

18-19 Juni, 2019 / ETH Zürich, HG G5 / FSM-Workshop
«Millimeterwellen – Stand der Forschung»

Mehrskalige elektromagnetische Gewebemodelle für den mm-Wellen-Bereich



Daniel Erni, Kevin Jerbic, Andreas Rennings,
Sonja Huclova⁽¹⁾ und Jürg Fröhlich⁽²⁾

Allgemeine und Theoretische Elektrotechnik (ATE),
Abteilung für Elektrotechnik und Informationstechnik,
Fakultät für Ingenieurwissenschaften,
Universität Duisburg-Essen,
D-4748 Duisburg, Deutschland.

www.ate.uni-due.de

⁽¹⁾ Collaborating Scientist, *itsbusiness AG*,
CH-3007 Bern, Schweiz.

⁽²⁾ Visiting Scientist, *Fields at Work GmbH*,
CH-8006 Zurich, Schweiz.

Agenda



■ Effektives Materialmodell:

- Effektive Material-Theorie (EMT)
- Homogenisierung von Kompositstrukturen
- Dispersionsklassen

■ Mehrskaliges elektromagnetisches Hautmodell:

- Zellen
- Gewebeschichten: SC / E / D / HYP / Muskel
- Beispiel: Dielektrische Spektroskopie an der Haut

■ mm-Wellen/THz-Hautmodelle:

- «Diagnostik» von weißem Hautkrebs (SCC, BCC)
- Modellierung von Schweißdrüsen
- Modellierung von Haaren

■ Grenzen der EMT:

- kleine Studie an einem generischen Gewebemodell (HYP)

Anliegen

Bioelectromagnetics 28:331–339 (2007)

Human Skin Permittivity Determined by Millimeter Wave Reflection Measurements

S.I. Alekseev^{1,2} and M.C. Ziskin^{1*}

¹Center for Biomedical Physics, Temple University Medical School, 3400 North Broad Street, Philadelphia, Pennsylvania 19140
²Institute of Cell Biophysics of Russian Academy of Sciences, Pushchino, Moscow Region 142290, Russia

Millimeter wave reflection from the human skin was studied in the frequency range of 37–74 GHz in steps of 1 GHz. The forearm and palm data were used to model the skin with thin and thick stratum corneum (SC), respectively. To fit the reflection data, a homogeneous unilayer and three multilayer skin models were tested. Skin permittivity in the mm-wave frequency range resulted from the permittivity of cutaneous free water which was described by the Debye equation. The permittivity increment found from fitting to the experimental data was used for determination of the complex permittivity and water content of skin layers. Our approach, first tested in pure water and gelatin gels with different water contents, gave good agreement with literature data. The homogeneous skin model fitted the forearm data well. Permittivity of the forearm skin obtained with this model was close to the skin permittivity reported by others. Total reflection from the multilayer model with a thick SC model

const
force
const

Exposure

Key	→		Model 1
	→		Model 2
	→		Model 3
	→		Model 4

- (1) Die Gültigkeit einfacher, dispersiver Haut-Schicht-Modelle muss speziell für den mm-Wellen/THz-Frequenzbereich ggf. genauer untersucht werden.
- (2) Plädoyer für mehrskalige «ab initio» Modelle.
- (3) Diese eignen sich vorallem für Voraussagen bezüglich der Selektivität und Spezifität unterschiedlicher Gewebearten, Gewebezustände, Sensormessungen, sowie für die Betrachtung der EM-Wechselwirkung auf der mikroskopischen Gewebeskala.

Effektives Materialmodell I

EMT-Modell des inhomogenen Gewebes

(1) Kondensator-Modell (Homogenisierung):

$$G = \frac{1}{R} = \frac{\sigma A}{d}$$

$$C = \frac{\epsilon_0 \epsilon_r A}{d}$$

$$Y = \frac{i_R + i_C}{u} = G + j\omega C$$

(2) Die (effektive) dielektrische Funktion:

$$Y(\omega) = \frac{A}{d} \cdot [\underline{\sigma}(\omega) + j\omega \epsilon_0 \epsilon_r(\omega)] := \frac{A}{d} \cdot \underline{\sigma}^{eff}(\omega) \quad \text{Konzeptualisierung als komplexe Leitfähigkeit}$$

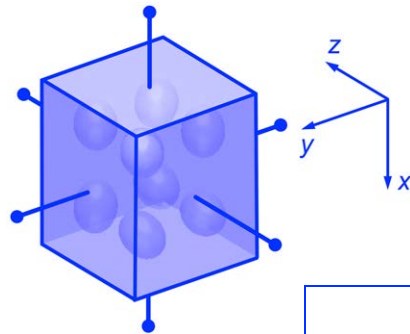
$$\forall \underline{\sigma} = \sigma' - j\sigma''; \quad \epsilon_r = \epsilon_r' - j\epsilon_r'' \quad := \frac{A}{d} \cdot j\omega \epsilon_0 \epsilon_r^{eff}(\omega) \quad \text{Konzeptualisierung als dielektrische Funktion}$$

- Im Kontext der Effektiven Material-Theorie (EMT) ergibt sich aus $Y(\omega)$ eine homogenisierte, frequenzabhängige, komplexwertige effektive Permittivität: die (effektive) dielektrische Funktion.

Effektives Materialmodell II

EMT-Modell des inhomogenen Gewebes

(3) Der effektive Permittivitätstensor:



- Bestimmung der frequenzabhängigen Admittanz bezüglich der jeweiligen Achse x - x , y - y , z - z .
- Daraus ergeben sich die Komponenten des Permittivitätstensors (Tensor 2-ter Stufe). Die Indizes «*eff*» und «***» sind äquivalent und stehen beide für die EMT-Homogenisierung.

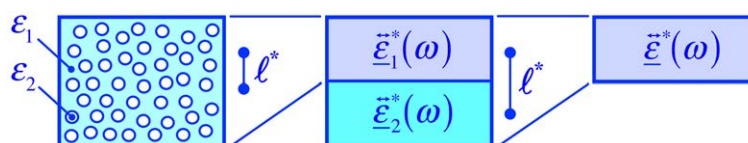
$$Y_{ii}(\omega) = \frac{A_i}{d_i} \cdot j\omega \underline{\underline{\epsilon}}_{ii,eff}^*(\omega) \quad \forall i = x, y, z$$

$$\underline{\underline{\epsilon}}_{eff}^*(\omega) = \begin{pmatrix} \underline{\underline{\epsilon}}_{xx,eff}^*(\omega) & 0 & 0 \\ 0 & \underline{\underline{\epsilon}}_{yy,eff}^*(\omega) & 0 \\ 0 & 0 & \underline{\underline{\epsilon}}_{zz,eff}^*(\omega) \end{pmatrix}$$

Effektives Materialmodell III

Hierarchisches mehrskaliges EMT-Modell

Mehrskaliger, «verschachtelter» Modellierungsansatz für das Gewebe:



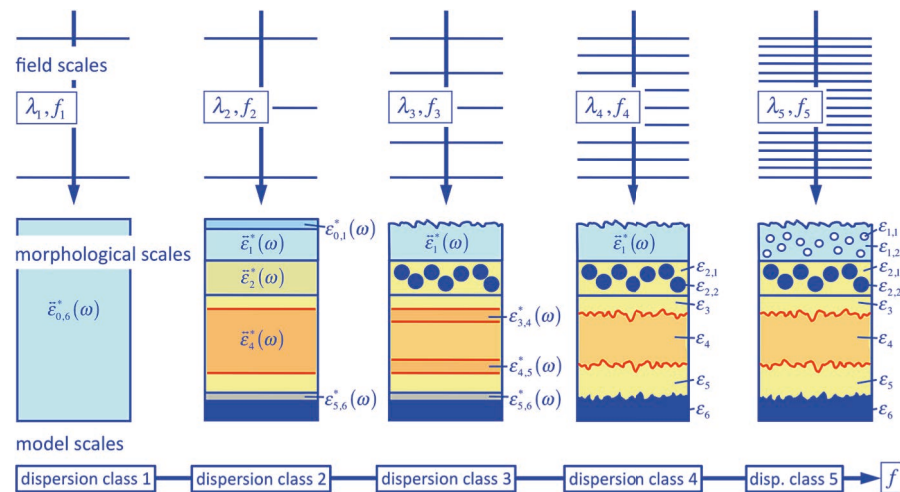
$$\lambda \gg l^*$$

(Skala Feld) \gg (Skala Gewebe)

- Homogenisierung ist repräsentativ nur für Wellenlängen λ , die wesentlich größer sind als die jeweiligen charakteristischen Strukturskalen l^* des inhomogenen Gewebes.
- Dies ist die Gültigkeitsbedingung für die EMT.
- Homogenisierung des inhomogenen Gewebes ergibt frequenzabhängige effektive Permittivität.
- Modell-Hierarchie \Leftrightarrow «Dispersionsklassen»

Effektives Materialmodell IV

Geltungsbereiche der EMT im Kontext der Wellenlänge



■ \exists EMT \Leftrightarrow Längenskala des Feldes $\lambda \gg \ell^*$ lokale Längenskala in der inhomogenen Struktur

Effektives Materialmodell V

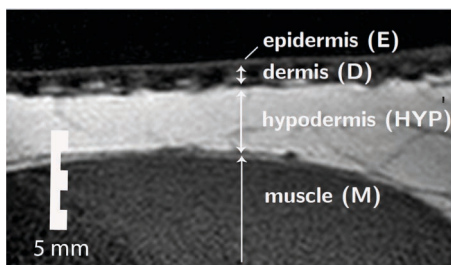
Erstes Fazit

- Mehrskalige effektive Gewebemodelle stellen einen sehr sparsamen Modellansatz für das biologische Gewebe dar.
- Modell-Hierarchie bewirkt entsprechend «verschachtelte» Gültigkeitsbereiche.
- Die Frequenzabhängigkeit des (dispersiven) Gewebemodells beruht auf der Wechselwirkung des Feldes
 - mit der Morphologie (Strukturform),
 - mit der Heterogenität (Strukturbeschaffenheit) des inhomogenen Gewebes.
- Beispiel: «Mehrskaliges elektromagnetisches Hautmodell»

Mehrskaliges EM-Hautmodell I

Morphologie der menschlichen Haut

J. Fröhlich, S. Hučlova, C. Beyer and D. Ermi, in *Computational Biophysics of the Skin*, Singapore: Pan Stanford Publishing Pte. Ltd., 2014.

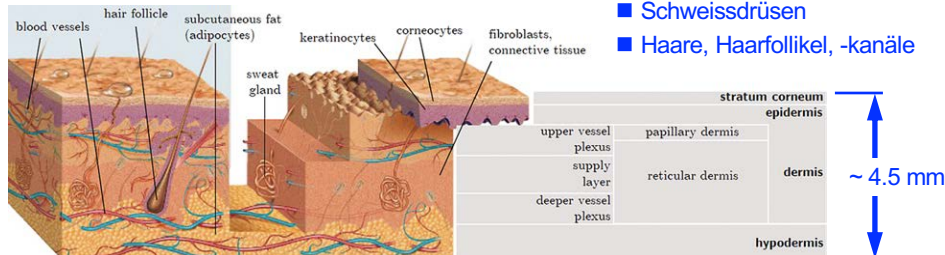


(1) Mikro-MRI-Bild:

SC	E	D	HYP
20 μm	100 μm	1.33 mm	3-5 mm

(2) Mehrskalige Morphologie:

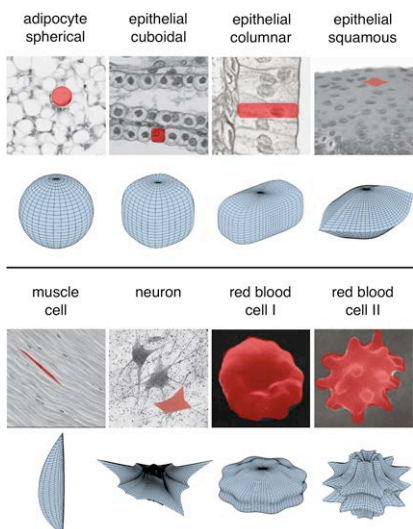
- typenspezifische Zellen
- Hautschichten (SC, E, D, HYP)
- Blutgefäße
- Schweißdrüsen
- Haare, Haarfollikel, -kanäle



Mehrskaliges EM-Hautmodell II

Morphologie der Zellen

S. Hučlova, D. Ermi, and J. Fröhlich, *J. Phys. D: Appl. Phys.*, vol. 43, no. 36, pp. 365405–1–10, Sept. 15, 2010.



Repräsentation der Zellenform:

- mittels parametrisierter Oberflächenfunktion
- Super-Formel (Superquadrics, 6 Parameter); z.B. mathematische Beschreibung von Blüten:

$$\vec{p}(\phi, \theta | a, b, m, n_1, n_2, n_3) = (x, y, z)$$

$$\forall p_i = \left| \frac{1}{a} \cos\left(\frac{m\alpha_i}{4}\right) \right|^{n_2} + \left| \frac{1}{b} \sin\left(\frac{m\alpha_i}{4}\right) \right|^{n_3}$$

$$r_i = \left(n_i \sqrt{|p_i|} \right)^{-1} \quad \alpha_i = \begin{cases} \phi & : i = 1 \\ \theta & : i = 2 \end{cases}$$

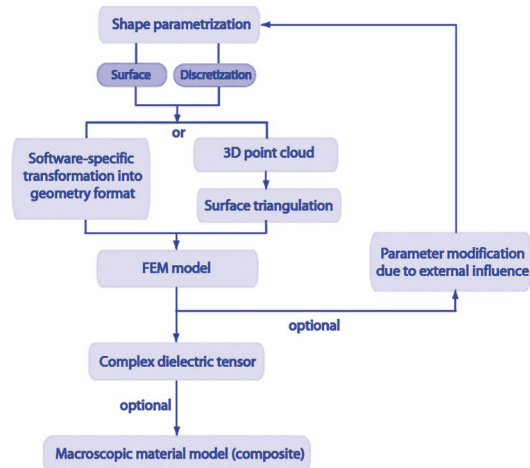
$$\begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \phi & \cos \theta \\ \sin \phi & \cos \theta \\ 0 & \sin \theta \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} r_1 \\ r_2 \end{pmatrix}$$

Mehrskaliges EM-Hautmodell III

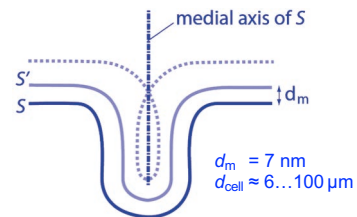
Numerische Modellierung

Sonja Huclova, *Modeling of cell suspensions and biological tissue for computational electromagnetics*, Diss. ETH Zürich, No. 19863, Zürich, July 18, 2011.

(1) Numerische Berechnung des Permittivitätstensors:



- Numerische Modellierung der Kondensatoranordnung für eine Zelle unter Berücksichtigung des entsprechenden Volumenanteils.
- Quasi-statische FEM-EM-Analyse mittels *COMSOL Multiphysics™*.
- Extrusion der Zellmembran aus der Oberflächengeometrie:

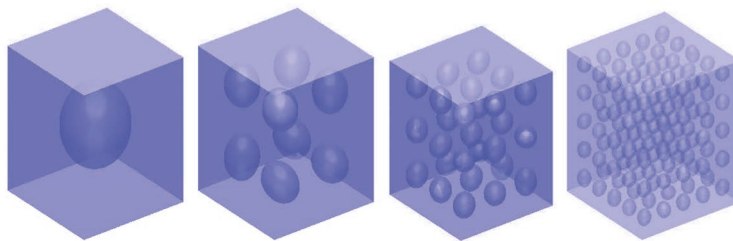


Mehrskaliges EM-Hautmodell IV

Numerische Modellierung

Sonja Huclova, *Modeling of cell suspensions and biological tissue for computational electromagnetics*, Diss. ETH Zürich, No. 19863, Zürich, July 18, 2011.

(2) Anisotropie und statistische Variationen:



«Einheitszelle» (EZ)

Ellipsoid (75 nm, 75 nm, 100 nm):
 $\epsilon_{re} = 80.0$ / $\sigma_e = 0.12$ S/m
 $\epsilon_{ri} = 50.0$ / $\sigma_i = 0.53$ S/m
 $\epsilon_{rm} = 9.04$ / $\sigma_m = 10^{-6}$ S/m
 Volumendichte: 10%
 $f = 1$ kHz – 1 GHz

- Komplexes mehrzelliges Komposit-Modell.
- Periodische Fortsetzung der Einheitszelle mit statistischen Variationen bezüglich der Orientierung der Zellen, z.B.: $\phi = 45^\circ \pm 10^\circ$, $\theta = 60^\circ \pm 10^\circ$.
- Beispiel: «Anisotroper Partikelverbund»:
 $\Rightarrow \Delta|\epsilon_r^*| = \pm 0.25\%$, $\Delta|\sigma^*| = \pm 0.40\%$ (relative zur EZ)
 praktisch frequenzunabhängig!

Mehrskaliges EM-Hautmodell V

Morphologie der menschlichen Haut

Sonja Huclova, *Modeling of cell suspensions and biological tissue for computational electromagnetics*. Diss. ETH Zürich, No. 19863, Zürich, July 18, 2011

Table Superformula parameters for selected skin cells.

Cell type	Skin layer	Supershape parameters						Figure	
		<i>a</i>	<i>b</i>	<i>m</i>	<i>n</i> ₁	<i>n</i> ₂	<i>n</i> ₃		<i>d</i>
Corneocyte	SC	1	1	6	4	4	2	60	(a)
Corneocyte <i>D</i> _{4h}	SC	1	1	4	8	8	8	60	(b)
Keratinocyte 1	E	1	0.5	4	4	4	4	30	(c)
Keratinocyte 2	E	1	1	4	4	4	4	30	(d)
Keratinocyte 3	E	0.5	0.5	4	4	4	4	30	(e)
Fibroblast	D	1	1	4	0.5	1	0.75	60	(f)
Adipocyte	HYP	1	1	4	4	4	4	40	(g)
Muscle cell	M	3	0.3	4	2	2	2	200	(h)

S. Huclova, D. Erni, and J. Fröhlich, *J. Phys. D: Appl. Phys.*, vol. 43, no. 36, pp. 365405-1-10, Sept. 15, 2010.

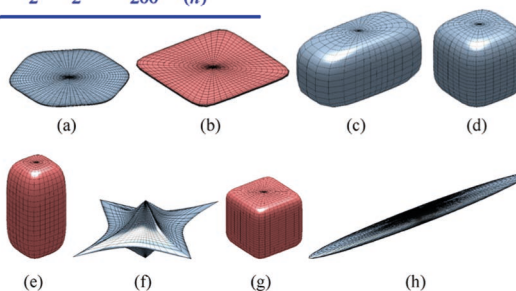
S. Huclova, D. Erni, and J. Fröhlich, *J. Phys. D: Appl. Phys.*, vol. 45, no. 2, pp. 025301-1-17, Jan. 18, 2012.

J. Fröhlich, S. Huclova, C. Beyer and D. Erni, in *Computational Biophysics of the Skin*, Singapore: Pan Stanford Publishing Pte. Ltd., 2014

(3) Zellenmodelle:

- **Volumendichten (exemplarisch):**
 Corneocytes: 91.00 % (estimate)
 Spheres: 74.40 % (fcc)
 Ellipsoids: 77.07 % (max)

- **Parameter *d*:** # Diskretisierungspunkte in ϕ und θ .



Mehrskaliges EM-Hautmodell VI

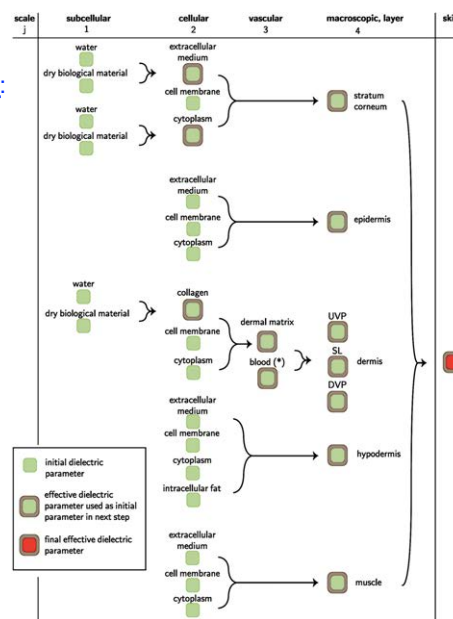
Numerische Modellierung

(4) Mehrskaliges, hierarchisches Hautmodell:

1 subcellular	2 cellular	3 vascular	4 layer	5 skin
water bio-material	extracellular membrane cytosol	-	SC	skin
water bio-material	extracellular membrane cytosol	-	E	
water bio-material	extracellular membrane cytosol	dermal matrix blood	D	
water bio-material	extracellular membrane cytosol intracell. fat	-	HYP	
water bio-material	extracellular membrane cytosol	-	muscle	

- **Merke:** Haarfollikel, Haare und Schweißdrüsen gehören ggf. zur Skala 2 bzw. 6.

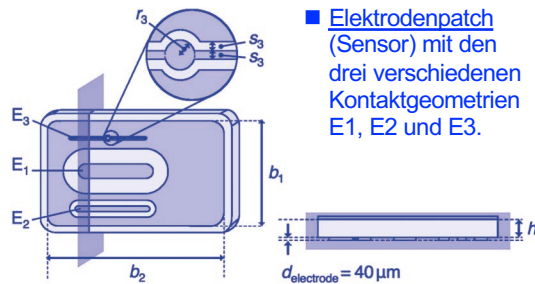
S. Huclova, D. Erni, and J. Fröhlich, *J. Phys. D: Appl. Phys.*, vol. 45, no. 2, pp. 025301-1-17, Jan. 18, 2012.



Mehrskaliges EM-Hautmodell VII

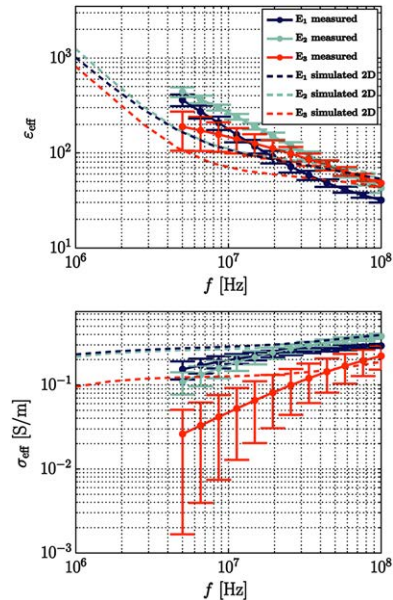
Numerische Modellierung

(5) Dielektrische Spektroskopie am Unterarm:



■ **Elektrodenpatch (Sensor)** mit den drei verschiedenen Kontaktgeometrien E1, E2 und E3.

- **Vollständiges Hautmodell:** (SC/E/D/HYP/muscle)
- **Vergleich:** Patch-Messung \Leftrightarrow Patch-Simulation
- **Abweichungen:** – Error Bars (Messgenauigkeit)
– SC bewirkt «Unsicherheit»



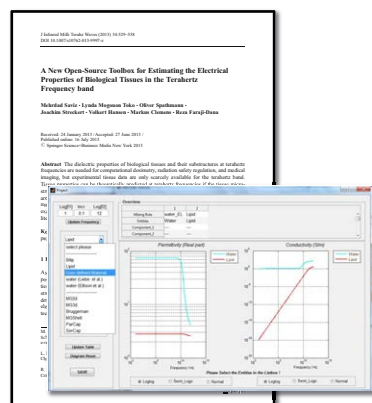
J. Fröhlich, S. Huclova, C. Beyer and D. Erni, in *Computational Biophysics of the Skin*, Singapore: Pan Stanford Publishing Pte. Ltd., 2014

Mehrskaliges EM-Hautmodell VIII

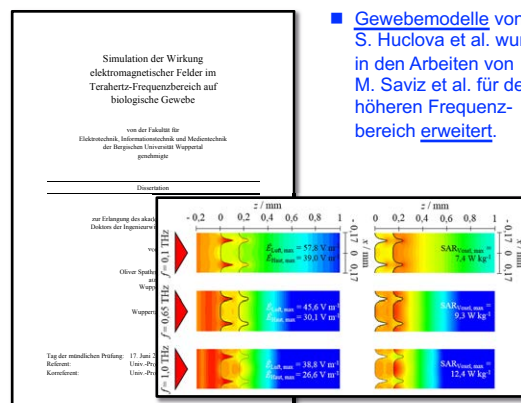
Modellierung im mm-Wellen/THz-Bereich

(1) Gewebe-Toolbox:

(2) mm-Wellen- und THz-Gewebemodelle:



M. Saviz, L. Mogoum Toko, O. Spathmann, J. Streckert, V. Hansen, M. Clemens, and R. Faraj-Dana, *J. Infrared Mill. Terahz. Waves*, vol. 34, no. 9, pp. 529-538, 2013.



■ **Gewebemodelle** von S. Huclova et al. wurden in den Arbeiten von M. Saviz et al. für den höheren Frequenzbereich erweitert.

Oliver Spathmann, *Simulation der Wirkung elektromagnetischer Felder im THz-Frequenzbereich auf biologische Gewebe*. Diss. Uni Wuppertal, Wuppertal, June 17, 2016.

mm-Wellen/THz-Hautmodelle I

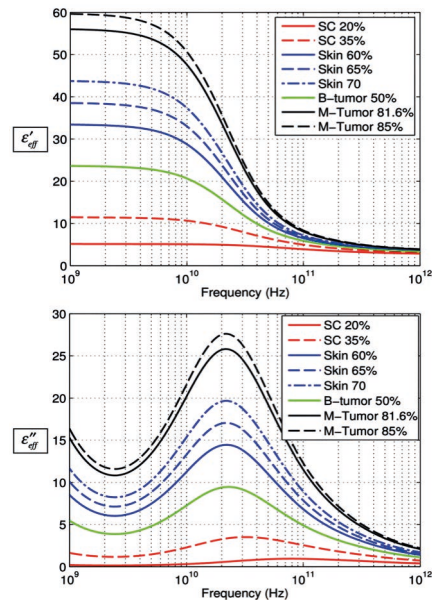
Beispiel: «Tumordiagnostik»

(1) Parametrisierte Gewebemodelle:

Tissue Type	Water Component	Dry Component
SC	20%, 35%	80%, 65%
E/D	60%, 65%, 70%	40%, 35%, 30%
malignant skin tumors	81.6%, 85%	18.4%, 15%
benign skin tumors	50%	50%

- EMT-Hautmodell für entsprechenden Gewebetyp
- mehrskalige \Rightarrow parametrisierte Modelle
- Klassierung: benign (B) \Leftrightarrow malignant (M) Gewebe
malignant: $\epsilon_{eff}' / \epsilon_{eff}'' > 12.2/17.1 @ 60\text{GHz}$

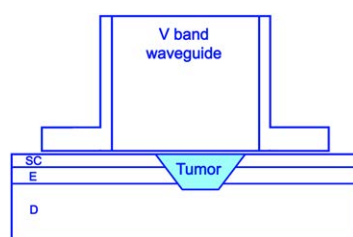
Reza Amin-Zadeh, Simulation and assessment of millimeter-wave reflectometry for detection of skin cancer. Master Thesis, Sharif University of Technology, Kish Island, Iran, co-supervised by Allgemeine und Theoretische Elektrotechnik (ATE), Universität Duisburg-Essen, and the Institute of Electromagnetic Fields (IEF), ETH Zürich, (Dr. Jürg Fröhlich), Jan. 18, 2014.



mm-Wellen/THz-Hautmodelle II

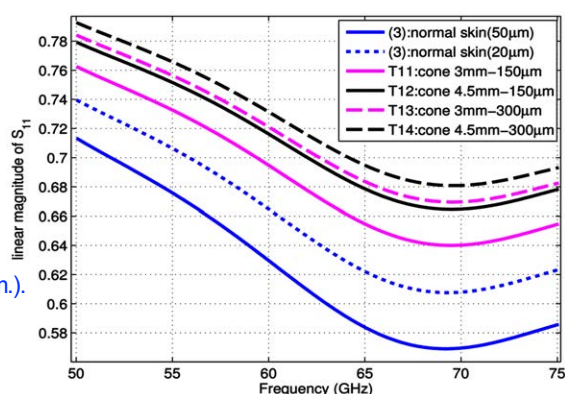
Beispiel: «Tumordiagnostik»

(2) Hohlleiter-Reflektometrie:



- EMT-Modelle (Huclova, Saviz, Param.).
- Tumormodelle (Melanome):
Ellipsoid, Zylinder, Kegelstumpf.
- 3D-FDTD Simulation (SEMCAD X) der Eingangsreflexion S_{11} .
- 4-lagiges Hautmodell: SC/E/D/Fett

Reza Amin-Zadeh, Simulation and assessment of millimeter-wave reflectometry for detection of skin cancer. Master Thesis, Sharif University of Technology, Kish Island, Iran, co-supervised by Allgemeine und Theoretische Elektrotechnik (ATE), Universität Duisburg-Essen, and the Institute of Electromagnetic Fields (IEF), ETH Zürich, (Dr. Jürg Fröhlich), Jan. 18, 2014.

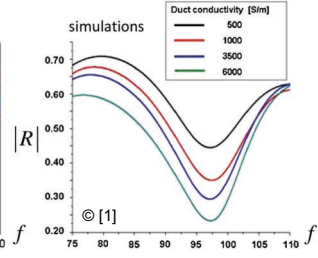
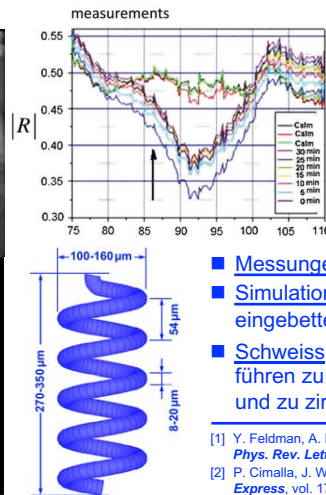
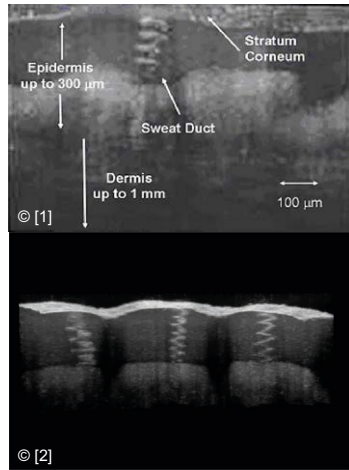


- SC (20%) E (65%) D (70%) fat
20/50 μm 100 μm 1.30mm rest

mm-Wellen/THz-Hautmodelle III

Modellierung von Schweißdrüsen

(1) Schweißdrüsen als Helix-Antennenarray (bei 95 GHz):



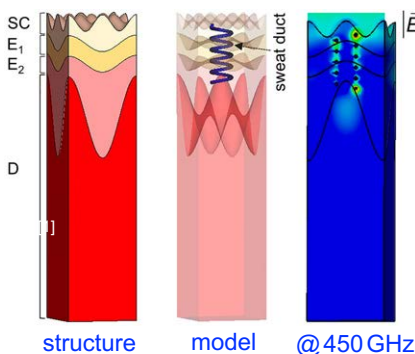
- **Messungen:** an schwitzenden Joggern.
- **Simulationen:** CST Microwave Studio, eingebettete Antennarrays im W-Band.
- **Schweiss:** zunehmend leitende Helices führen zu deutlich erhöhter Absorption und zu zirkularem (RH) Dichroismus.

[1] Y. Feldman, A. Puzenko, P. B. Ishai, A. Caduff, and A. J. Agranat, *Phys. Rev. Lett.*, vol. 100, no. 12, pp. 128102–1–4, 2008.
 [2] P. Cimalla, J. Walther, M. Mehner, M. Cuevas, and E. Koch, *Opt. Express*, vol. 17, no. 22, pp. 19586–19500, 2009.

mm-Wellen/THz-Hautmodelle IV

Modellierung von Schweißdrüsen

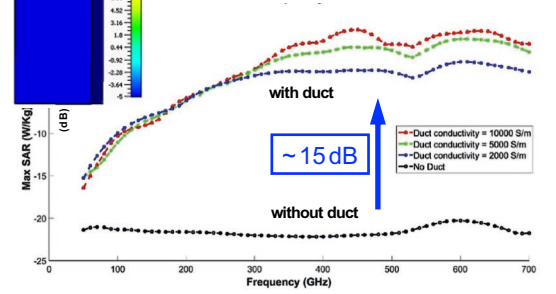
(2) Einfluss von Schweißdrüsen und Hautfalten bei sub-THz-Frequenzen:



- **Simulationen:** im Sub-THz-Bereich (50-700 GHz).
- Absorption der Energie findet Schweißdrüsen/-kanälen statt.
- **SAR:** steigt beim Schwitzen auf bis zu 2.2 W/Kg um 450 GHz.

■ **Kombination** aus Hautmodell (EMT) und makroskopischen Strukturen.

N. Betzalel, P. B. Ishai, and Y. Feldman, *Environ. Res.*, vol. 163, pp. 208–2016, 2018.

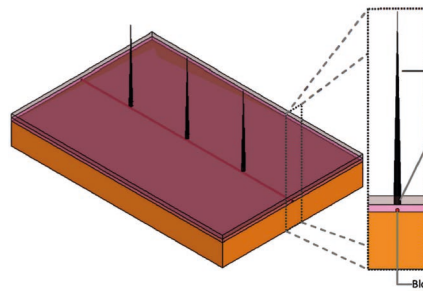


mm-Wellen/THz-Hautmodelle V

Modellierung von Haaren

K. H. Chan, S. W. Leung, Y. L. Diao, Y. M. Siu, and K. T. Ng, *2012 Asia-Pacific Symp. EM Compatibility*, May 21-24, Singapore, pp. 721-724, 2012.

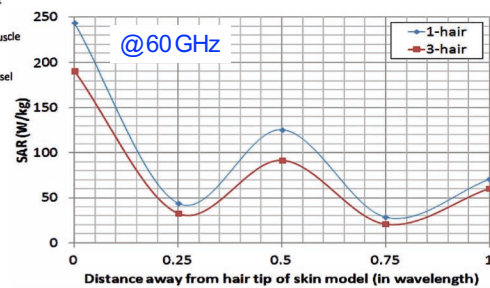
(1) Reflektometrie an behaarter Haut (bei 60 GHz):



Tissue @ 60 GHz	Permittivity ϵ_r'	Conductivity σ (S/m)	Mass Density ρ (kg/m ³)
hair	3.00	$3.18 \cdot 10^{-7}$	1000
blood	12.30	54.4	1060

- **Simulations-Model:** FEM-basierter EM-Solver *ANSYS HFSS*.
- **Anregung:** parallele Bow-Tie-Antenne.

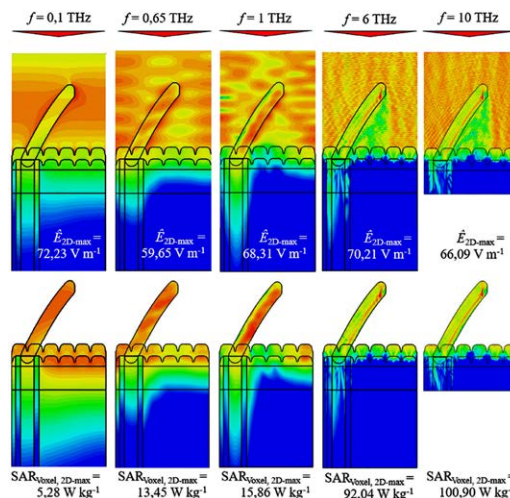
- **Reflektometrie:** maximale Absorption (und SAR) in der E/D bei 63 GHz.
- **Haar:** SAR vorallem in der Haarwurzel.
- **Fazit:** Eine zunehmende Anzahl Haare (Dichte) reduziert die SAR im Gewebe sowie im Blutgefäß.



mm-Wellen/THz-Hautmodelle VI

Modellierung von Haaren

(2) Reflektometrie bei THz-Frequenzen:



- **Dicke Haut** mit Rillenstruktur, Haarkanal (Talgchicht) und Haarwurzel.
- **Simulation:** 3D-FIT-basiertes EM-Modell in *CST Studio Suite*.
- **Anregung:** TEM, $I_{S_{incl}} = 1 \text{ W/m}^2$
- **Verhalten:** $f \uparrow \Leftrightarrow \text{SAR} \uparrow$
- **Haare** wirken als «Energiekanäle» ins Gewebe.

Oliver Spathmann, *Simulation der Wirkung elektromagnetischer Felder im THz-Frequenzbereich auf biologische Gewebe*. Diss. Uni Wuppertal, Wuppertal, June 17, 2016.

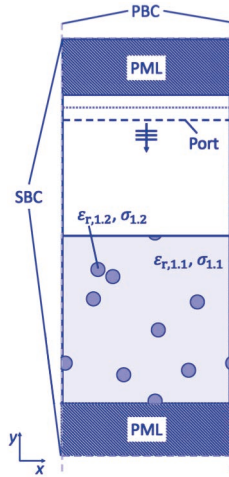
O. Spathmann, K. Statnikov, M. Zang, M. Saviz, T. Fiedler, V. Hansen, and J. Streckert. *Entwicklung und Anwendung von Verfahren zur Bestimmung der Exposition gegenüber nicht-ionisierender Strahlung mit Frequenzen im Terahertzbereich. Abschlussbericht Forschungsvorhaben 3610S80001*. Bundesamt für Strahlenschutz (BfS), 2014.

Grenzen der EMT I

[1] S. Huclova, D. Erni, and J. Fröhlich, *J. Phys. D: Appl. Phys.*, vol. 45, no. 2, pp. 025301-1-17, Jan. 18, 2012.

Vereinfachtes 2D Gewebemodell

(1) Modell des Reflexionsszenarios:



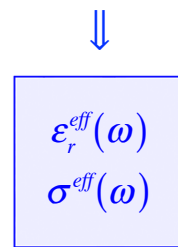
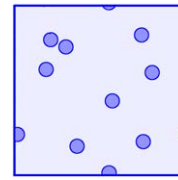
Anregung:

- FEM: COMSOL Multiphysics™
- ebene Welle: p-/s-polarisiert
- 10 MHz–200 GHz

Randbedingungen:

- PML: angepasst
- SBC: reflexionsfrei
- PBC: periodisch
- Umgebung: Luft

(2) Effektives Gewebemodell:
(im Sinne der EMT)



Heterogenes Modell:

- «Zellen»: [1]
 - $\epsilon_{r,1,2} = 50$
 - $\sigma_{1,2} = 0.12 \text{ S/m}$
 - $d_{\text{cell}} = 50 \mu\text{m}$
- Extrazellulär: [1]
 - $\epsilon_{r,1,1} = 80$
 - $\sigma_{1,1} = 0.53 \text{ S/m}$

EMT-Modell:

- 10 MHz–200 GHz
- homogenisiert via Kondensator:
 - $\underline{Y}(\omega) \Rightarrow \underline{\epsilon}^{\text{eff}}, \underline{\sigma}^{\text{eff}}$

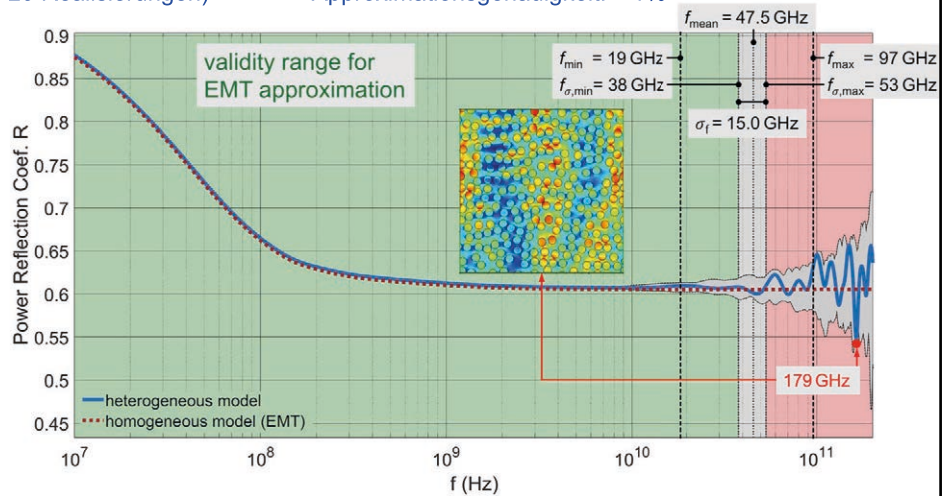
Grenzen der EMT II

K. Jerbic, B. Sievert, J. T. Svejda, A. Rennings, and D. Erni, *PIERS 2019*, June 17-20, Rome, Italy, 2019.

Vereinfachtes 2D Gewebemodell

(3) Simulierte Reflektometrie:

- Volumendichte der Zellen: 45.2% (220 Realisierungen)
- Approximationsgenauigkeit: 1%

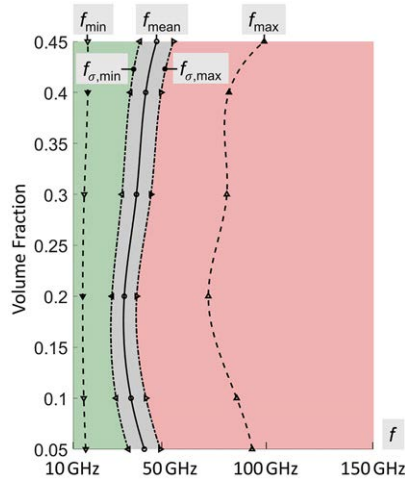


Grenzen der EMT III

K. Jerbic, B. Sievert, J. T. Svejda, A. Rennings, and D. Erni,
PIERS 2019, June 17-20, Rome, Italy, 2019.

Vereinfachtes 2D Gewebemodell

(4) Gültigkeitsbereich der EMT-Näherung: (z.B. für 45.2% Volumendichte der Zellen)



■ Monte-Carlo-Analyse für eine Approximationsgenauigkeit des EMT-Modells von 1%

■ 220 Realisierungen/Konfiguration (bzw. pro Gewebetyp), d.h. insgesamt wurden 1310 Realisierungen/Gewebetypen simuliert.

■ Diskussion:

- Gültigkeitsbereich (1%) < 19...47,5...97 GHz
- überraschend konstante Grenze f_{\min}
- überraschend konstantes σ_f
- Zunahme bei kleinen Dichten \Leftrightarrow größeres ℓ^*

■ Ausblick:

- 3D Analyse (automatisierte Datenerzeugung)
- Einsatz von Machine-Learning zur Schätzung der Gültigkeitsbereiche.

Fazit

- Prädiktive numerische Gewebemodelle weisen einen zunehmenden Gebrauchswert sowohl für die (EM-basierte) Diagnostik (und medizinische Sensorik) als auch für die Dosimetrie nichtionisierender EM-Strahlung in den «mikroskopischen» Gewebeskalen auf.
- Mehrskalige (hierarchische) Gewebemodelle gewinnen gerade für Frequenzen im mm-Wellen-THz-Bereich zunehmend an Bedeutung, da diese Modelle die Wechselwirkung des elektromagnetischen Feldes mit allen wesentlichen Skalen der Gewebemorphologie repräsentieren können.
- Forschung: Mehrskalige Modelle sind in der Lage, elektromagnetische «Hintergrundfelder» bereitzustellen für die Untersuchung von Wechselwirkungen in der kleineren z.B. der zellulären und sub-zellulären Skala (Energieeinträge «mikro-SAR», Wechselwirkungen mit der Zellmembran oder molekularbiologischen Strukturen).

Besten Dank.



Dr.-Ing. Andreas Rennings

- Projektleiter MRT
- mm-Wellen-/THz-Antennen, Chipantennen-Messtechnik
- Computational EM



Dr. sc. techn. Jürg Fröhlich

- Gastwissenschaftler, Fields at Work GmbH
- Bioelectromagnetics
- Medizintechnik/MRT



M.Sc. Kevin Jerbic

- Doktorand
- Mehrskalige mm-Wellen-THz-Oberflächenmodelle (Materialcharakterisierung)



Dr. sc. ETH Sonja Huclova

- Kooperationspartner, itsbusiness AG
- Bioelectromagnetics
- Dielektrische Spektroskopie



Mobile Material Characterization and Localization by EM Sensing



www.TeraApps-project.eu

THz Technologies for Imaging Radar and Communications



Affiliation und Abstract

Affiliation



Prof. Dr. sc. techn. Daniel Erni

Allgemeine und Theoretische Elektrotechnik (ATE),
Abteilung Elektrotechnik und Informationstechnik (EIT),
Fakultät für Ingenieurwissenschaften,
Universität Duisburg-Essen
D-47048 Duisburg
Deutschland

«Mehrskalige elektromagnetische Gewebemodelle für den MMW-Bereich»

Abstract

Betrachtet man das biologische Gewebe aus der Perspektive des Bioelektromagnetismus, so stellt sich z.B. die menschliche Haut vor allem als ein mäßig geordnetes, komplexes Komposit dar, welches aus verschiedenen organischen Materialstrukturen zusammengesetzt ist, die wiederum bei ganz unterschiedlichen Längenskalen in Erscheinung treten: so z.B. Zellen, Fasern, Schichtstrukturen sowie Blutgefäße, Schweißdrüsen und Haarfollikel. In unserem Beitrag wollen wir aufzeigen, dass diese strukturebenen Längenskalen bei der Modellierung elektromagnetischer Wechselwirkungen im Gewebe zu berücksichtigen sind und zwar aus dem Blickwinkel der Betriebsfrequenz der elektromagnetischen Strahlung – konkret: bei Wellenlängen im Millimeter- und Submillimeter-Bereich. Wir diskutieren über mehrskalige und (ggf. homogenisierte) elektromagnetische Gewebemodelle und betrachten zudem deren Gültigkeitsbereiche.

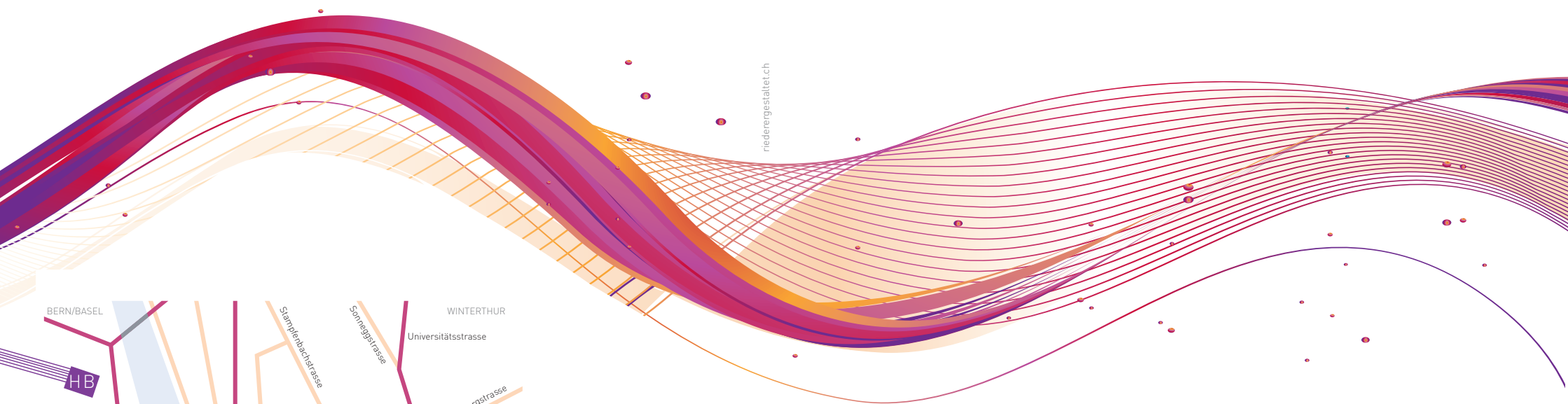
ANMELDUNG

Anmeldung per E-Mail an: meyak@ethz.ch | Anmeldeschluss: 28. Mai 2019 |

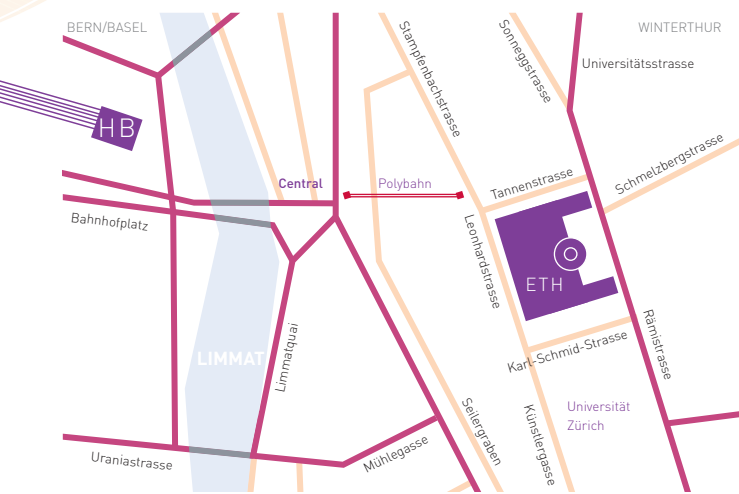
Teilnahmegebühr (Workshop, Verpflegung, Abendessen)

Regulär: CHF 350 | Behörden: CHF 250 | Studenten: CHF 150

18 | 19 | JUNI 2019



niederergestaltet.ch



FSM-WORKSHOP
ETH-Zürich, Rämistrasse 101
Raum HG G 5
Tram Nr. 6, Bahnhofplatz – ETH

FSM-WORKSHOP
MILLIMETERWELLEN - STAND DER FORSCHUNG

Mit Unterstützung von:

MILLIMETERWELLEN – STAND DER FORSCHUNG

Millimeterwellen (MMW) werden in einigen Jahren höchstwahrscheinlich auch in Europa von der 5G-Mobilfunktechnologie genutzt werden. Der Workshop stellt den Stand des heute verfügbaren Wissens über biologische Wirkungen vor, erklärt die Herausforderungen hinsichtlich Messtechnik und Modellierung, und orientiert über die laufenden Diskussionen zu Standardisierung und Grenzwerten.

Dank eines gemeinsamen Abendessens nach dem ersten Tag werden weder das Networking noch der informelle Fachaustausch zu kurz kommen.

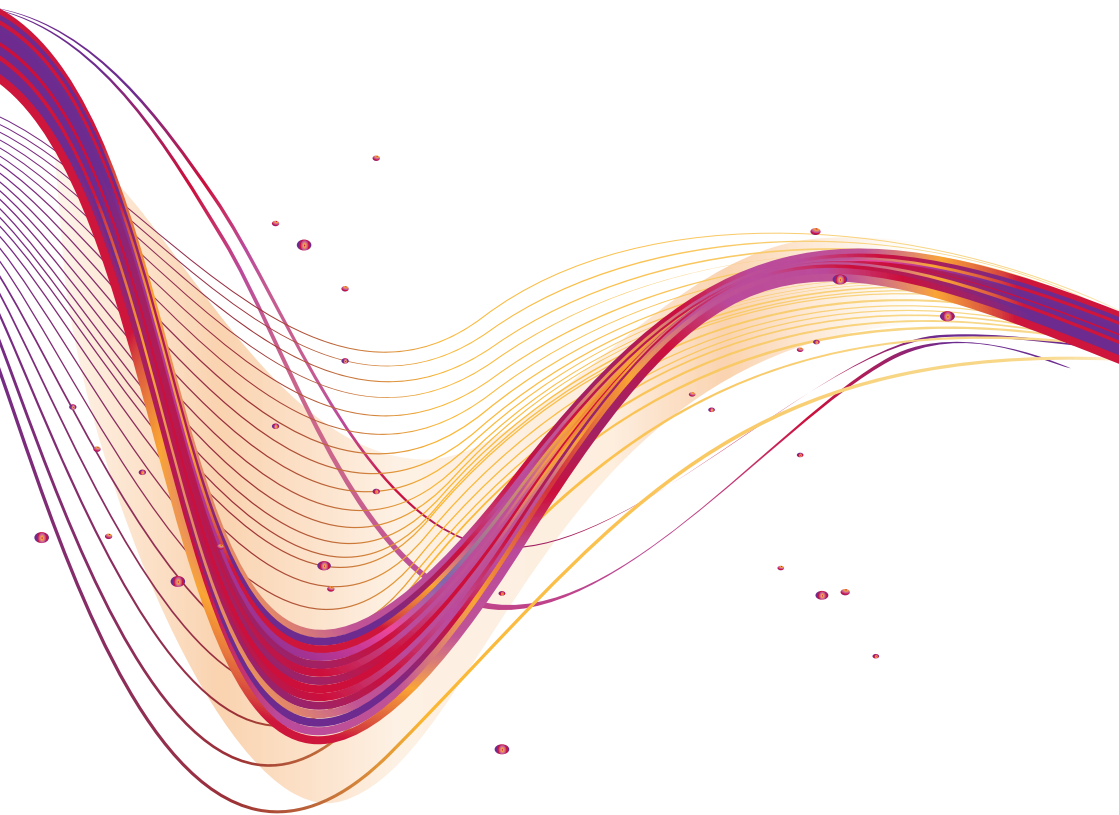
Wir laden Sie herzlich zu diesem «Research Update» ein und freuen uns auf Ihre Anmeldung!



Prof. Dr. Primo Schär
Stiftungsratspräsident



Dr. Gregor Dürrenberger
Geschäftsführer



PROGRAMM

Moderation: Dr. h.c. Beat Glogger, Scitec-Media GmbH

18. JUNI 2019

09 30	Kaffee	Registrierung, Empfang
10 20	Dr. Hugo Lehmann, Swisscom AG, Bern	Begrüssung
10 30	Dr. Gregor Dürrenberger, FSM, Zürich	Einführung

BIOLOGIE

10 40	Dr. Maria Rosaria Scarfi, CNR-IREA, Naples	MMW and biology - a research update
11 15	Dr. Maxim Zhadobov, CNRS	MMW Technologies for Biomedical Electromagnetics
11 50	Prof. Dr. Joachim Oberhammer, KTH Stockholm	Interaktion MMW-Haut
12 25	Referenten, Plenum	Moderierte Diskussion
13 00	Stehlunch	

TECHNOLOGIE, MODELLIERUNG

14 00	Dr. Christoph Baer, Ruhr-Uni, Bochum	Herausforderungen und Möglichkeiten der MMW-Messtechnik
14 40	Prof. Dr. Daniel Erni, Uni Duisburg-Essen	Mehrskalige elektromagnetische Gewebemodelle für den MMW-Bereich
15 20	Kaffeepause	
16 00	Dr. Sven Kühn, IT'IS Foundation, Zürich	Konformitätsprüfung gegenüber Grenzwerten für MMW-Strahlung
16 40	Referenten, Plenum	Moderierte Diskussion
Gemeinsames Abendessen		

19. JUNI 2019

08 45	Kaffee	Empfang
09 20	Gregor Dürrenberger FSM, Zürich	Einführung

REGULATION

09 30	Prof. Dr. Martin Rössli, Swiss TPH, Uni Basel	ICNIRP: Stand Revision des MMW-Bereichs
10 10	Dr. Ralf Bodemann, Siemens AG, München	IEEE-ICES: Stand Revision des MMW-Bereichs
10 50	Kaffeepause	
11 20	Philippe Horisberger, BAKOM, Biel	Standardisierungsaktivitäten zu 5G im MMW-Bereich
12 00	Referenten, Plenum	Moderierte Diskussion
12 30	Dr. Gregor Dürrenberger, FSM, Zürich	Schlussbemerkungen
12 40	Stehlunch	