeit fortgeschrittenen T19 Weibchen ergeben sich 1.68 W/kg (21% SD), mit nur einem Weibchen pro Käfig. Die Daten sind in Abbildung 6-3 dargestellt.

Über alle Mausmodelle gemittelt ergibt sich somit ein Mittelwert von 2.03 W/kg (42% SD) für 1 W Eingangsleistung, was der höchsten Expositionsstufe im Forschungsvorhaben 3611S30017 entspricht. Bei dieser Mittelung wurde zunächst pro Mausmodell über alle Szenarien gemittelt, und dann über die 5 Mausmodelle. Die Standardabweichung wurde für alle Modelle in allen Szenarien berechnet.

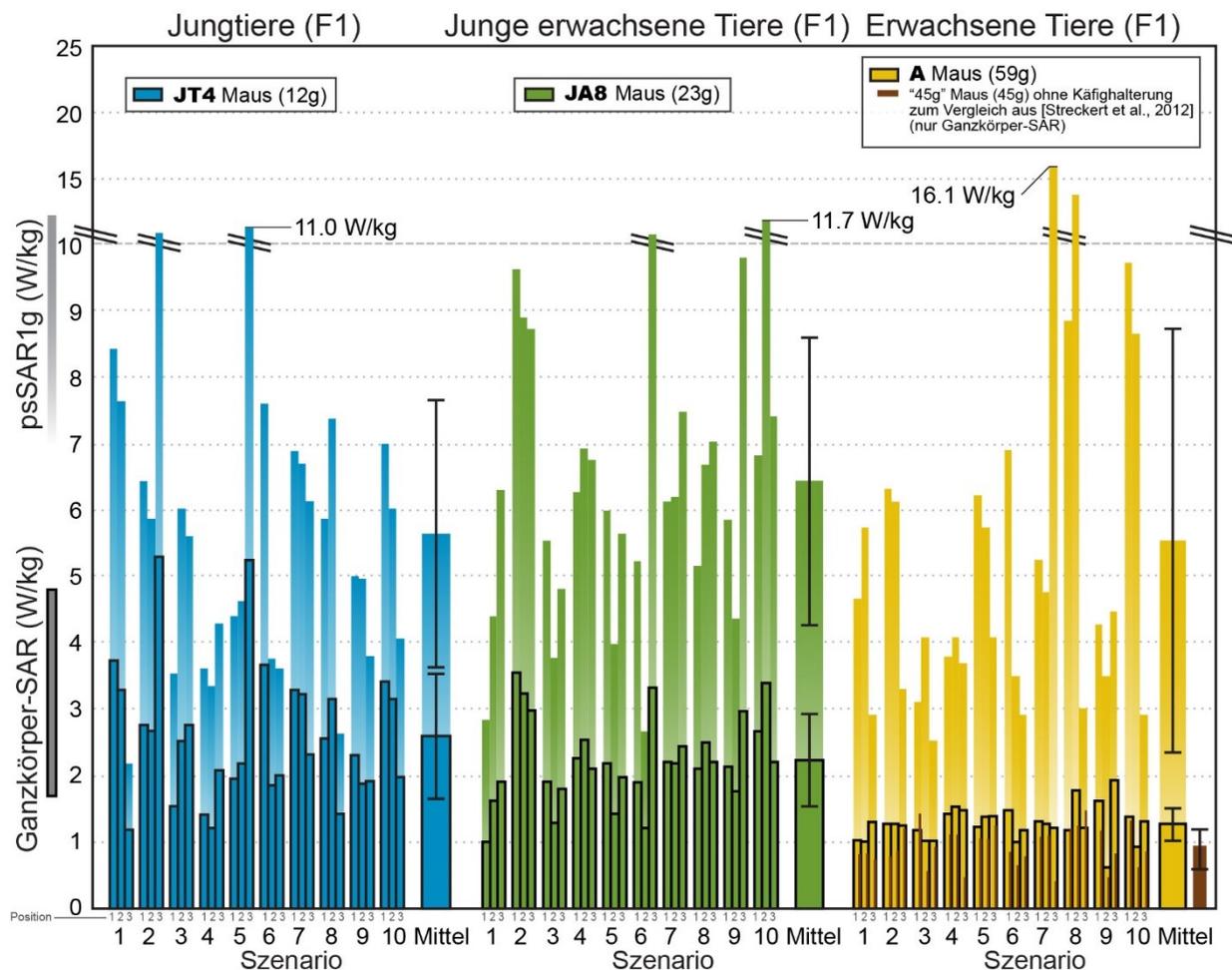


Abbildung 6-2: Ganzkörper-SAR und psSAR1g („Alle Gewebe“) Werte für nicht-trächtige Tiere (F1). Die Werte beziehen sich auf die jeweils drei Mäuse pro Käfig in 10 untersuchten Szenarien. Die Eingangsleistung betrug 1 Watt. Dies entspricht der höchsten Expositionsstufe in 3611S30017.

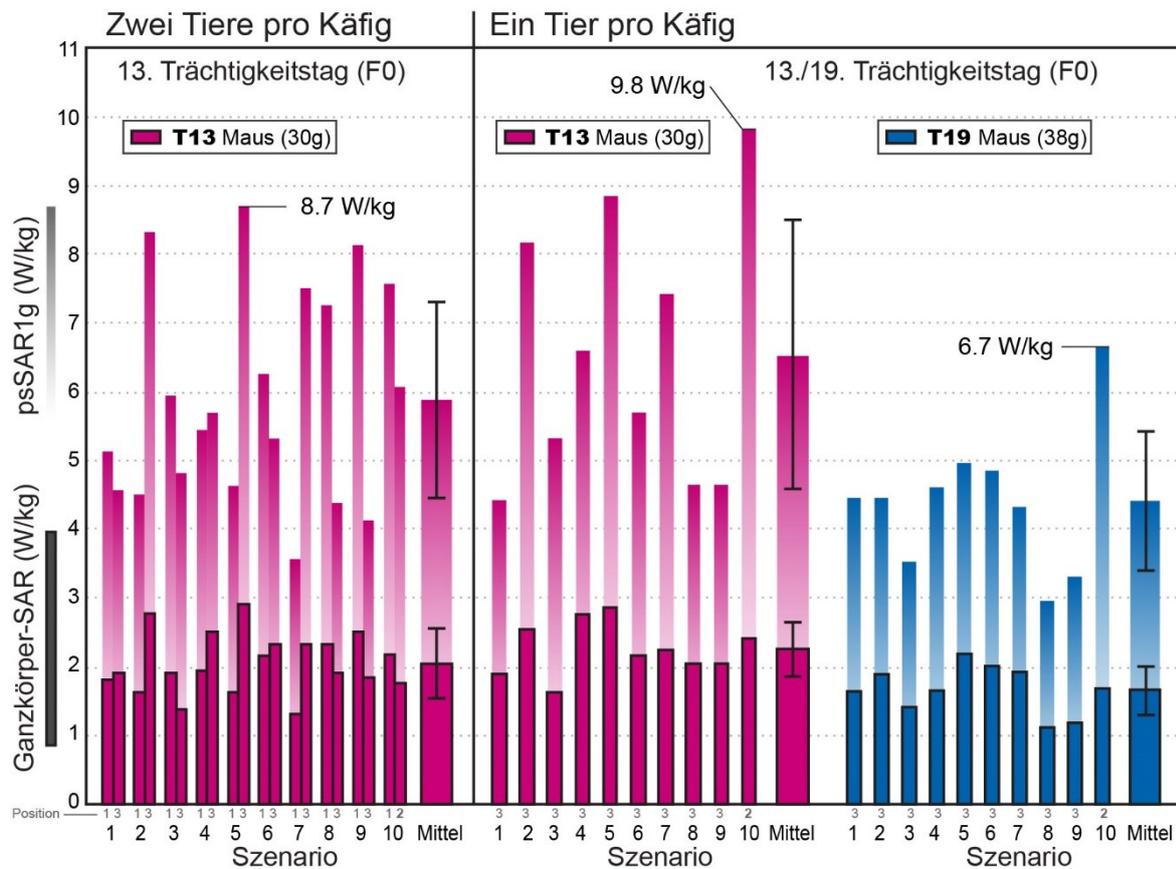


Abbildung 6-3: Ganzkörper-SAR und psSAR1g („Alle Gewebe“) Werte für trächtige Tiere (F0). Jeweils zwei Mäuse pro Käfig bis zum 13. Trächtigkeitstag, danach ein Tier pro Käfig. Untersucht wurden dieselben 10 Modell-Szenarien wie mit drei Mäusen (vergl. Abbildung 6-1), allerdings nur in Position P1 und P3, respektive nur in P3, mit Ausnahme vom Szenario Sz10. Die Eingangsleistung betrug 1 Watt. Dies entspricht der höchsten Expositionsstufe in 3611S30017.

### 6.3 Resultate Temperaturerhöhung

Die maximale Temperatur-Erhöhung wird etwa nach 10–15 min erreicht (98% der „steady-state“-Temperatur). Die erreichten lokalen Spitzen-Temperatur-Anstiege (STA) sind in Abbildung 6-4 und Abbildung 6-5 dargestellt. Der höchste STA mit 1.42 K wird mit dem JT4-Modell in Szenario Sz2, Position P3, im Fettgewebe verzeichnet. Die angrenzende Haut (1.41 K) und die angrenzenden Knochen (1.39 K) werden fast gleich stark erwärmt. Der STA außerhalb von Fett, Haut und Knochen beträgt  $< 0.96$  K. Die organspezifischen Resultate werden in Kapitel 6.4 weiter diskutiert.

Über alle Simulations-Szenarien und Modelle beträgt der durchschnittliche STA 0.43 K (61% SD). Bei dieser Mittelung wurde zunächst pro Mausmodell über alle Szenarien gemittelt, und dann über die 5 Mausmodelle. Die Standardabweichung wurde für alle Modelle in allen Szenarien berechnet. Ältere Tiere erfahren in der Tendenz eine kleinere STA (vgl. in Abbildung 6-4 und Abbildung 6-5 die jeweiligen „Mittel“ Werte).

Der mittlere Temperatur-Anstieg (MTA) über „Alle Gewebe“ kann in erster Näherung als Indikator für die Kerntemperatur-Erhöhung der Mäuse betrachtet werden [Gong et al., 2016]. Der höchste MTA beträgt 0.36 K für das JT4-Modell (Sz2-P3). Im Durchschnitt über alle Simulations-Szenarien und Modelle wird ein MTA von 0.13 K erreicht (Mittelung zuerst pro Mausmodell, und dann über die 5 Modelle). Zusammen mit der durchschnittlichen wbSAR = 2.03 W/kg ergibt sich ein Quotient aus MTA und wbSAR von etwa 0.064 K/(W/kg). Dies ist in Anbetracht der vielfältigen Unterschiede in guter Übereinstimmung mit den gemessenen 0.047 K/(W/kg) in [Gordon et al., 1986]. Dass der entsprechende Wert in [Gong et al., 2016] mit 0.043 K/(W/kg) etwas tiefer liegt, kann an der unterschiedlichen Exponierung in der Reverberations-Kammer liegen.

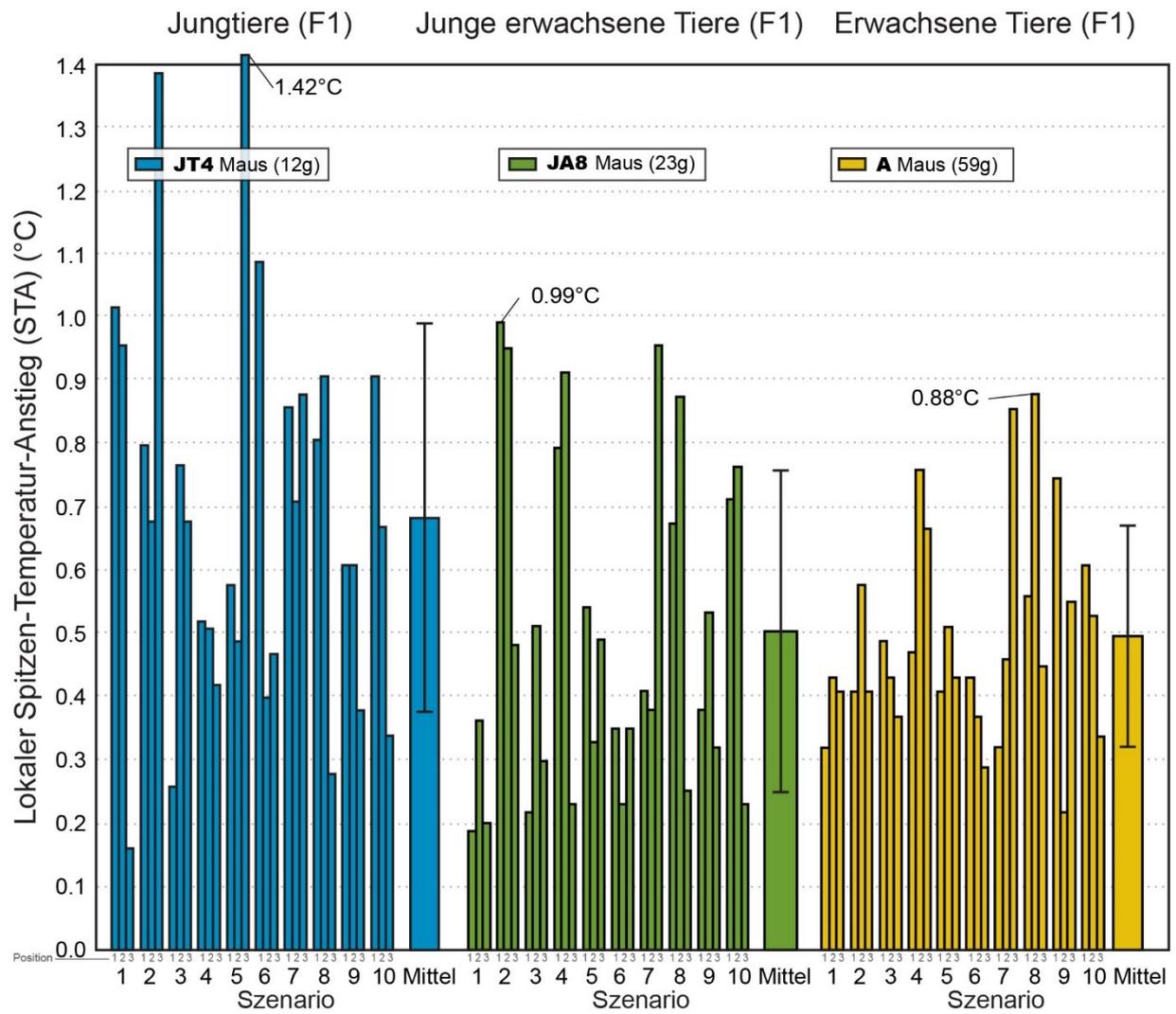


Abbildung 6-4: STA für nicht-trächtige Tiere (F1). Die Werte beziehen sich auf die 10 untersuchten Szenarien mit jeweils drei Mäuse pro Käfig. Die Eingangsleistung betrug 1 Watt. Dies entspricht der höchsten Expositionsstufe in 3611S30017.

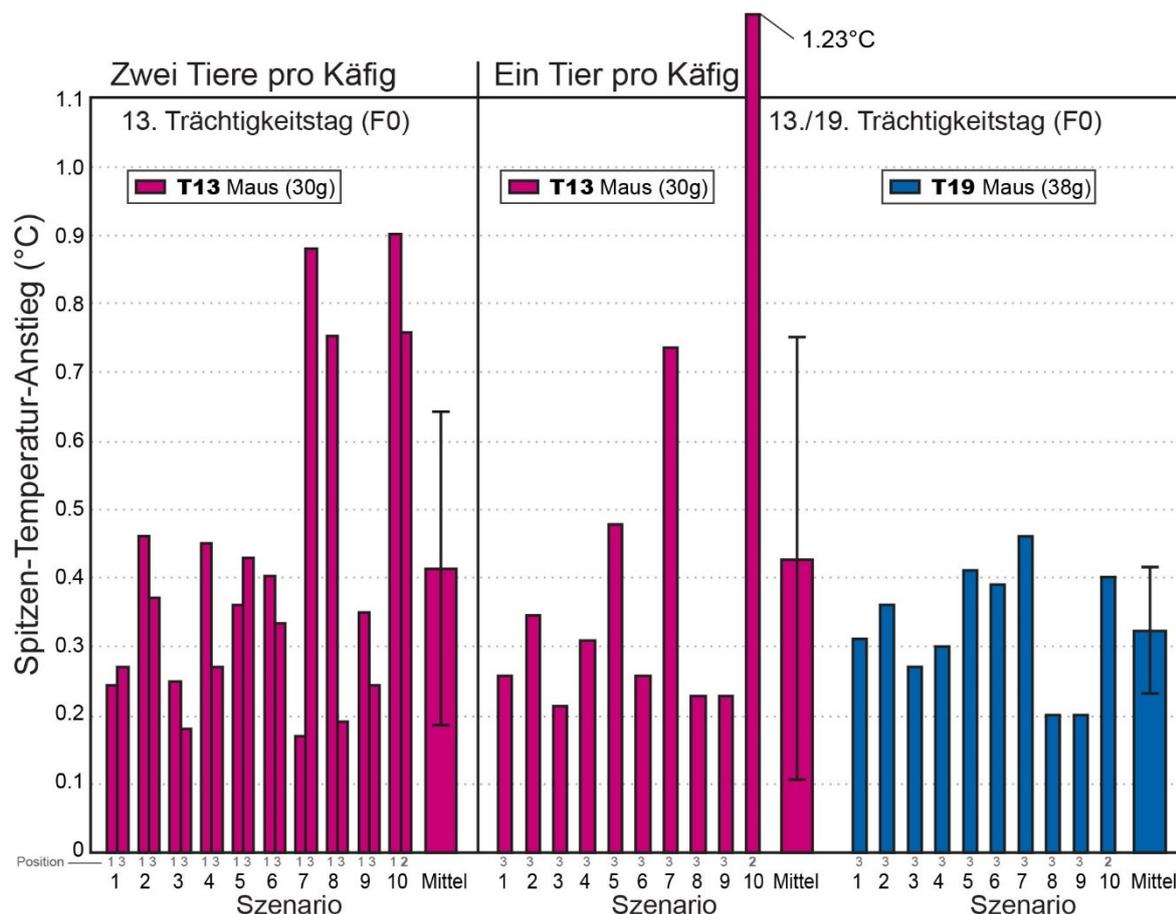


Abbildung 6-5: STA für trächtige Tiere (F0). Die Werte beziehen sich auf die 10 untersuchten Szenarien mit jeweils zwei oder einer Maus pro Käfig. Die Eingangsleistung betrug 1 Watt. Dies entspricht der höchsten Expositionsstufe in 3611S30017.

## 6.4 Organspezifische Unterschiede

Eine Übersicht der SAR- und Temperatur-Anstiegs-Verteilung auf die verschiedenen Gewebe und Organe findet sich in Abbildung 6-6. Aufgrund der dielektrischen Eigenschaften und der anatomischen Position sind typischerweise Lunge, Herz, Nieren und Darm stärker exponiert als Knochen, Knochenmark und Fett. Die höchsten organspezifischen Spitzen-Temperatur-Anstiege (STA) befinden sich meistens in Knochen.

Auffallende Gewebe sind:

- Haut: Hohe Absorption, und auch hoher Temperatur-Anstieg
- Knochen: Sehr kleine Absorption, aber höchster Temperatur-Anstieg
- Lunge: Höchste über das Gewebe gemittelte Absorption, aber durchschnittlicher Temperatur-Anstieg
- Uterus und Embryo sind generell weniger exponiert

Alle anderen Gewebe, inklusive der Leber, haben kein auffälliges Verhalten bezüglich der Absorption, respektive des Temperatur-Anstiegs.

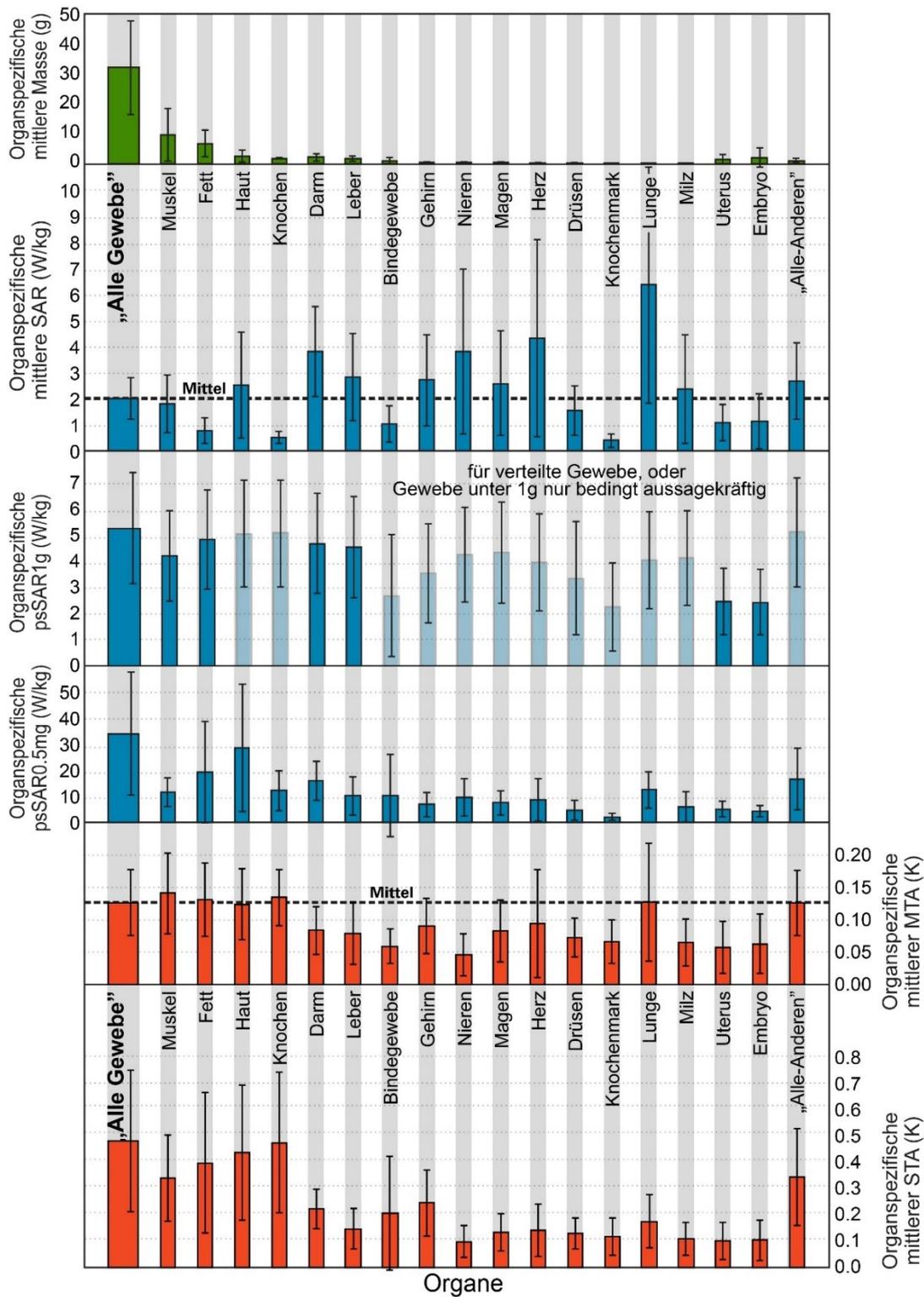


Abbildung 6-6: Organ-spezifische Masse, SAR (avSAR, psSAR1g, psSAR0.5mg) und organ-spezifische Temperatur-Anstiege (MTA, STA), zuerst gemittelt pro Mausmodell über alle Szenarien, und dann über die 5 Mausmodelle. Fehlerbalken entsprechen der Standardabweichung über alle Mausmodelle und Szenarien. Die Lunge ist im Mittel am höchsten exponiert; Knochenmark und Knochen am wenigsten. Der thermische „Hotspot“ befindet sich meistens in Knochen, Haut, Fett, Muskel, oder „Alle-Anderen“ (bei genauerer Betrachtung meistens in den Sehnen).

## 6.5 Resultate in tabellarischer Übersicht

Für die Bewertung der Resultate ist zum einen der Mittelwert (pro Maus-Modell über alle Expositions-Szenarien und Positionen) mit Standardabweichung von Interesse, als Maß für die am wahrscheinlichsten zu erwartenden SAR- und Temperatur-Belastungen. Zusätzlich – als Maß für die zu erwartende Obergrenze – interessieren die erreichten Spitzenwerte der jeweiligen Maus-Modelle. Die entsprechenden Resultate für die SAR- und Temperatur-Werte finden sich in Tabelle 6-1 bis Tabelle 6-3. „T13\_2“ bezeichnet das T13-Modell mit zwei Mäusen pro Käfig, „T13\_1“ mit nur einer Maus (nach der Vereinzelung).

Modell	„Alle Gewebe“	Muskel	Fett	Haut	Knochen	Darm	Leber	Bindegewebe	Gehirn	Nieren	Magen	Herz	Drüsen	Knochenmark	Lungen	Milz	Uterus	Embryo	„Alle-Anderen“
<b>Masse [g], unter 1 g in Rot</b>																			
JT4	12.3	2.3	5.0	1.6	1.3	0.6	0.4		0.33	0.17	0.07	0.07	0.01		0.05	0.07			0.31
JA8	23.4	0.2	12.2	2.4	1.6	2.0	2.1		0.41	0.53	0.25	0.24	0.04		0.17	0.15			0.97
A	58.9	25.0	9.9	6.5	2.2	3.4	2.9	2.6	0.70	0.98	0.59	0.55	0.72	0.28	0.16	0.18			2.3
T13_1	30.4	11.3	2.0	1.2	2.0	3.1	1.9	1.6	0.43	0.30	0.52	0.20	0.14	0.11	0.10	0.09	2.4	1.9	1.2
T19_1	37.6	7.3	9.8	2.6	1.9	0.8	1.3		0.42	0.29	0.26	0.11	0.00		0.10	0.05	3.7	8.3	0.6
ALLE, Mittel	32.5	9.2	7.8	2.8	1.8	2.0	1.7	2.1	0.46	0.45	0.34	0.23	0.18	0.20	0.11	0.11	3.1	5.1	1.1
<b>avSAR gemittelt (W/kg)</b>																			
JT4	2.63	3.35	1.37	5.47	0.71	4.48	3.66		1.78	6.02	4.57	7.09	0.41		10.67	3.16			2.25
JA8	2.24	0.95	1.07	3.71	0.70	5.00	4.14		1.34	8.48	4.36	3.95	1.27		4.41	4.82			2.25
A	1.27	1.30	0.42	1.46	0.37	2.08	1.39	1.78	1.85	1.89	1.42	1.88	1.08	0.68	3.35	1.19			2.51
T13_1	2.30	1.96	0.70	1.61	0.50	4.02	2.70	2.34	4.83	1.66	1.85	5.90	2.70	0.97	7.70	1.37	2.45	2.66	4.38
T13_2	2.09	1.76	0.65	1.38	0.50	3.67	2.57	2.16	4.78	1.40	1.54	5.83	2.61	0.82	7.60	1.09	1.91	1.89	4.06
T19_1	1.68	1.64	0.67	1.66	0.38	3.89	2.84		1.91	3.64	2.07	1.67	1.37		4.88	2.79	2.27	2.46	0.91
ALLE, Mittel	2.03	1.83	0.81	2.55	0.53	3.86	2.88	2.09	2.75	3.85	2.64	4.39	1.57	0.82	6.44	2.40	2.21	2.34	2.73
<b>avSAR Standardabweichung [%]</b>																			
JT4	39	35	43	39	36	42	61		63	34	49	76	76		61	48			50
JA8	29	47	30	33	30	38	31		59	26	42	84	33		50	52			45
A	20	24	29	23	22	27	24	30	38	34	38	26	28	30	38	45			27
T13_1	17	19	20	22	31	18	30	39	41	26	20	41	43	25	38	41	36	48	49
T13_2	21	24	23	26	29	21	30	31	37	27	24	38	40	31	34	35	36	56	38
T19_1	21	32	31	44	28	27	50		60	32	40	75	32		50	52	17	21	30
ALLE	39	61	60	81	44	45	58	33	64	83	77	87	62	30	71	87	32	45	54
<b>avSAR Maximum (W/kg)</b>																			
JT4	5.3	6.2	2.9	10.6	1.3	10.4	10.2		6.2	10.5	11.7	21.8	1.3		26.0	6.8			5.2
JA8	3.6	2.5	1.8	5.9	1.2	9.6	6.8		3.2	12.3	8.9	13.0	2.3		12.1	12.4			5.6
A	1.9	2.2	0.7	2.4	0.6	3.4	2.1	3.4	3.9	3.4	2.5	3.2	1.8	1.3	6.3	2.3			4.5
T13_1	2.9	2.6	1.0	2.3	0.7	5.0	4.1	4.4	9.0	2.3	2.5	10.2	5.2	1.4	13.1	2.4	4.0	4.8	8.6
T13_2	3.0	2.6	1.0	2.0	0.7	5.1	4.1	3.6	8.8	2.0	2.3	10.3	4.9	1.4	13.0	1.8	3.5	4.2	7.2
T19_1	2.2	2.4	1.0	2.9	0.5	5.9	5.2		3.8	5.0	3.3	3.4	1.9		8.3	5.2	2.6	3.1	1.3
ALLE, Max.	5.3	6.2	2.9	10.6	1.3	10.4	10.2	4.4	9.0	12.3	11.7	21.8	5.2	1.4	26.0	12.4	4.0	4.8	8.6

**Tabelle 6-1: Tabellarische Übersicht der Resultate: Masse und avSAR.**

„Gemittelt“ bezieht sich auf die zehn Szenarien mit jeweils 1-3 Mäusen, also auf einen Mittelwert bzw. Standardabweichung von 10 (T13\_1, T19), 20 (T13\_2) oder 30 (JT4, JA8, A) Mäusen. „Maximum“ bezieht sich dementsprechend auf den jeweils höchsten Wert aus diesen Grundgesamtheiten. „ALLE, Mittel“ bezieht sich auf den Mittelwert der verschiedenen Modelle, bezüglich der Standardabweichung bezeichnet „ALLE“ die effektive Standardabweichung über alle Modelle in allen Szenarien. „ALLE, Max.“ entspricht dem Maximalwert aller Modelle in allen Szenarien. Grau schattierte Felder bedeuten, dass diese Gewebe im entsprechenden Modell nicht vorhanden sind. Alle SAR Werte sind normalisiert auf 1 Watt Eingangsleistung. Dies entspricht der höchsten Expositionsstufe in 3611S30017. Die hohen Werte innerhalb der „Alle-Anderen“ im T13-Modell befinden sich bei weitergehender Untersuchung typischerweise im Bänder/Sehnen-Gewebe.

Modell	„Alle Gewebe“	Muskel	Fett	Haut	Knochen	Darm	Leber	Bindegewebe	Gehirn	Nieren	Magen	Herz	Drüsen	Knochenmark	Lungen	Milz	Uterus	Embryo	„Alle-Anderen“
<b>psSAR1g gemittelt (W/kg), unter 1 g in Rot, über 1 g aber nicht zusammenhängend in Blau</b>																			
JT4	5.7	5.1	5.6	5.7	5.2	5.0	5.0		5.1	5.0	5.0	4.3	0.7		4.3	5.0			5.3
JA8	6.4	3.0	6.4	6.2	6.2	6.3	6.3		1.2	6.3	6.2	5.1	5.9		5.4	6.2			6.2
A	5.5	3.2	3.2	5.4	5.3	3.1	2.9	5.4	2.8	2.9	2.9	2.5	2.4	3.0	2.7	2.9			5.4
T13_1	6.6	6.4	6.4	6.0	6.5	6.4	6.2	6.5	5.4	5.0	5.9	5.7	4.9	6.2	5.7	5.2	6.1	6.1	6.5
T13_2	5.9	5.8	5.8	5.5	5.8	5.8	5.7	5.7	5.0	4.6	5.3	5.5	4.7	5.5	5.5	4.4	5.5	5.5	5.9
T19_1	4.4	4.2	4.4	4.3	4.1	4.0	3.8		3.7	4.1	3.0	2.8	3.4		2.8	3.3	4.4	4.4	4.2
ALLE, Mittel	5.7	4.6	5.3	5.5	5.5	5.1	5.0	5.9	3.9	4.7	4.7	4.3	3.7	4.9	4.4	4.5	5.3	5.3	5.6
<b>psSAR1g Standardabweichung (%)</b>																			
JT4	38	41	37	38	39	41	42		41	41	42	53	58		52	41			38
JA8	34	45	33	30	32	34	34		57	34	34	34	34		32	34			33
A	58	23	24	60	58	27	26	59	24	30	28	24	25	23	27	30			58
T13_1	29	26	26	24	28	26	25	29	28	25	22	31	36	24	31	21	23	22	29
T13_2	26	26	26	27	26	25	27	27	29	25	26	30	35	28	31	27	23	23	26
T19_1	24	25	24	24	23	16	23		20	26	38	43	27		48	32	24	24	27
ALLE	40	41	39	40	40	41	43	43	53	43	45	47	64	38	46	44	26	25	41
<b>psSAR1g Maximum (W/kg)</b>																			
JT4	11.0	10.5	10.8	11.0	10.5	10.5	10.5		10.5	10.4	10.5	10.5	2.2		10.5	10.4			10.5
JA8	11.7	7.0	11.3	10.5	10.5	11.7	11.4		3.3	11.0	10.9	8.7	10.5		8.9	10.5			10.5
A	16.1	5.0	5.0	16.1	15.5	5.0	4.6	16.0	4.4	5.0	4.9	3.7	3.8	4.5	4.5	5.0			15.8
T13_1	9.8	8.9	8.9	8.5	9.5	8.9	8.9	9.8	8.3	7.2	8.3	8.9	8.2	8.8	8.9	7.1	7.9	7.8	9.7
T13_2	8.7	8.7	8.7	8.5	8.7	8.7	8.7	8.5	8.1	6.9	8.1	8.7	8.2	8.7	8.7	6.9	7.8	7.7	8.7
T19_1	6.7	6.5	6.7	6.4	5.9	4.9	5.0		5.0	6.7	4.5	4.5	4.8		4.9	5.0	6.7	6.7	6.6
ALLE, Max.	16.1	10.5	11.3	16.1	15.5	11.7	11.4	16.0	10.5	11.0	10.9	10.5	10.5	8.8	10.5	10.5	7.9	7.8	15.8
<b>psSAR0.5mg gemittelt (W/kg)</b>																			
JT4	64.8	14.8	48.1	64.8	19.3	20.9	14.5		11.8	13.1	10.8	16.5	0.7		14.7	7.1			13.7
JA8	32.9	6.3	25.4	28.3	8.3	22.7	15.8		3.2	20.0	11.1	8.8	8.6		13.9	14.5			18.0
A	27.1	16.0	8.9	27.1	10.7	11.6	6.8	11.5	4.7	6.0	4.7	4.3	3.1	4.3	11.1	2.6			11.1
T13_1	31.9	13.8	10.4	20.4	14.1	13.3	9.8	26.7	8.1	6.2	7.0	9.8	7.2	4.8	14.1	3.4	10.1	9.8	27.3
T13_2	30.7	11.3	9.8	21.9	15.4	11.8	8.7	24.7	8.7	5.1	5.9	9.6	7.2	4.5	14.2	3.1	8.8	8.4	24.8
T19_1	20.1	9.8	15.2	12.4	7.1	17.7	7.3		5.8	8.7	6.7	3.9	2.2		8.8	6.7	12.7	9.3	7.6
ALLE, Mittel	34.6	12.0	19.6	29.2	12.5	16.3	10.5	21.0	7.1	9.9	7.7	8.8	4.8	4.5	12.8	6.3	10.5	9.2	17.1
<b>psSAR0.5mg Standardabweichung (%)</b>																			
JT4	47	36	49	47	48	44	69		46	39	55	80	66		63	41			47
JA8	42	60	39	58	53	26	54		62	34	47	66	43		57	50			47
A	35	32	30	35	30	32	31	51	48	33	32	27	23	25	44	43			42
T13_1	69	25	42	27	59	35	23	93	38	30	16	37	45	35	37	44	28	24	85
T13_2	48	27	31	35	51	24	27	70	32	30	23	34	41	33	34	36	25	25	66
T19_1	30	26	38	77	54	23	46		54	25	48	71	37		49	53	24	22	62
ALLE	69	47	101	85	62	47	71	77	66	73	62	95	81	29	55	96	28	24	70
<b>psSAR0.5mg Maximum (W/kg)</b>																			
JT4	137.9	27.6	106.4	137.9	45.5	47.2	41.2		22.1	27.2	26.7	51.8	1.9		37.8	12.6			30.2
JA8	60.6	18.4	43.9	60.6	19.6	35.4	37.3		8.8	41.2	25.7	23.7	16.6		35.3	36.3			44.3
A	50.7	29.8	14.7	50.7	20.0	19.2	11.4	30.9	14.9	10.7	8.5	7.0	4.7	7.0	22.4	4.9			27.1
T13_1	87.4	19.0	18.7	30.0	35.1	25.2	13.4	87.4	14.6	9.2	8.5	15.9	13.7	8.3	23.5	6.2	16.7	14.2	87.1
T13_2	60.6	18.0	15.5	41.5	37.2	17.7	13.7	60.6	15.1	8.3	8.6	17.2	12.6	8.8	24.7	5.4	13.5	13.1	59.7
T19_1	32.2	13.3	28.4	32.2	15.5	25.5	12.4		10.9	12.4	12.0	7.9	3.1		15.0	12.8	18.5	11.9	15.8
ALLE, Max.	137.9	29.8	106.4	137.9	45.5	47.2	41.2	87.4	22.1	41.2	26.7	51.8	16.6	8.8	37.8	36.3	18.5	14.2	87.1

**Tabelle 6-2: Tabellarische Übersicht der Resultate: psSAR1g und psSAR0.5mg.**

„Gemittelt“ bezieht sich auf die zehn Szenarien mit jeweils 1-3 Mäusen, also auf einen Mittelwert bzw. Standardabweichung von 10 (T13\_1, T19), 20 (T13\_2) oder 30 (JT4, JA8, A) Mäusen. „Maximum“ bezieht sich dementsprechend auf den jeweils höchsten Wert aus diesen Grundgesamtheiten. „ALLE, Mittel“ bezieht sich auf den Mittelwert der verschiedenen Modelle, bezüglich der Standardabweichung bezeichnet „ALLE“ die effektive Standardabweichung über alle Modelle in allen Szenarien. „ALLE, Max.“ entspricht dem Maximalwert aller Modelle in allen Szenarien. Grau schattierte Felder bedeuten, dass diese Gewebe im entsprechenden Modell nicht vorhanden sind. Alle Werte sind normalisiert auf 1 Watt Eingangsleistung. Dies entspricht der höchsten Expositionsstufe in 3611S30017. Die hohen Werte innerhalb der „Alle-Anderen“ im T13-Modell befinden sich bei weitergehender Untersuchung typischerweise im Bänder/Sehnen-Gewebe.

Modell	„Alle Gewebe“	Muskel	Fett	Haut	Knochen	Darm	Leber	Bindegewebe	Gehirn	Nieren	Magen	Herz	Drüsen	Knochenmark	Lungen	Milz	Uterus	Embryo	„Alle-Anderen“
<b>MTA gemittelt (K)</b>																			
JT4	0.18	0.21	0.18	0.19	0.15	0.12	0.12		0.07	0.09	0.13	0.19	0.04		0.24	0.08			0.15
JA8	0.13	0.11	0.15	0.13	0.15	0.09	0.08		0.06	0.06	0.09	0.09	0.06		0.10	0.07			0.14
A	0.10	0.12	0.09	0.11	0.12	0.05	0.03	0.11	0.07	0.02	0.04	0.04	0.05	0.13	0.06	0.04			0.11
T13_1	0.11	0.14	0.12	0.10	0.13	0.07	0.07	0.13	0.13	0.02	0.07	0.07	0.10	0.14	0.11	0.05	0.10	0.11	0.12
T13_2	0.10	0.12	0.11	0.09	0.12	0.07	0.07	0.12	0.13	0.02	0.07	0.07	0.09	0.12	0.11	0.04	0.08	0.09	0.12
T19_1	0.14	0.15	0.13	0.12	0.13	0.11	0.10		0.09	0.06	0.09	0.10	0.09		0.14	0.12	0.15	0.17	0.12
<b>ALLE, Mittel</b>	<b>0.13</b>	0.14	0.13	0.12	0.13	0.08	0.08	0.12	0.09	0.05	0.08	0.09	0.07	0.13	0.13	0.06	0.11	0.13	0.13
<b>MTA Standardabweichung (%)</b>																			
JT4	40	38	40	40	38	36	50		45	36	46	58	50		51	39			44
JA8	31	33	32	33	32	33	32		42	28	36	53	37		40	42			37
A	23	26	27	21	18	30	28	23	32	30	36	22	22	26	23	31			24
T13_1	18	17	17	18	23	18	25	22	35	29	19	33	32	22	31	27	30	31	45
T13_2	24	25	25	26	26	29	48	24	37	31	31	38	34	27	37	30	30	34	36
T19_1	21	27	23	23	28	22	44		50	21	42	54	36		49	47	20	20	33
<b>ALLE</b>	<b>41</b>	45	43	44	32	44	61	23	47	71	57	88	42	25	72	55	35	37	40
<b>MTA Maximum (K)</b>																			
JT4	0.36	0.42	0.38	0.37	0.30	0.23	0.30		0.18	0.16	0.31	0.51	0.12		0.54	0.17			0.32
JA8	0.22	0.19	0.26	0.23	0.25	0.15	0.13		0.11	0.09	0.17	0.23	0.11		0.21	0.16			0.29
A	0.16	0.21	0.16	0.17	0.19	0.08	0.06	0.19	0.12	0.03	0.08	0.06	0.08	0.23	0.09	0.06			0.20
T13_1	0.14	0.17	0.16	0.14	0.18	0.10	0.09	0.18	0.23	0.03	0.09	0.11	0.16	0.20	0.18	0.07	0.16	0.18	0.23
T13_2	0.17	0.20	0.18	0.15	0.20	0.13	0.17	0.18	0.24	0.04	0.13	0.14	0.17	0.19	0.23	0.06	0.14	0.15	0.19
T19_1	0.19	0.22	0.17	0.16	0.18	0.15	0.17		0.16	0.08	0.15	0.19	0.14		0.26	0.21	0.20	0.22	0.19
<b>ALLE, Max.</b>	<b>0.36</b>	0.42	0.38	0.37	0.30	0.23	0.30	0.19	0.24	0.16	0.31	0.51	0.17	0.23	0.54	0.21	0.20	0.22	0.32
<b>STA gemittelt (K)</b>																			
JT4	0.69	0.46	0.69	0.68	0.67	0.25	0.21		0.36	0.17	0.20	0.24	0.05		0.27	0.16			0.34
JA8	0.50	0.21	0.50	0.49	0.49	0.20	0.14		0.10	0.12	0.13	0.12	0.13		0.13	0.12			0.25
A	0.49	0.43	0.27	0.49	0.49	0.20	0.10	0.39	0.20	0.05	0.08	0.07	0.16	0.25	0.10	0.07			0.35
T13_1	0.43	0.32	0.31	0.31	0.43	0.24	0.13	0.43	0.27	0.06	0.13	0.15	0.17	0.23	0.17	0.09	0.18	0.19	0.42
T13_2	0.41	0.30	0.28	0.29	0.41	0.22	0.13	0.41	0.27	0.05	0.12	0.15	0.15	0.21	0.17	0.07	0.16	0.15	0.41
T19_1	0.33	0.30	0.32	0.31	0.31	0.22	0.17		0.26	0.13	0.12	0.13	0.12		0.19	0.14	0.27	0.28	0.27
<b>ALLE, Mittel</b>	<b>0.47</b>	0.33	0.39	0.43	0.47	0.22	0.15	0.41	0.24	0.10	0.13	0.14	0.13	0.23	0.17	0.11	0.20	0.21	0.34
<b>STA Standardabweichung (%)</b>																			
JT4	45	42	45	45	45	35	55		38	35	46	57	48		48	42			39
JA8	52	38	52	52	52	35	39		41	29	38	57	39		47	45			39
A	33	31	36	33	33	29	28	42	24	30	28	27	25	31	26	29			51
T13_1	75	36	32	33	77	38	29	75	21	22	24	35	19	19	32	34	27	29	79
T13_2	56	32	30	30	56	32	36	55	33	39	31	37	29	29	35	43	29	31	57
T19_1	27	26	29	29	30	18	37		28	15	40	52	31		49	44	25	25	28
<b>ALLE</b>	<b>56</b>	48	67	59	56	33	53	52	51	61	53	68	44	30	58	56	34	37	53
<b>STA Maximum (K)</b>																			
JT4	1.42	0.96	1.42	1.41	1.39	0.45	0.51		0.66	0.30	0.42	0.63	0.12		0.61	0.32			0.66
JA8	0.99	0.41	0.99	0.98	0.98	0.40	0.28		0.22	0.21	0.26	0.34	0.27		0.34	0.28			0.53
A	0.88	0.76	0.55	0.86	0.88	0.37	0.15	0.87	0.34	0.09	0.12	0.14	0.27	0.45	0.16	0.10			0.88
T13_1	1.23	0.59	0.51	0.54	1.23	0.45	0.21	1.22	0.36	0.09	0.18	0.25	0.23	0.30	0.28	0.16	0.28	0.29	1.23
T13_2	0.90	0.48	0.43	0.45	0.90	0.37	0.27	0.89	0.45	0.11	0.22	0.29	0.24	0.32	0.33	0.14	0.24	0.25	0.90
T19_1	0.46	0.40	0.46	0.46	0.46	0.28	0.27		0.37	0.16	0.21	0.25	0.17		0.34	0.25	0.38	0.40	0.39
<b>ALLE, Max.</b>	<b>1.42</b>	0.96	1.42	1.41	1.39	0.45	0.51	1.22	0.66	0.30	0.42	0.63	0.27	0.45	0.61	0.32	0.38	0.40	1.23

**Tabelle 6-3: Tabellarische Übersicht der Resultate: Temperatur-Anstiege (MTA, STA).**

„Gemittelt“ bezieht sich auf die zehn Szenarien mit jeweils 1-3 Mäusen, also auf einen Mittelwert bzw. Standardabweichung von 10 (T13\_1, T19), 20 (T13\_2) oder 30 (JT4, JA8, A) Mäusen. „Maximum“ bezieht sich dementsprechend auf den jeweils höchsten Wert aus diesen Grundgesamtheiten. „ALLE, Mittel“ bezieht sich auf den Mittelwert der verschiedenen Modelle, bezüglich der Standardabweichung bezeichnet „ALLE“ die effektive Standardabweichung über alle Modelle in allen Szenarien. „ALLE, Max.“ entspricht dem Maximalwert aller Modelle in allen Szenarien. Grau schattierte Felder bedeuten, dass diese Gewebe im entsprechenden Modell nicht vorhanden sind. Alle Werte sind normalisiert auf 1 Watt Eingangsleistung. Dies entspricht der höchsten Expositionsstufe in 3611S30017. Die hohen Werte innerhalb der „Alle-Anderen“ im T13-Modell befinden sich bei weitergehender Untersuchung typischerweise im Bänder/Sehnen-Gewebe.

## 7 Unsicherheits-Analyse

Die Bewertungs-Unsicherheit der elektromagnetischen und thermischen Analysen wurde auf der Basis der Unsicherheiten der zugrundeliegenden Modellierungs-Parameter bestimmt. Die Unsicherheiten der SAR- und Temperatur-Werte wurden in Bezug auf den ganzen Körper („Alle Gewebe“) und die einzelnen Organe untersucht. Nach dem Konzept beschrieben in NIST TN1297 [Taylor and Kuyatt, 1994] werden die bezifferten Abweichungen des a) einfallenden Feldes, der b) dielektrischen und c) thermischen Gewebeparameter, der d) Simulationsparameter, und der e) Randbedingungen miteinbezogen, und daraus der jeweilig maximal resultierende Fehler bestimmt. Da es sich um unkorrelierte Fehler-Ursachen handelt, können die jeweiligen Standardabweichungen im Wurzel-Summe-Quadrat-Verfahren (engl. root-sum-square, RSS) zusammengezählt werden.

Konkret wurde ein Modell mit hoher Exposition gewählt (JA8-Modell in Sz2-P1), die einzelnen Parameter um die in Tabelle 7-1 angegebenen Intervalle variiert, und dann die jeweilige Abweichung vom Referenzwert ermittelt. Die Werte „für einzelne Gewebe“ beziehen sich jeweils auf das Gewebe mit der größten Abweichung. Damit ist die Unsicherheitsanalyse konservativ für alle Gewebe gültig.

Die Resultate zeigen, dass die Unsicherheit bezüglich der Ganzkörper-SAR (avSAR, „Alle Gewebe“) unter 0.4 dB bleibt (ca. 9%,  $k=1$ ). Für die über einzelne Gewebe gemittelte SAR (avSAR für einzelne Gewebe) beträgt die Unsicherheit bis zu 1.6 dB. Die entsprechenden Werte für psSAR1g und psSAR0.5mg können in Tabelle 7-1 nachgeschlagen werden.

Für die Temperatur-Anstiege erhöht sich die Unsicherheit auf bis zu 0.8 dB (18%) für „Alle Gewebe“, bzw. 2.2 dB für einzelne Gewebe. Die wichtigsten Parameter sind die Perfusion für die mittleren Temperatur-Anstiege (MTA), und die Randbedingungen für die Spitzentemperatur-Anstiege (STA), da sich die Spitzentemperatur sehr nahe an der Hautoberfläche befindet.

Parameter	Variations-Intervall	Für „Alle Gewebe“ (für einzelne Gewebe)		
		avSAR	psSAR1g	psSAR0.5mg
<b>Elektromagnetische Analyse</b>				
Feldnormalisierung	0.98 W vs. 1 W	0.1 (0.1) dB	0.1 (0.1) dB	0.1 (0.1) dB
Konvergenz	Sim.-Länge: +100%	0.0 (0.0) dB	0.0 (0.0) dB	0.0 (0.0) dB
Diskretisierung	Voxelgrösse: -50%	0.2 (0.4) dB	0.0 (0.0) dB	0.0 (0.8) dB
Stehwelligkeit	-20 dB Reflektierte Welle	0.3 (1.2) dB	0.2 (0.3) dB	0.3 (1.0) dB
POM Käfighalterung Permittivität	$\epsilon$ : $\pm 10\%$	0.2 (0.4) dB	0.2 (0.4) dB	0.1 (0.4) dB
Gewebe dielektrische Konduktivität	$\sigma$ : $\pm 10\%$	0.0 (0.1) dB	0.1 (0.1) dB	0.1 (0.1) dB
Gewebe dielektrische Permittivität	$\epsilon$ : $\pm 10\%$	0.1 (0.9) dB	0.1 (0.5) dB	0.0 (0.6) dB
<b>RSS kombinierte SAR Unsicherheit</b>		<b>0.4 (1.6) dB</b>	<b>0.3 (0.7) dB</b>	<b>0.3 (1.5) dB</b>
<b>Thermische Analyse</b>		<b>MTA</b>	<b>STA</b>	
SAR Unsicherheit	von oben	0.4 (1.6) dB	0.3 (0.7) dB	
Konvergenz	Simulationslänge: +100%	0.0 (0.0) dB	0.0 (0.0) dB	
Diskretisierung	Voxelgrösse: $\pm 50\%$	0.1 (0.2) dB	0.1 (0.6) dB	
Thermische Parameter	k: $\pm 20\%$	0.1 (0.1) dB	0.1 (0.2) dB	
Thermische Parameter	$\rho_b \cdot c_b$ : $\pm 10\%$	0.2 (0.3) dB	0.1 (0.3) dB	
Thermische Randbedingungen	h: $\pm 25\%$	0.1 (0.3) dB	0.5 (0.6) dB	
Gewebe-Perfusion	B: $\pm 30\%$	0.7 (1.4) dB	0.2 (1.0) dB	
<b>RSS kombinierte Temperatur-Unsicherheit</b>		<b>0.8 (2.2) dB</b>	<b>0.6 (1.6) dB</b>	

Tabelle 7-1: Standard kombinierte Unsicherheiten der SAR- und Temperatur-Berechnungen. Für „Alle Gewebe“, also Ganzkörper-Werte, sowie für die entsprechenden organspezifischen Werte (in Klammern).

## 8 Diskussion

Insgesamt fügt sich die vorliegende dosimetrische Auswertung gut in die vier Vorgängerstudien ein. Einzig die in [Streckert et al., 2012] erwähnten „67.03 V/m“ (siehe Tabelle 4-2) lassen sich nicht abschließend interpretieren. Die Normalisierung auf 1 Watt Eingangsleistung (verglichen mit den verwendeten nahezu identischen 0.98 Watt in ([Streckert et al., 2012]) führte insgesamt zu einer sehr guten Übereinstimmung hinsichtlich der im Forschungsvorhaben 3611S30017 berichteten Ganzkörper-SAR-Werte. Darüber hinaus wäre unsere Abschätzung konservativ, falls in der Ausgangsstudie tatsächlich nur eine Feldstärke von 67 V/m verwendet wurde.

Die freie Beweglichkeit der Versuchstiere geht einher mit einer stark erhöhten Variabilität der SAR und Temperatur-Werte, was sich in den relativ großen Werten der Standardabweichungen widerspiegelt. Unsere Angabe der maximal zu erwartenden Exposition ist deshalb ein wichtiger Indikator für deren Obergrenze.

Die maximale Temperatur-Erhöhung (STA) in unseren Simulationen wird erst über einen Zeitraum von etwa 10–15 min erreicht. Falls sich die Maus in dieser Zeit bewegt – was durchaus wahrscheinlich ist – kommt es zu einer Verschiebung des Hotspots, und damit zu einem geringeren lokalen Temperatur-Anstieg. Unsere Abschätzung ist deshalb auch hier konservativ.

Die über die Gewebe gemittelte Temperatur-Anstiege (MTA) sind ausgeglichener als die STA und, mit dem höchsten gefundenen Wert von 0.54 K in der Lunge, sehr klein. Im Mittel beträgt der MTA 0.14 K.

Mäuse haben ausgeprägte thermoregulatorische Eigenschaften [Gordon, 2012] und die Körpertemperatur scheint sehr robust zu sein, so dass auch bei Expositionen bis 16 W/kg Ganzkörper-SAR die Kerntemperatur nicht mehr als 2 K ansteigt [Gong et al., 2016]. Mit einer Ganzkörper-SAR von ca. 2 W/kg in der gegenwärtigen Studie ist ein maximaler Kern-Temperaturanstieg von 0.25 K zu erwarten. Für die höchste gefundene Ganzkörper-SAR von 5.3 W/kg (im JT4 Modell) wären es unter 0.7 K Kern-Temperaturanstieg. Dies rechtfertigt, dass wir auf eine Simulation der Kerntemperatur verzichtet haben, welche mit erheblichen Unsicherheiten behaftet wäre.

Wie beschrieben, ist bereits in der thermoneutralen Zone (28-33°C) die metabolische Wärmeleistung der Mäuse (ca. 10 W/kg) wesentlich höher als beim Menschen (ca. 1.5 W/kg). Bei der im Forschungsvorhaben 3611S30017 verwendeten Raumtemperatur von 21–22°C ist sie dabei noch deutlicher erhöht, bis etwa 30 W/kg. Frei bewegliche Mäuse sollten somit Ganzkörper-SAR werte bis zu 20 W/kg bei einer Umgebungstemperatur 22°C ohne weiteres ertragen können, da sie entsprechend die eigene metabolische Leistung drosseln können. Anders ausgedrückt, entspricht eine Ganzkörper-SAR von 2 W/kg vom Stoffwechsel der Mäuse aus betrachtet einer Haltung bei 1°C-höheren Umgebungstemperatur. Diese theoretische Grenze von 20 W/kg ist nicht im Widerspruch zu einer früheren Studie [Ebert et al., 2005], welche schon bei 5–10 W/kg Ganzkörper-SAR eine thermische Überlastung der

Tiere fand, dies weil sich die Tiere in diesem Versuch in Röhren befanden (keine freie Beweglichkeit), wo sich die Umgebungstemperatur unweigerlich erhöhte.

Die größten Temperatur-Anstiege sind im Knochengewebe zu finden, welches aber eine sehr kleine SAR Belastung erfährt. Die Knochen werden durch angrenzende hoch-exponierte Gewebe erwärmt, und erfahren wegen der kleineren Durchblutung einen hohen Temperatur-Anstieg.

In stark durchbluteten Organen ist der Temperaturanstieg erwartungsgemäß klein, obschon die mittlere SAR-Belastung vergleichsweise groß sein kann (z.B. bei Lunge, Herz und Nieren). Dies ist in guter Übereinstimmung mit der dosimetrischen Erhebung der amerikanischen NTP Studie [Gong et al., 2017], wo Lunge und Darm ebenfalls etwa Faktor 2 über der Ganzkörper-SAR liegen.

Die Gewebe und Organe wurden als homogene Massen simuliert, mit durch Messung bestimmten durchschnittlichen dielektrischen und thermischen Eigenschaften. Die lokale SAR ( $psSAR_{0.5mg}$ ) und der Spitzentemperatur-Anstieg (STA) könnten somit für stark inhomogene Gewebestrukturen innerhalb eines Organs von unserer Bewertung abweichen. Insbesondere in der Lunge, wo der dielektrische Kontrast zur eingeatmeten Luft sehr groß ist, könnte der STA deutlich höher liegen, falls die inhomogenen Strukturen genügend weit auseinanderliegen (in der Größenordnung von mehreren Millimetern). Dies ist eher unwahrscheinlich und auf Lungen-Querschnittsbildern nicht zu erkennen. Eine weitergehende Untersuchung ist aber nicht möglich, da entsprechende Simulationsmodelle fehlen.

Die hier nicht bis ins Detail untersuchte Exposition von neugeborenen „Pups“ hat gezeigt, dass diese durch die Präsenz der Käfighalterung viel stärker exponiert werden können, als ursprünglich im Forschungsvorhaben 3611S30017 [Streckert et al., 2012] ermittelt. Wegen der Feldüberhöhung über der Kunststoff-Käfighalterung sind die Ganzkörper-SAR teilweise um bis zu 10 dB erhöht, von ursprünglich ermittelten 0.39 W/kg auf 4.36 W/kg.

## 9 Bibliographie

- Banfi S, Filippini M, Horehájová A. 2012. Using a choice experiment to estimate the benefits of a reduction of externalities in urban areas with special focus on electrosmog. *Applied Economics* 44:387–397.
- BfS2008. 2008. Abschlussbericht für das Forschungsvorhaben Langzeitstudie an Labornagern mit UMTS-Signalen  
Forschungsnehmer : Jacobs University Bremen (ehemals International University Bremen) Januar 2008.  
BfS:1–47.
- Conley KE, Porter WP. 1985. Heat loss regulation: role of appendages and torso in the deer mouse and the white rabbit. *Journal of Comparative Physiology B* 155:423–431.
- Dogdas B, Stout D, Chatziioannou AF, Leahy RM. 2007. Digimouse: a 3D whole body mouse atlas from CT and cryosection data. *Phys Med Biol* 52:577–587.
- Ebert S, Eom SJ, Schuderer J, Apostel U, Tillmann T, Dasenbrock C, Kuster N. 2005. Response, thermal regulatory threshold and thermal breakdown threshold of restrained RF-exposed mice at 905 MHz. *Phys Med Biol* 50:5203–5215.
- Eide PK, Tjølsen A. 1988. Effects of serotonin receptor antagonists and agonists on the tail-flick response in mice involve altered tail-skin temperature. *Neuropharmacology* 21:889–893.
- Fiala D, Lomas K, Stohrer M. 1999. A computer model of human thermoregulation for a wide range of environmental conditions: the passive system. *J Appl Physiol* 87:1957.
- Gabriel S, Lau R, Gabriel C. 1996. The dielectric properties of biological tissues : II . Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz. *Phys Med Biol* 41:2251–2269.
- Gong Y, Capstick MH, Kuehn S, Wilson PF, Ladbury JM, Koepke G, McCormick DL, Melnick RL, Kuster N. 2017. Life-time dosimetric assessment for mice and rats exposed in reverberation chambers for the two-year NTP cancer bioassay study on cell phone radiation. *IEEE Trans Electromagn Compat* 59:1798–1808.
- Gong Y, Capstick M, Tillmann T, Dasenbrock C, Samaras T, Kuster N. 2016. Desktop exposure system and dosimetry for small scale in vivo radiofrequency exposure experiments. *Bioelectromagnetics* 37:49–61.
- Gordon CJ. 2012. Thermal physiology of laboratory mice: Defining thermoneutrality. *Journal of Thermal Biology* 37:654–685.
- Gordon CJ, Long MD, Fehlner KS, Stead AG. 1986. Body temperature in the mouse, hamster, and rat exposed to radiofrequency radiation: An interspecies comparison. *Journal of Thermal Biology* 11:59–65.
- Hand JW, Li Y, Hajnal J V. 2010. Numerical study of RF exposure and the resulting temperature rise in the foetus during a magnetic resonance procedure. *Phys Med Biol* 55:913–30.
- Hand JW, Li Y, Thomas EL, Rutherford M a, Hajnal J V. 2006. Prediction of specific absorption rate in mother and fetus associated with MRI examinations during pregnancy. *Magn Reson Med* 55:883–93.
- Hasgall PA, Di Gennaro F, Baumgartner C, Neufeld E, Gosselin MC, Payne D, Klingenböck A, Kuster N. 2015. IT'IS database for thermal and electromagnetic parameters of biological tissues. Version 3.0, September 1st, 2015. [www.itis.ethz.ch/database](http://www.itis.ethz.ch/database). [www.itis.ethz.ch/database](http://www.itis.ethz.ch/database) (last accessed 15. July 2017).
- IEEE. 2008. IEEE recommended practice for measurements and computations of radio frequency electromagnetic fields with respect to human exposure to such fields, 100 kHz-300 GHz. IEEE Standard C95.3-2002 (R2008).
- Kloose M. 2014. Tumorpromotion durch hochfrequente elektromagnetische Felder in Kombination mit kanzerogenen Substanzen - synergistische Wirkungen - Vorhaben 3611S30017. BfS-RESFOR-104/15, urn:nbn:de:0221-2015031812720.
- Kokolus KM, Capitano ML, Lee C-T, Eng JW-L, Waight JD, Hylander BL, Sexton S, Hong C-C, Gordon CJ, Abrams SI, Repasky E a. 2013. Baseline tumor growth and immune control in laboratory mice are significantly influenced by subthermoneutral housing temperature. *Proceedings of the National Academy of Sciences* 110:20176–20181.
- Lerchl A, Kloose M, Grote K, Wilhelm AFX, Spathmann O, Fiedler T, Streckert J, Hansen V, Clemens M. 2015. Tumor promotion by exposure to radiofrequency electromagnetic fields below exposure limits for humans. *Biochemical and Biophysical Research Communications* 459:585–590.
- Pennes HH. 1948. Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm. *Applied Physiology* 1:93–122.
- Reinhardt T, Bitz A, El Ouardi A, Streckert J, Sommer A, Lerchl A, Hansen V. 2007. Exposure set-ups for in vivo experiments using radial waveguides. *Radiation Protection Dosimetry* 124:21–26.
- Sommer AM, Grote K, Reinhardt T, Streckert J, Hansen V, Sommer AM, Grote K, Reinhardt T, Streckert J, Lerchl

- A. 2009. Effects of radiofrequency electromagnetic fields ( UMTS ) on reproduction and development of mice: A multi-generation study. *Radiation Research* 171:89–95.
- Song CW, Lokshina A, Rhee JG, Patten M, Levitt SH. 1984. Implication of blood flow in hyperthermic treatment of tumors. *IEEE Trans Biomed Eng* 31:9–16.
- Streckert J, Fiedler T, Hansen V, Spathmann O. 2012. Abschlussbericht zum technischen Projektteil: Inbetriebnahme der Expositionsanlage und numerische Dosimetrie. BFS 3611S30017.
- Taylor BN, Kuyatt CE. 1994. Guidelines for evaluating and expressing the uncertainty of NIST measurement results. Technical Note 1297. NIST, Gaithersburg, MD, USA.
- Thurlby PL, Trayhurn P. 1980. Regional blood flow in genetically obese (ob/ob) mice. The importance of brown adipose tissue to the reduced energy expenditure on non-shivering thermogenesis. *Pflugers Arch* 385:193–201.
- Tillmann T, Ernst H, Streckert J, Zhou Y, Taugner F, Hansen V, Dasenbrock C. 2010. Indication of cocarcinogenic potential of chronic UMTS-modulated radiofrequency exposure in an ethylnitrosourea mouse model. *Int J Radiat Biol* 86:529–541.
- Valvano J, Holmes K. 2013. Thermal Properties. Available online. [Last updated January 27, 2013]. <http://users.ece.utexas.edu/~valvano/research/Thermal.pdf>.
- Wyde M, Cesta M, Blystone C, Elmore S, Foster P, Hooth M, Kissling G, Malarkey D, Sills R, Stout M, Walker N, Witt K, Wolfe M, Bucher J. 2016. Report of partial findings from the national toxicology program carcinogenesis studies of cell phone radiofrequency radiation in Hsd: Sprague Dawley SD rats (whole body exposure). bioRxiv:55699. <http://biorxiv.org/content/early/2016/05/26/055699.abstract>.
- Yee KS. 1966. Numerical solution of initial boundary value problems involving Maxwell's equations in isotropic media. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation* 14:302–307.

# | Verantwortung für Mensch und Umwelt |

**Kontakt:**

Bundesamt für Strahlenschutz

Postfach 10 01 49

38201 Salzgitter

Telefon: + 49 30 18333 - 0

Telefax: + 49 30 18333 - 1885

Internet: [www.bfs.de](http://www.bfs.de)

E-Mail: [ePost@bfs.de](mailto:ePost@bfs.de)

Gedruckt auf Recyclingpapier aus 100 % Altpapier.



Bundesamt für Strahlenschutz