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.

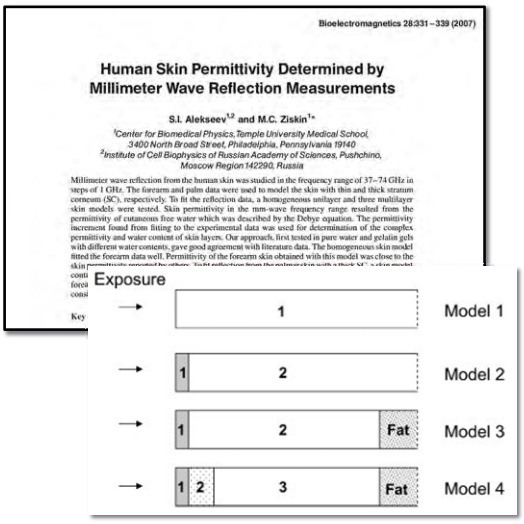
www.ate.uni-due.de

[1] Collaborating Scientist, *itsbusiness AG*, CH-3007 Bern, Schweiz.
[2] Visiting Scientist, *Fields at Work GmbH*, CH-8006 Zurich, Schweiz.

Agenda

- **Effektives Materialmodell:**
  - Effektive Materia-Theorie (EMT)
  - Homogenisierung von Kompositstrukturen
  - Dispersionsklassen
- **Mehskaliges 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 Gewebe-modell (HYP)

Anliegen



(1) Die Gültigkeit einfacher, dispersiver Haut-Schicht-Modelle muss speziell für den mm-Wellen/THz-Frequenzbereich ggf. genauer untersucht werden.

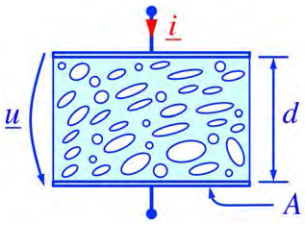
(2) Plädoyer für mehrskalige «ab initio» Modelle.

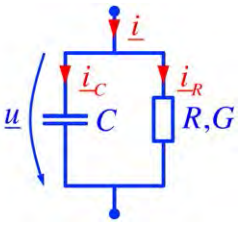
(3) Diese eignen sich vorallem für Voraussagen bezüglich der Selektivität und Spezifizität unterschiedlicher Gewebearten, Gewebezustände, Sensormessungen, sowie für die Betrachtung der EM-Wechselwirkung auf der mikroskopischen Gewebeskala.

Effektives Materialmodell I

EMT-Modell des inhomogenen Gewebes

(1) Kondensator-Modell (Homogenisierung):





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

$$C = \frac{\varepsilon_0 \varepsilon_r A}{d}$$

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

(2) Die (effektive) dielektrische Funktion:

$$\underline{Y}(\omega) = \frac{A}{d} \cdot \left[\underline{\sigma}(\omega) + j\omega\varepsilon_0 \underline{\varepsilon}_r(\omega) \right] := \frac{A}{d} \cdot \underline{\sigma}^{eff}(\omega)$$

Konzeptualisierung als komplexe Leitfähigkeit

$$\forall\, \underline{\sigma} = \sigma' - j\sigma''; \quad \underline{\varepsilon}_r = \varepsilon_r' - j\varepsilon_r'' \quad := \frac{A}{d} \cdot j\omega\varepsilon_0 \underline{\varepsilon}_r^{eff}(\omega)$$

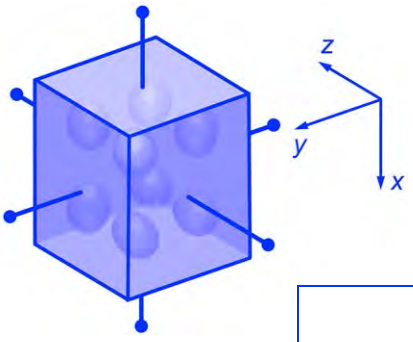
Konzeptualisierung als dielektrische Funktion

- Im Kontext der Effektiven Material-Theorie (EMT) ergibt sich aus $\underline{Y}(\omega)$ eine homogenisierte, frequenzabhängige, komplexwerige 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.

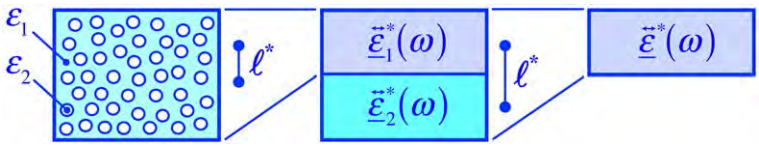
$$\underline{Y}_{ii}(\omega) = \frac{A_i}{d_i} \cdot j\omega \underline{\varepsilon}^*_{ii,eff}(\omega) \quad \forall\, i = x, y, z$$

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

Effektives Materialmodell III

Hierarchisches mehrskaliges EMT-Modell

Mehrskaliger, «verschachtelter» Modellierungsansatz für das Gewebe:



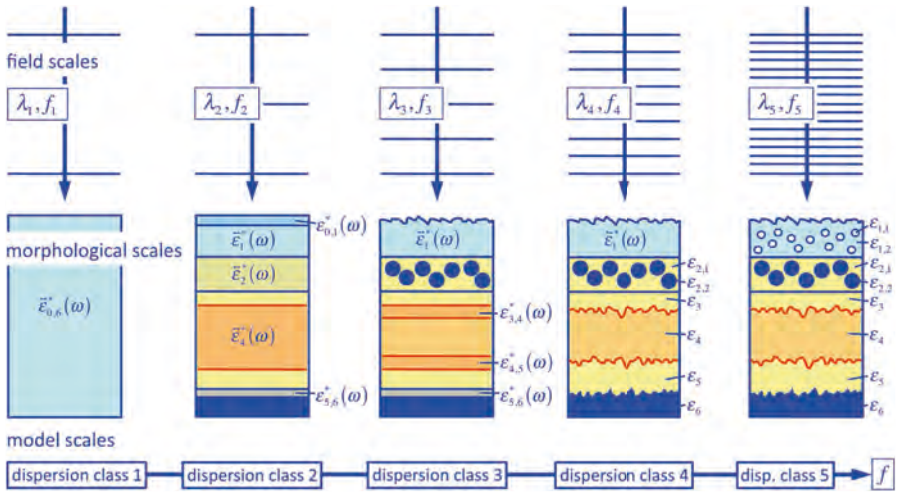
$$\lambda \gg \ell^*$$

(Skala Feld) ≫ (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 ⇔ «Dispersionsklassen»

Effektives Materialmodell IV

Geltungsbereiche der EMT im Kontext der Wellenlänge



- ∃ EMT ⇔ Längenskala des Feldes $\lambda \gg \ell^*$ lokale Längenskala in der inhomogenen Struktur

Effektives Materialmodell V

Erstes Fazit

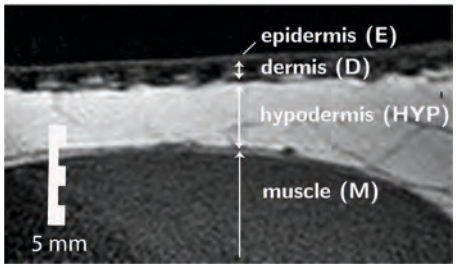
- Mehrskalige effektive Gewebemodelle stellen einen sehr sparsamen Modellansatz für das biologische Gewebe dar.
- Modell-Hierarchie bewirkt entsprechend «verschachtelte» Gültigkeitsbereiche.
- Die Frequenzabhängigkeit des (dispersiven) Gewebemodells beruht auf der Wechselwirkung des Feldes
  - mit der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

  des inhomogenen Gewebes.
- Beispiel: «Mehrskaliges elektromagnetisches Hautmodell»

Mehrskaliges EM-Hautmodell I

Morphologie der menschlichen Haut

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

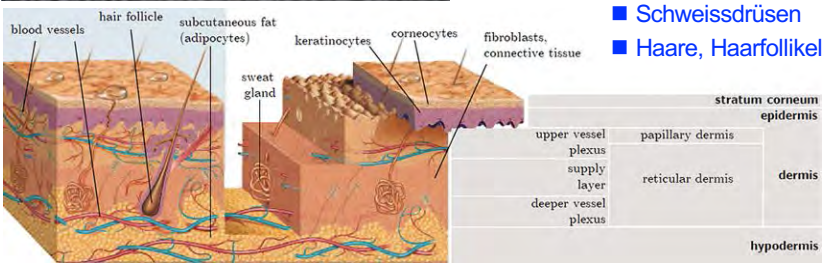


(1) Mikro-MRI-Bild:

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

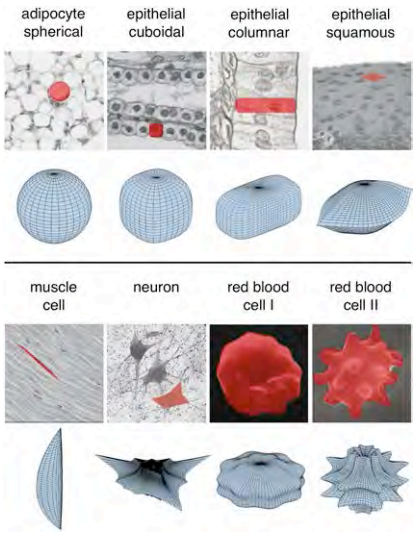
(2) Mehrskalige Morphologie:

- typenspezifische Zellen
- Hautschichten (SC, E, D, HYP)
- Blutgefässe
- Schweissdrüsen
- Haare, Haarfollikel, -kanäle



Mehrskaliges EM-Hautmodell II

Morphologie der Zellen



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

Repräsentation der Zellenform:

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

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

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

$$r_i=\left(\sqrt[n_1]{|p_i|}\right)^{-1}\qquad \alpha_i=\begin{cases}\phi : i=1\\ \theta : i=2\end{cases}$$

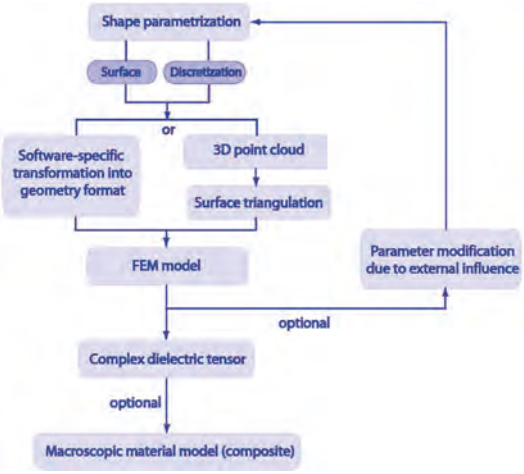
$$\begin{pmatrix}x\\y\\z\end{pmatrix}=\begin{pmatrix}\cos\phi & \cos\theta\\ \sin\phi & \cos\theta\\ 0 & \sin\theta\end{pmatrix}\cdot\begin{pmatrix}r_1\\r_2\end{pmatrix}$$

Mehrskaliges EM-Hautmodell III

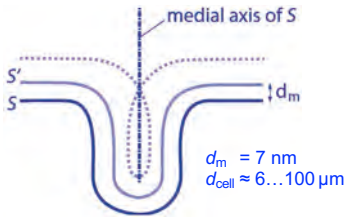
Numerische Modellierung

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:



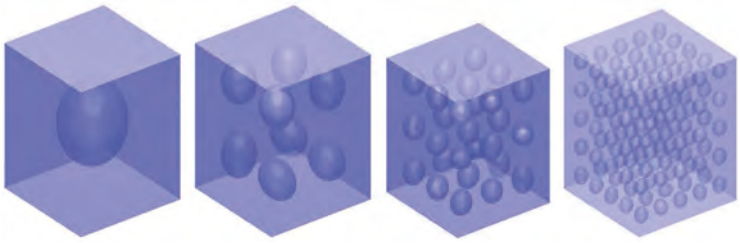
d_m = 7 nm
d_{cell} ≈ 6…100 µm

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):
ε_{re} = 80.0 / σ_e = 0.12 S/m
ε_{ri} = 50.0 / σ_i = 0.53 S/m
ε_{rm} = 9.04 / σ_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.: $\phi = 45° \pm 10°$, $\theta = 60° \pm 10°$.
- Beispiel: «Anisotroper Partikelverbund»:
  $\Rightarrow \Delta|\varepsilon_r^*| = \pm 0.25\%$, $\Delta|\sigma^*| = \pm 0.40\%$ (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

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.

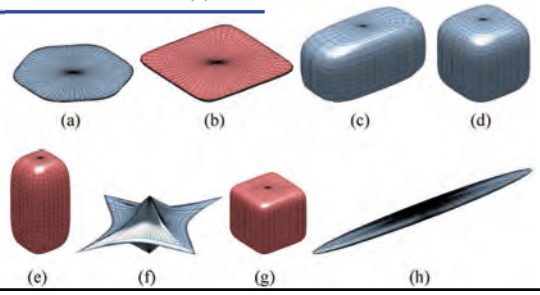
J. Fröhlich , S. Huclova, C. Beyer and D. Erni, in ***Computational Biophysics of the Skin***, Singapore: Pan Stanford Publishing Pte. Ltd., 2014

Table Superformula parameters for selected skin cells.

		Supershape parameters							
Cell type	Skin layer	a	b	m	n_1	n_2	n_3	d	Figure
Corneocyte	SC	1	1	6	4	4	2	60	(*a*)
Corneocyte D_{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*)

(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

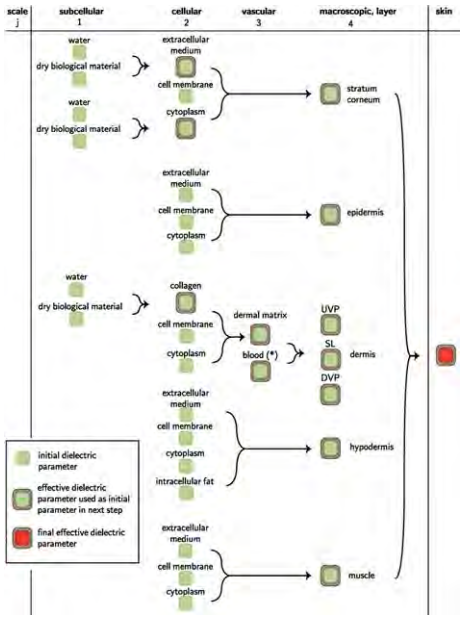
Numerische Modellierung

(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.

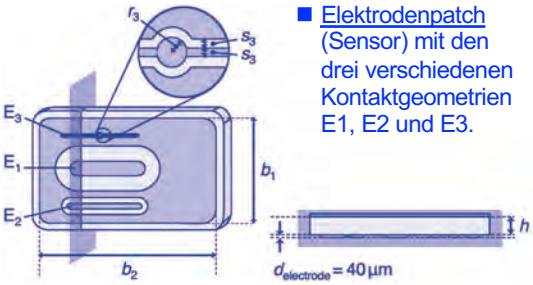
S. Huclova, D. Erni, and J. Fröhlich, ***J. Phys. D: Appl. Phys.***, vol. 45, no. 2, pp. 025301-1-17, Jan. 18, 2012.



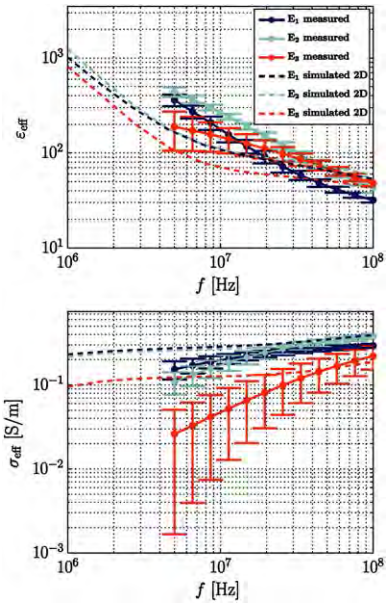
Mehrskaliges EM-Hautmodell VII

Numerische Modellierung

(5) Dielektrische Spektroskopie am Unterarm:



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



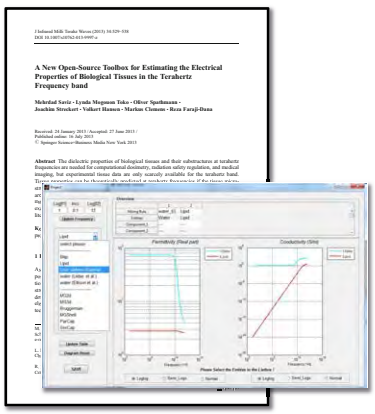
- Vollständiges Hautmodell: (SC/E/D/HYP/muscle)
- Vergleich: Patch-Messung ⇔ Patch-Simulation
- Abweichungen: – Error Bars (Messgenauigkeit)
  – SC bewirkt «Unsicherheit»

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

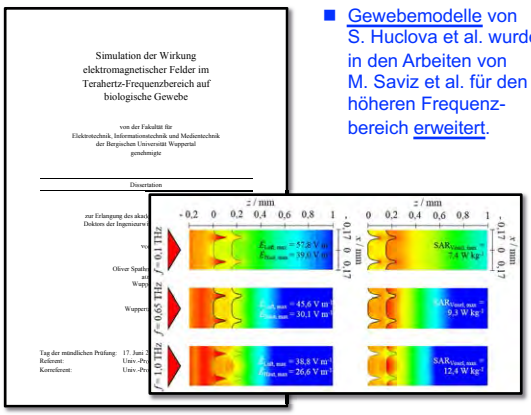
Modellierung im mm-Wellen/THz-Bereich

(1) Gewebe-Toolbox:



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

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



- 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.

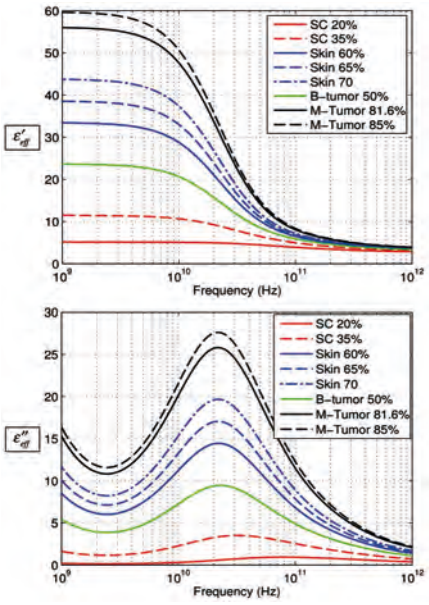
mm-Wellen/THz-Hautmodelle I

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 ⟹ parametriesierte Modelle
- Klassierung: bening (B) ⇔ malignant (M) Gewebe
  malignant: $\varepsilon_{eff}' / \varepsilon_{eff}''$ > 12.2/17.1 @ 60 GHz



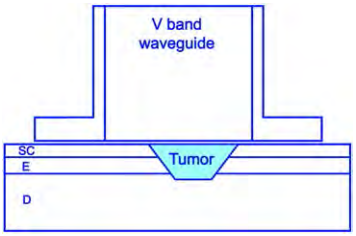
Reza Amin-Zadeh, *Simulation and assessment of millimeter-wave reflectometry for detection of skin cancer.* ***Master Thesis***, Sharif University of Technology, Kish Island, Iran, co-supervised by Allgemeine und Theoretische Elektrotechnik (ATE), Universität Duisburg-Essen, and the Institute of Electromagnetic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

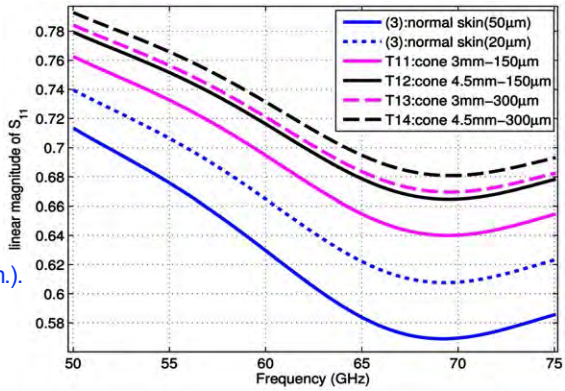
mm-Wellen/THz-Hautmodelle II

Beispiel: «Tumordiagnostik»

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.

(2) Hohlleiter-Reflektometrie:





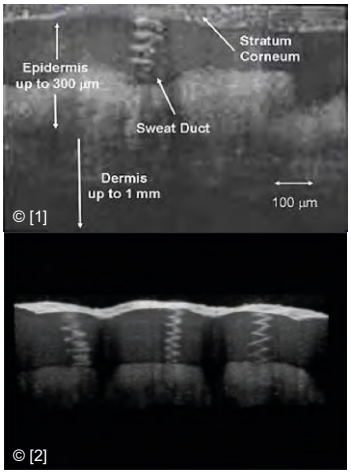
- EMT-Modelle (Huclova, Saviz, Param.).
- Tumormodelle (Melanome):
  Ellipsoid, Zylinder, Kegelstumpf.
- 3D-FDTD Simulation (*SEMCAD X*)
  der Eingangsreflexion S_{11}.
- 4-lagiges Hautmodell: SC/E/D/Fett

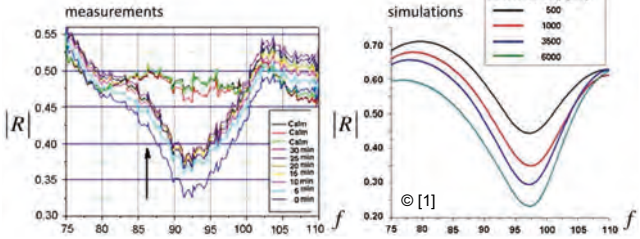
- SC (20%) E (65%) D (70%) fat
  20/50 µm 100 µm 1.30 mm rest

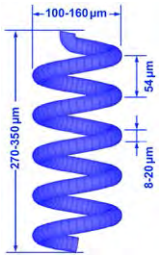
mm-Wellen/THz-Hautmodelle III

Modellierung von Schweissdrüsen

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







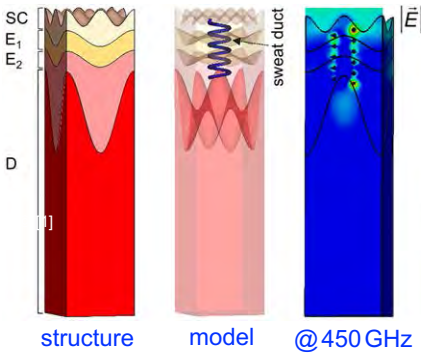
- Messungen: an schwitzenden Joggern.
- Simulationen: *CST Microwave Studio*, eingebettete Antennarrays im W-Band.
- Schweiss: zunehmend leitende Helices führen zu deutlich erhöhter Absorption und zu zirkularem (RH) Dichroismus.

[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

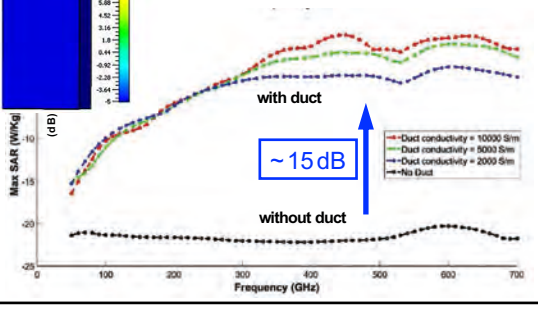
(2) Einfluss von Schweissdrüsen und Hautfalten bei sub-THz-Frequenzen:



- Kombination aus Hautmodell (EMT) und makroskopischen Strukturen.

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

- 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.

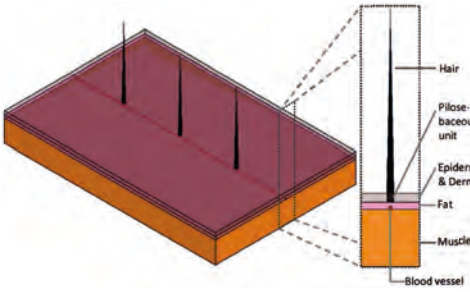


mm-Wellen/THz-Hautmodelle V

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.

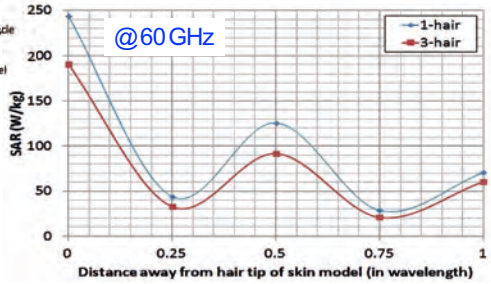
(1) Reflektometrie an behaarter Haut (bei 60 GHz):



Tissue @ 60 GHz	Permittivity ε_r'	Conductivity σ (S/m)	Mass Density ρ (kg/m³)
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.

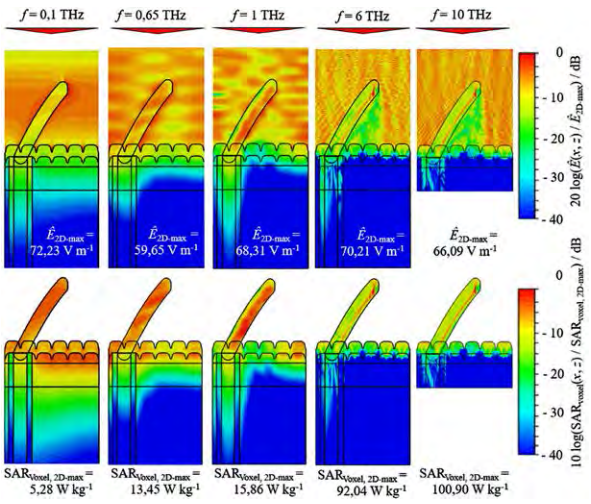
- Reflektometrie: maximale Absorption (und SAR) in der E/D bei 63 GHz.
- Haar: SAR vorallem in der Haarwurzel.
- Fazit: Eine zunehmende Anzahl Haare (Dichte) reduziert die SAR im Gewebe sowie im Blutgefäss.



mm-Wellen/THz-Hautmodelle VI

Modellierung von Haaren

(2) Reflektometrie bei THz-Frequenzen:



- Dicke Haut mit Rillenstruktur, Haarkanal (Talgschicht) und Haarwurzel.
- Simulation: 3D-FIT-basiertes EM-Modell in *CST Studio Suite*.
- Anregung: TEM, $|\mathbf{S}_{inc}| = 1\ \mathrm{W/m^2}$
- Verhalten: $f\uparrow \Leftrightarrow \mathrm{SAR}\uparrow$
- Haare wirken als «Energie-kanäle» ins Gewebe.

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

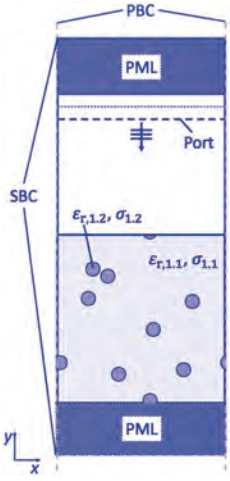
O. Spathmann, K. Statnikov, M. Zang, M. Saviz, T. Fiedler, V. Hansen, and J. Streckert. *Entwicklung und Anwendung von Verfahren zur Bestimmung der Exposition gegenüber nichtionisierender Strahlung mit Frequenzen im Terahertzbereich.* ***Abschlussbericht Forschungsvorhaben 3610S80001***, Bundesamt für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

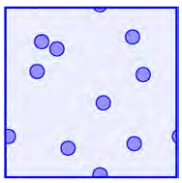
(1) Modell des Reflexionsszenarios:



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)



⇓

$$\varepsilon_r^{eff}(\omega)$$
$$\sigma^{eff}(\omega)$$

Heterogenes Modell:
- «Zellen»: [1]
  $\varepsilon_{r,1,2} = 50$
  $\sigma_{1,2} = 0.12$ S/m
  $d_{cell} = 50$ µm
- Extrazellulär: [1]
  $\varepsilon_{r,1,1} = 80$
  $\sigma_{1,1} = 0.53$ S/m

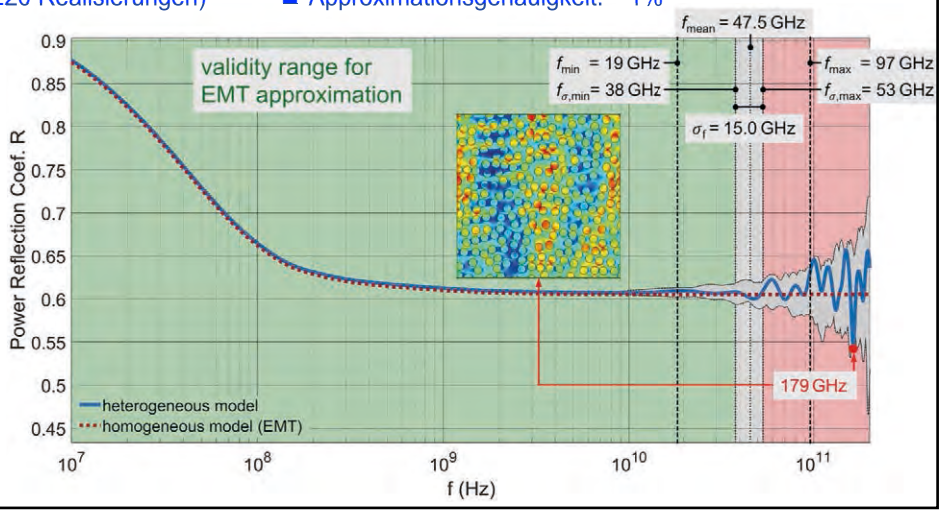
EMT-Modell:
- 10 MHz–200 GHz
- homogenisiert via Kondensator:
  $Y(\omega) \Rightarrow \varepsilon^{eff}, \sigma^{eff}$

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

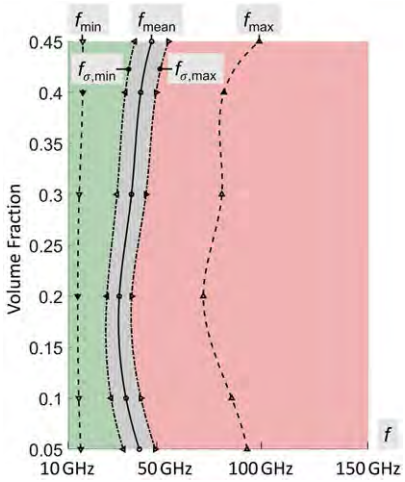


Grenzen der EMT III

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 Approximations-genauigkeit 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 ⇔ 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» Gewebe-skalen auf.
- Mehrskalige (hierarchische) Gewebemodelle gewinnen gerade für Frequenzen im mm-Wellen-THz-Bereich zunehmend an Bedeutung, da diese Modelle die Wechelwirkung des elektromagnetischen Feldes mit allen wesentlichen Skalen der Gewebemorphologie repräsentieren können.
- Forschung: Mehrskalige Modelle sind in der Lage, elektromagnetische «Hintergrund-felder» 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

marie SFB/TRR 196

Mobile Material Characterization and Localization by EM Sensing

TeraApps

www.TeraApps-project.eu

THz Technologies for Imaging Radar and Communications