

Simulation der Exposition des menschlichen Körpers durch magneto-quasistatische Felder von induktiven Ladesystemen in Automobilen

Prof. Dr. Markus Clemens, Bergische Universität Wuppertal, Lehrstuhl für Theoretische Elektrotechnik

M.Sc. Martin Zang, Dr.-Ing. Joachim Streckert, Bergische Universität Wuppertal, Lehrstuhl für Theoretische Elektrotechnik

Prof. Dr.-Ing. Benedikt Schmülling, M.Sc. Myrel Alsayegh, Bergische Universität Wuppertal, Arbeitsgebiet Elektromobilität

1. Problembeschreibung

Induktive Ladesysteme werden für den Einsatz in Elektro- und Hybridelektro-Kraftfahrzeugen zum kontaktlosen Laden von Batterien entwickelt. Ein solches System besteht aus zwei Spulen: einer primären Sendespule, die am Boden unter dem Fahrzeug positioniert ist, sowie einer sekundären Empfangsspule, die unter der Fahrzeugkarosserie angebracht ist. Die Sendespule wird mit einem niederfrequenten Wechselstrom einer Frequenz zwischen 80 und 140 kHz gespeist. Bei geeigneter Ausrichtung beider Spulen zueinander kann eine Leistung von mehreren Kilowatt (z.B. 20 kW bei einem SUV oder 60 kW bei einem Passagier-Bus [1]) über den Luftspalt zwischen den Spulen übertragen werden. Die stromdurchflossenen Spulen erzeugen niederfrequente elektromagnetische (magneto-quasistatische) Felder, die – abhängig von den Schirmungseigenschaften der Karosserie sowie von eventuellen zusätzlichen Schirmungsmaßnahmen – auch im Innenraum oder in der nahen Umgebung des Fahrzeugs auftreten können. Wird nun eine sich innerhalb oder außerhalb des Fahrzeugs befindliche Person diesem Feld ausgesetzt, kann sich eine Veränderung der natürlichen körperinternen Verteilung der elektrischen Feldstärke einstellen, wodurch eine Stimulation von Muskel- und Nervengewebe ausgelöst werden kann. Um gesundheitliche Risiken zu vermeiden, empfiehlt die International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection (ICNIRP) Grenzwerte für die maximale körperinterne elektrische Feldstärke [2]. Bild 1 zeigt ein Expositionsszenario mit einem induktiven Ladesystem, einem Automodell sowie einem neben dem Auto positionierten anatomischen Modell des menschlichen Körpers.

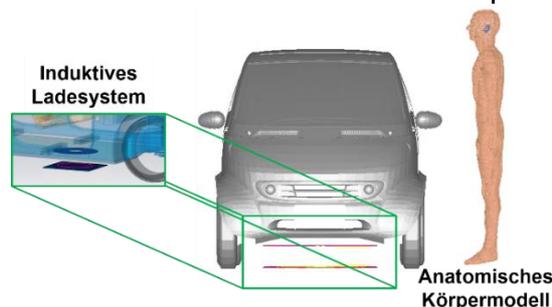


Bild 1: Expositionsszenario mit einem unter einem Automodell positionierten induktiven Ladesystem sowie einem neben dem Auto stehenden anatomischen Körpermodell

Es stehen verschiedene numerische Methoden für die Simulation der Exposition eines Menschen gegenüber elektromagnetischen Feldern zur Verfügung – wie zum Beispiel die Finite Differenzen-Methode im Zeitbereich (Finite Difference Time Domain (FDTD)) oder die Finite-Elemente-Methode (FEM). Für die Simulation eines hier beschriebenen

Expositionsszenarios stehen grundsätzlich zwar kommerzielle Magneto-Quasistatik-Feldlöser zur Verfügung, bei denen sich aufgrund der Komplexität des vorliegenden Problems allerdings Probleme bei der Anwendbarkeit ergeben können: Eine geometrische Diskretisierung der komplexen Strukturen einer Fahrzeugkarosserie, eines induktiven Ladesystems sowie eines anatomischen Menschmodells würde zu einem sehr großen algebraischen Gleichungssystem mit bis zu mehreren Milliarden Freiheitsgraden führen. Aufgrund sehr großer Unterschiede in den Leitfähigkeiten der Materialien (bis zu 10^9 S/m) wäre dieses Gleichungssystem zusätzlich noch sehr schlecht konditioniert. Die Lösung würde zu sehr großem Speicherbedarf und langen Rechenzeit führen.

In diesem Manuskript werden drei alternative Verfahren zur Simulation der magneto-quasistatischen Exposition eines Menschen vorgestellt: die Coupled Scaled-Frequency FDTD (SF-FDTD)-Methode [3], die Co-Simulation SF-FDTD-Methode [3] und die Co-Simulation Scalar-Potential Finite Difference (Co-Sim. SPFD)-Methode [4]. Diese auf Gebietszerlegungen basierten Verfahren bestehen aus zwei Simulationen mit jeweils geringerer Komplexität im Vergleich zu einer vollständigen (monolithischen) Simulation. Aufgrund der vernachlässigbaren Rückwirkung körperinterner Wirbelströme auf das äußere Magnetfeld kann das Quellfeld eines induktiven Ladesystems abhängig von den Schirmungseffekten der Fahrzeugkarosserie jedoch ohne Berücksichtigung eines anatomischen Körpermodells berechnet werden. In einem zweiten Schritt wird die elektromagnetische Feldverteilung nur in dem Gebiet berechnet, in dem der feldexponierte menschliche Körper positioniert ist.

2. Stand der Technik

Es gibt verschiedene numerische Verfahren für die Berechnung der Exposition eines Menschen gegenüber niederfrequenten elektromagnetischen Feldern. Simulationen von Expositionsszenarios mit induktiven Ladesystemen unter Verwendung von auf der Finite-Elemente-Methode (FEM) basierten Magneto-Quasistatik-Lösern wurden in [5] gezeigt.

Ein alternativer Simulationsansatz ist die Scaled-Frequency FDTD (SF-FDTD)-Methode [6], bei der das Expositionsszenario bei einer höheren Frequenz mit der FDTD-Methode berechnet wird und die körperinterne elektrische Feldstärke anschließend zurück auf die Zielfrequenz skaliert wird. In der hier gezeigten Coupled SF-FDTD-Methode und der Co-Simulation SF-FDTD-Methode wurde die SF-FDTD-Methode mithilfe des Huygensschen Äquivalenzprinzips [7, 8] zu einem zweistufigen Simulationsverfahren erweitert.

Ein weiteres Zweischritt-Verfahren zur Berechnung der magneto-quasistatischen Exposition eines Menschen ist die Scalar-Potential Finite Difference (SPFD)-Methode [9]. Mit diesem Rechenverfahren wird die körperinterne elektrische Feldstärke aus einer zuvor bestimmten magnetischen Vektorpotential-Verteilung einer niederfrequenten Feldquelle bestimmt. In [9], [10] und [11] liegen analytische Verfahren für die Bestimmung des magnetischen Vektorpotentials zugrunde. In einer erweiterten Variante – der Extended SPFD-Methode [12, 13] – wird ein auf der Finite Integrationstechnik (FIT) [14] basierender Magneto-Quasistatik-Solver für die Simulation des Quellfeldes genutzt. Der Vorteil dieser Vorgehensweise ist, dass das Quellfeld auch unter Berücksichtigung realistischer und hoch leitfähiger Schirmungsobjekte (wie z.B. die Karosserie eines Fahrzeugs) berechnet werden kann. Da viele Solver jedoch nur die magnetische Flussdichte als Ergebnis liefern, wurde hier die Extended SPFD-Methode durch einen speziellen Algorithmus – dem Tree-Cotree-Gauging-Algorithmus [15] – erweitert, mit dem das magnetische Vektorpotential aus dem Magnetfeld der Quelle abgeleitet werden kann.

3. Neue Lösungsansätze

3.1. Zweistufige Scaled-Frequency FDTD-Methoden

3.1.1. Basis-Methode

Zwei der hier vorgestellten Zweischritt-Verfahren basieren auf der Scaled-Frequency FDTD (SF-FDTD)-Methode [6], bei der es sich um ein Verfahren zur Simulation der Exposition von Menschen gegenüber niederfrequenten elektromagnetischen Feldern handelt. Die Exposition wird mit der FDTD-Methode bei einer höheren Frequenz f' als der Zielfrequenz berechnet, und die von dieser Simulation gelieferte körperinterne elektrische Feldstärke $\vec{E}_{body}(f')$ wird anschließend auf die Zielfrequenz f unter Verwendung folgender Gleichung skaliert:

$$\vec{E}_{body}(f) = \frac{f}{f'} \cdot \frac{\kappa(f')}{\kappa(f)} \cdot \vec{E}_{body}(f') \quad (1)$$

Hierbei ist κ die frequenzabhängige elektrische Leitfähigkeit der Körpergewebe. Da die elektrischen Leitfähigkeiten der Materialien von Schirmungsobjekten (z.B. der Karosseriebleche eines Fahrzeugs) ebenfalls frequenzabhängig sind, verändert sich mit der Frequenz auch die Eindringtiefe δ der Felder in diese Materialien. Um dies bei der Anwendung der SF-FDTD-Methode zu berücksichtigen, wird die Leitfähigkeit der Schirmungsobjekte so skaliert, dass die Eindringtiefe für beide betrachteten Frequenzen (f und f') die gleiche ist: $\delta(f', \kappa') = \delta(f, \kappa)$. Dies wird durch eine Skalierung der Leitfähigkeiten gemäß der Proportionalität $\kappa' \propto f / f'$ erreicht.

3.1.2. Coupled Scaled-Frequency FDTD-Methode

Die Coupled SF-FDTD-Methode ist eine Erweiterung der SF-FDTD-Methode, bei der das Huygenssche Äquivalenzprinzip [7, 8] verwendet wird, um ein großes und komplexes magneto-quasistatisches Expositionsszenario in zwei Gebiete mit einer jeweils kleineren Gitterzellen-Anzahl (verglichen mit einer direkten bzw. monolithischen Lösung) zu zerlegen. In einem ersten Schritt wird das niederfrequente elektromagnetische Feld einer Quelle (hier: wechselstromdurchflossene Spulen eines induktiven Ladesystems) mit der SF-FDTD-Methode ohne die Berücksichtigung eines Körpermodells berechnet, da die körperintern induzierten Wirbelströme so klein sind, dass sie eine vernachlässigbare Rückwirkung auf das externe Magnetfeld haben. Dann wird eine geschlossene Fläche F definiert, die die vorgesehene Position des exponierten Körpers umgibt und mit elektrischen und magnetischen Oberflächen-Stromdichten $\vec{J}_F = \vec{n}_F \times \vec{H}_{tan,F}$ und $\vec{M}_F = -\vec{n}_F \times \vec{E}_{tan,F}$ (berechnet aus dem elektromagnetischen Quellfeld) belegt ist. Im Weiteren fungieren \vec{J}_F und \vec{M}_F als äquivalente Feldquelle und erzeugen das Feld innerhalb des von der Fläche F eingeschlossenen Gebiets – der „Huygens-Box“. In einem zweiten Simulationsschritt wird das Feld innerhalb der Huygens-Box berechnet, in der nun das Körpermodell positioniert ist. Anschließend wird die körperinterne elektrische Feldstärke gemäß Gleichung (1) auf die Zielfrequenz f zurückskaliert. In

diesem Zweischnitt-Verfahren wird eine etwaige Rückstreuung auf die Feldquelle vernachlässigt.

Bild 2 zeigt ein Expositionsszenario, das aus einer stromdurchflossenen Drahtschleife besteht, die vor einem anatomischen Körpermodell positioniert ist (Bild 2 a)). Das elektromagnetische Quellfeld wird ohne Körpermodell simuliert, und die tangentialen elektrischen und magnetischen Feldstärken werden auf der Fläche F ausgewertet (Bild 2 b)). Dann wird das Körpermodell in der Huygens-Box positioniert, wobei F nun mit den Flächenstromdichten \vec{J}_F und \vec{M}_F belegt ist (Bild 2 c)). Die von den Oberflächenstromdichten erzeugte elektrische Feldverteilung in der Medianebene des Körpers ist in Bild 2 d) zu sehen.

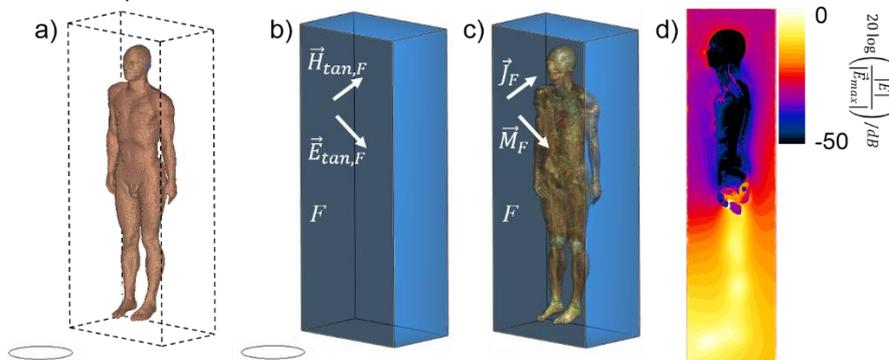


Bild 2: a) Stromdurchflossene Drahtschleife positioniert vor einem anatomischen Körpermodell, b) Tangentiale elektrische und magnetische Feldstärken auf der Oberfläche der Huygens-Box, c) Körpermodell positioniert in der mit elektrischen und magnetischen Stromdichten belegten Huygens-Box, d) Elektrische Feldstärke in der Medianebene des Körpermodells

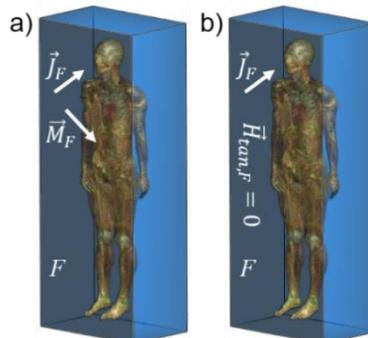


Bild 3: a) Körpermodell positioniert in der mit elektrischen und magnetischen Oberflächen-Stromdichten belegten Huygens-Box, b) Kurzschluss der magnetischen Oberflächen-Stromdichten durch eine magnetische Randbedingung auf der Fläche F

3.1.3. Co-Simulation Scaled-Frequency FDTD-Methode

Für die Berechnung des Quellfeldes Wechselstrom-durchflossener Spulen unter Berücksichtigung von Schirmungseigenschaften hoch leitfähiger Materialien ist häufig der Gebrauch spezieller Magnetfeld-Simulationswerkzeuge notwendig. Viele der dafür zur Verfügung stehenden kommerziellen Magneto-Quasistatik-Feldlöser sind nicht für den Einsatz innerhalb der Coupled SF-FDTD-Methode geeignet, da sie nur eine magnetische Feldverteilung als Lösung liefern, nicht aber ein elektrisches Feld. Es kann in diesem Fall nur die elektrische Oberflächen-Stromdichte \vec{J}_F auf der Fläche F ermittelt werden. Innerhalb der Co-Simulation SF-FDTD-Methode wird dieses Problem umgangen, in dem das Gebiet außerhalb der Huygens-Box durch ideal magnetisches Material ($\mu \rightarrow \infty$)

ersetzt wird, was einer magnetischen Randbedingung ($\vec{H}_{\tan,F} = 0$) auf F entspricht. Folglich werden die magnetischen Oberflächen-Stromdichten \vec{M}_F kurzgeschlossen, und nur die elektrischen Oberflächen-Stromdichten \vec{J}_F generieren das Feld in der Huygens-Box (Bild 3).

3.2. Zweistufige Scalar-Potential Finite Difference-Methode

3.2.1. Basis-Methode

Die Scalar-Potential Finite Difference (SPFD)-Methode [9, 10, 11] ist ein Berechnungsverfahren für die Simulation der elektrischen Feldstärke-Verteilung innerhalb eines menschlichen Körpers, der durch ein magneto-quasistatisches Feld exponiert wird. In [12] und [13] wurden die in diesem Verfahren enthaltenen Gleichungen unter Verwendung der Feldgrößen sowie Operatoren der Finite Integrationstechnik (FIT) [14] in diskreter Form formuliert.

Wenn ein Körper durch ein niederfrequentes magnetisches Feld exponiert wird, können die körperinternen elektrischen Feldstärken mit folgendem Ansatz bestimmt werden:

$$\underline{\hat{e}} = -j\omega[\underline{\hat{a}} + \mathbf{G}\underline{\Psi}]. \quad (2)$$

Hierbei ist $\underline{\hat{e}}$ der Vektor der elektrischen Kantenspannungen, ω ist die Kreisfrequenz, $\underline{\hat{a}}$ ist der Vektor der Linienintegrale entlang der Gitterkanten des magnetischen Vektorpotentials, \mathbf{G} ist der diskrete Gradienten-Operator und $\underline{\Psi}$ ist der Vektor der Zeitintegrale der elektrischen Knotenpotentiale $\underline{\Phi} = \frac{d}{dt}\underline{\Psi}$. Setzt man (2) in die magneto-quasistatische Kontinuitätsgleichung $\tilde{\mathbf{M}}_{\kappa}\underline{\hat{e}} = \mathbf{0}$ ein, erhält man die diskrete Poisson-Gleichung der SPFD-Methode:

$$\tilde{\mathbf{M}}_{\kappa}\mathbf{G}\underline{\Psi} = -\tilde{\mathbf{M}}_{\kappa}\underline{\hat{a}}. \quad (3)$$

In dieser Gleichung ist $\tilde{\mathbf{S}}$ der diskrete Gradienten-Operator des dualen FIT-Gitters, und \mathbf{M}_{κ} ist die Material-Matrix, die die elektrischen Leitfähigkeiten der biologischen Gewebe enthält.

3.2.2. Co-Simulation Scalar-Potential Finite Difference-Methode

Im ersten Schritt der SPFD-Methode muss das magnetische Vektorpotential im menschlichen Körper bestimmt werden, welches das magnetische Quellfeld repräsentiert. Im Rahmen der Co-Simulation SPFD-Methode kann das magnetische Quellfeld unter Verwendung eines beliebigen Magnetfeld-Lösers simuliert werden, wobei in diesem Schritt üblicherweise ein grobes Gitter im Bereich des anatomischen Körpermodells gewählt wird. Der Vektor $\underline{\hat{a}}$ wird dann aus dem Vektor der magnetischen Gitterflüsse $\underline{\hat{b}}$ (interpoliert auf einem hochauflösenden Gitter im Bereich des Körpermodells) bestimmt, indem ein Tree-Cotree-Gauging-Algorithmus [15] auf die Gleichung

$$\underline{\hat{b}} = \mathbf{C}\underline{\hat{a}} \quad (4)$$

angewendet wird. Hierbei ist \mathbf{C} der diskrete Rotations-Operator des primären FIT-Gitters. Da in Gleichung (4) auf kartesischen Gittern jeder Komponente des magnetischen Gitterfluss-Vektors $\hat{\mathbf{b}}$ vier Komponenten des Vektors $\hat{\mathbf{a}}$ zugeordnet ist (Rotation entlang des Randes einer Fläche des primären FIT-Gitters, Bild 4 a)), ist (4) ein überbestimmtes Gleichungssystem. Durch Anwendung der Tree-Cotree-Gauging-Technik wird jeder Komponente von $\hat{\mathbf{b}}$ nur eine Komponente von $\hat{\mathbf{a}}$ zugeordnet, und jede weitere Komponente von $\hat{\mathbf{a}}$ entlang eines Umlaufs wird zu Null gesetzt. In Bild 4 b) wird dies für zwei Flächen des primären Gitters gezeigt.

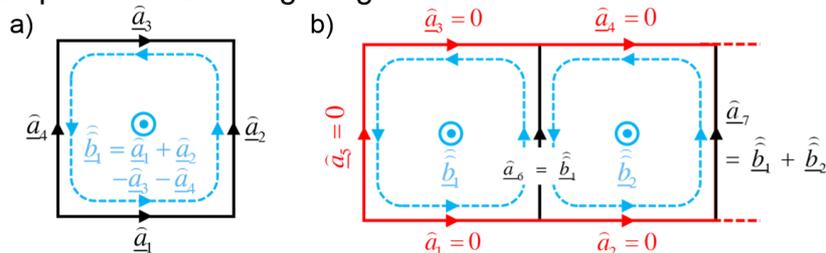


Bild 4: a) Rotation entlang einer Fläche des primären FIT-Gitters, b) Berechnung der magnetischen Vektorpotentiale $\hat{\mathbf{a}}$ aus den magnetischen Gitterflüssen $\hat{\mathbf{b}}$ mit der Tree-Cotree-Gauging-Technik für zwei Flächen des primären Gitters

Man erhält Vektor $\hat{\mathbf{a}}$, wenn man diesen Vorgang für alle Flächen des primären Gitters wiederholt. Nun wird Ψ durch Lösen der Gleichung (3) bestimmt, wobei die elektrischen Gewebeleitfähigkeiten des Menschphantoms in Form der Matrix \mathbf{M}_κ berücksichtigt werden müssen. Durch Einsetzen der Vektoren Ψ und $\hat{\mathbf{a}}$ in die Gleichung (2) erhält man den Vektor der elektrischen Kantenspannungen im Körper, aus dem die Verteilung der elektrischen Feldstärke abgeleitet werden kann.

4. Anwendungsbeispiel

Als Anwendungsbeispiel wird das in Bild 1) gezeigte Expositionsszenario simuliert, das aus einem induktiven Ladesystem, einem Automodell sowie einem anatomischen Voxelmmodell des menschlichen Körpers besteht. Die Konfiguration des induktiven Ladesystems ist in Bild 5) gezeigt.

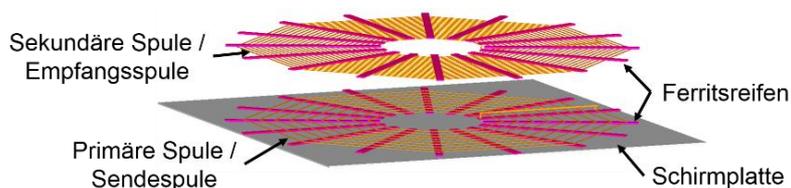


Bild 5: Aufbau des induktiven Ladesystems mit den beiden Spulen (orange), den Ferritstreifen (violett) und einer Schirmplatte (grau)

Eine zweite über der sekundären Spule angeordnete Schirmplatte wird in Bild 5 aus Gründen der Sichtbarkeit der Spulenanordnung nicht gezeigt. Beide Spulen sind aus Kupfer modelliert und besitzen eine elektrische Leitfähigkeit von $5,8 \cdot 10^7$ S/m. Die Ferritstreifen besitzen eine relative Permeabilität von 1000. Die Schirmplatten sind aus Aluminium mit einer elektrischen Leitfähigkeit von $3,8 \cdot 10^7$ S/m modelliert. Der Abstand zwischen den Spulen beträgt 143 mm. Das neben dem Auto positionierte anatomische Körpermodell („Duke“ [16]) ist ein diskretes Voxelmmodell, das aus 77 biologischen

Gewebe und etwa 8,6 Mio. Voxeln zusammengesetzt ist. Das Modell der Fahrzeugkarosserie soll aus dünnen Carbon-Schichten mit einer elektrischen Leitfähigkeit von 7000 S/m bestehen. Für eine realistische Schirmwirkung wurde der Boden des Fahrzeug mit einer Dicke von 1 mm modelliert. Die primäre Spule wird mit einem Wechselstrom der Frequenz 140 kHz und einer Amplitude von 100 A gespeist. Das vollständige Szenario wurde mit der SF-FDTD-Methode bei der Frequenz $f' = 5 \text{ MHz}$ mit der Software CST Microwave Studio [17] simuliert. Das Modell besteht aus 1,6 Milliarden FIT-Gitterzellen. Die magnetische Feldverteilung in der Medianebene des Körpermodells sowie in einem mittigen Schnitt durch das induktive Ladesystem ist in Bild 6 a) gezeigt. In Bild 6 b) sieht man die Verteilung der elektrischen Feldstärke in der Medianebene und in Bild 6 c) in einer Frontalebene des Körpermodells. Gemäß der Auswertung nach der ICNIRP-Richtlinie [2] ergibt das 99. Perzentil der maximalen über die Voxelvolumina von $(2 \times 2 \times 2) \text{ mm}^3$ gemittelten elektrischen Feldstärke etwa 0,13 V/m. Dies entspricht etwa 0,7% des Grenzwerts für die Allgemeinbevölkerung.

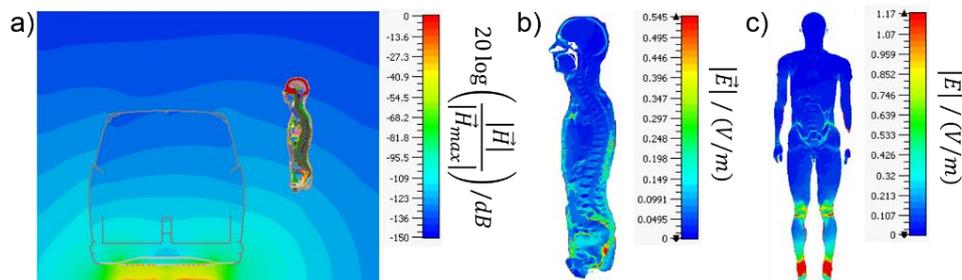


Bild 6: a) Von dem induktiven Ladesystem erzeugte magnetische Feldverteilung in der Medianebene des Körpermodells bzw. in einem mittigen Schnitt durch das induktive Ladesystem, b) Elektrische Feldstärke in der Medianebene des Körpermodells und c) in einer Frontalebene des Körpermodells

Die Simulation des gezeigten Szenarios wurde ebenfalls mit den vorgestellten Zweischritt-Methoden durchgeführt. Die gute Übereinstimmung der Ergebnisse dieser Methoden mit einer direkten bzw. monolithischen Simulation wurde bereits in [3] und [4] gezeigt. Der Arbeitsspeicherbedarf sowie die Rechenzeiten der einzelnen Methoden werden in Tabelle 1 verglichen. Man sieht, dass durch die Anwendung der Zweischritt-Methoden eine starke Reduktion des numerischen Aufwands erzielt werden kann. Lediglich die Quellfeldsimulation erfordert einen größeren Rechenaufwand bzw. Arbeitsspeicherbedarf. Durch Weglassen von nicht signifikant zur Schirmung beitragenden Karosserieteilen kann der Aufwand bei der Quellfeldsimulation weiter reduziert werden.

	Anzahl der Gitterzellen		Arbeitsspeicherbedarf	
	Quellfeld	Exposition	Quellfeld	Exposition
SF-FDTD (direkt)	~ 1,6 Mrd.		~ 625 GB	
Coupled SF-FDTD	~ 889 Mio.	~ 74 Mio.	~ 347 GB	~ 38 GB
Co-Sim SF-FDTD		~ 43 Mio.		~ 24 GB
Co-Sim SPFD		~ 8,6 Mio.		~ 1 GB

Tabelle 1: Vergleich der Anzahl der Gitterzellen sowie des Arbeitsspeicherbedarfs zwischen den drei Zweischritt-Methoden und einer direkten bzw. monolithischen Simulation für das gezeigte Modell

5. Zusammenfassung

Es wurden drei Zweischritt-Verfahren für elektromagnetische Umweltverträglichkeitsuntersuchungen der magneto-quasistatischen Feldexposition biologischer Organismen basierend auf der Scaled-Frequency FDTD Methode sowie der Scalar Potential Finite Difference Methode vorgestellt. Diese Verfahren wurden entwickelt und angewandt für

magnetische Expositionsszenarien von Personen im Umfeld von Kraftfahrzeugen über induktiven Ladestationen. Die Verfahren erlauben die effiziente Verwendung hochrealistischer Modellgeometrien. Die Zweischritt-Verfahren erfordern geringerer Aufwand bei der erforderlichen Gitterauflösung und erzielen eine Reduktion des numerischen Simulationsaufwandes gegenüber monolithischen Simulationen.

6. Danksagung

Diese Arbeit wird unterstützt durch die Deutsche Forschungsgemeinschaft (DFG) unter der Projektnummer CL 143/14-1.

Literaturangaben

- [1] S. Li und C. C. Mi, Wireless Power Transfer for Electric Vehicle Applications, IEEE Journal of Emerging and Selected Topics in Power Electronics (2015), Vol. 3, No. 1, S. 4 – 17
- [2] ICNIRP – International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection: Guidelines for limiting exposure to time-varying electric and magnetic fields (1 Hz-100 kHz), Health Physics (2010), Vol. 99, No. 6, S. 818 – 836
- [3] M. Zang, M. Clemens, C. Cimala, J. Streckert und B. Schmülling, Simulation of Inductive Power Transfer Systems Exposing a Human Body With Two-Step Scaled-Frequency FDTD Methods, IEEE Transactions on Magnetics (2017), Vol. 53, No. 6, S. 1 – 4
- [4] M. Zang, C. Cimala, M. Clemens, J. Dutiné, T. Timm und B. Schmülling, A Co-Simulation Scalar-Potential Finite Difference Method for the Numerical Analysis of Human Exposure to Magneto-Quasi-Static Fields, IEEE Tra.Magn. (2017), Vol. 53, No. 6, S. 1 – 4
- [5] P. P. Ding, L. Bernard, L. Pichon und A. Razek, Evaluation of Electromagnetic Fields in Human Body Exposed to Wireless Inductive Charging System, IEEE Tr. Magn. (2014), Vol. 50, No. 2, S. 1037 – 1040
- [6] O. P. Gandhi und J.-Y. Chen, Numerical dosimetry at power-line frequencies using anatomically-based models, BioEM Suppl. 1 (2017), S. 43 – 60
- [7] S. A. Schelkunoff, Some equivalence theorems of electromagnetics and their application to radiation problems, Bell System Tech. Journal (1936), Vol. 15, No. 1, S. 92 – 112
- [8] A. E. H. Love, The integration of the equations of propagation of electric waves, Philosophical Transactions of the Royal Society A (1901), Vol. 197, No. 287 – 299, S. 1 – 45
- [9] T. W. Dawson, J. de Moerloose und M. A. Stuchly, Comparison of magnetically induced ELF fields in humans computed by FDTD and scalar potential FD codes, ACES Journal (1996), Vol. 11, S. 63 – 71
- [10] T. W. Dawson und M. A. Stuchly, Analytic validation of a three-dimensional scalar-potential finite-difference code for low-frequency magnetic induction, ACES J. (1996), Vol.11, S.72 - 81
- [11] R. Scorretti, N. Burais, L. Nicolas und A. Nicolas, Modeling of induced current into the human body by low-frequency magnetic field from experimental data, IEEE Transactions on Magnetics (2005), Vol. 41, No. 5, S. 1992 – 1995
- [12] A. Barchanski, M. Clemens, H. De Gersem, T. Steiner und T. Weiland, Using domain decomposition techniques for the calculation of low-frequency electric current densities in high-resolution 3D human anatomy models, COMPEL (2005), Vol. 24, No. 2, S. 458 – 467
- [13] A. Barchanski, M. Clemens, E. Gjonaj, H. De Gersem und T. Weiland, Large-Scale Calculation of Low-Frequency-Induced Currents in High-Resolution Human Body Models, IEEE Transactions on Magnetics (2007), Vol. 43, No. 4, S. 1693 – 1696
- [14] T. Weiland, Time domain electromagnetic field computation with finite difference methods, Int. J. Numer. Model. ENDF (1996), Vol. 9, S. 259 – 319
- [15] R. Albanese und G. Rubinacci, Magnetostatic field computations in terms of two-component vector potentials, Int. J. Num. Meth. Eng. (1990), Vol. 29, S. 515 – 532
- [16] A. Christ, W. Kainz, E. G. Hahn, et al., The virtual family - development of surface-based anatomical models of two adults and two children for dosimetric simulations, Phys. Med. Biol. (2010), Vol. 55, No. 2, S. N23 – N38
- [17] CST AG, Bad Nauheimer Straße 19, 64289 Darmstadt, Germany