

Auswirkungen von inhomogenen elektrischen Feldern auf die Bestimmung der Störbeeinflussung von HSM

Dr.-Ing. Sven Hille, Beuth Hochschule für Technik Berlin, Luxemburger Straße 10, 13353 Berlin, Deutschland, shille@beuth-hochschule.de

1 Einleitung

Die korrekte Bestimmung des Verzerrungsfaktors bzw. Formfaktors von Personen in einem homogenen elektrischen Feld ist für eine Beurteilung der Exposition von Arbeitnehmern erforderlich. Des Weiteren wird der Formfaktor für die Berechnung der influenzierten Spannung am Herzschrittmachereingang im elektrischen Feld herangezogen. In [3] wird davon ausgegangen, dass der Formfaktor nur Werte zwischen $K_E = 13 \dots 18$ annehmen kann. Diese Annahme ist jedoch lediglich für bestimmte Körpergeometrien korrekt und führt im Allgemeinen zu einer Unterbewertung der Störspannung am Schrittmachereingang. In [1] wird ein Verfahren beschrieben, bei dem der Formfaktor über die Oberfläche der jeweiligen Person berechnet wird. Hierbei handelt es sich um ein empirisches Verfahren, wobei die Körperoberfläche, Körpergröße und das Gewicht berücksichtigt werden. Im Vergleich mit anderen Verfahren [5], welche einen Halbellipsoiden als Nachbildung des menschlichen Körpers annehmen, zeigen sich sehr gute Übereinstimmungen. In [9] wurde die Literatur [2], [4] und [7] ausgewertet. Die Autoren kamen zu dem Schluss, dass ca. 70...80 % des influenzierten Stromes über den Kopf und den Oberkörper eintreten. Diese Werte könnten die Ursache für die Annahme sein, dass der Halbellipsoid, welcher als Nachbildung des menschlichen Körpers genutzt wird, die Schultern des jeweiligen Probanden einschließen muss (siehe Bild). Bei inhomogenen elektrischen Feldern ist die Bestimmung der Störspannung am Schrittmachereingang mit diesen Beziehungen nicht mehr möglich.

2 Analytische Berechnungen

Bei den analytischen Berechnungen zur influenzierten Stromdichte wird davon ausgegangen, dass unter einer Freileitung und in Bodennähe ein homogenes elektrisches Feld existiert. Befindet sich nun ein Körper mit idealer Leitfähigkeit in diesem homogenen elektrischen Feld, kommt es in Abhängigkeit von dessen Geometrie zu einer Veränderung des ursprünglichen homogenen Feldes. Aufgrund der auftretenden Kräfte führt dies zu einer Ladungstrennung im leitfähigen Körper. Diese erzeugt ein sekundäres elektrisches Feld mit gleicher Stärke. Das Innere des Körpers ist, analog einem Faradayschen Käfig, feldfrei. Des Weiteren muss die Bedingung erfüllt sein, dass die Tangentialkomponenten der elektrischen Feldstärke ineinander übergehen ($E_{t1} = E_{t2}$) und somit die Feldlinien senkrecht in den ideal leitfähigen Körper ein- und austreten. Betrachtet man den menschlichen Körper vereinfacht als ein homogenes Gebilde mit einer endlichen elektrischen Leitfähigkeit und als Leiter 2. Art, wird sich in ihm, im Gegensatz zum ideal leitfähigen Körper, ein elektrisches Feld aufbauen, welches sich aus dem Spannungsabfall, hervorgerufen durch den influenzierten Strom, über dem menschlichen Körper ergibt. Aus diesen Bedingungen

kann nun der eigentliche Formfaktor berechnet werden. Für diese Halbellipsoidnachbildung ergibt sich

$$K_E^{3D} = \frac{E_{HE}^{3D}}{E_\infty} = \frac{2 \cdot \frac{c^2}{b^2}}{\frac{a}{c} \cdot \ln\left(\frac{a+c}{a-c}\right) - 2} \quad (1)$$

Wobei a der Größe des Menschen, b der halben Halbachse entspricht und c sich aus der Beziehung $c^2 = a^2 - b^2$ berechnen lässt. Im Vergleich zu den Annahmen in [3] entsteht eine enorme Abweichung im Formfaktor.

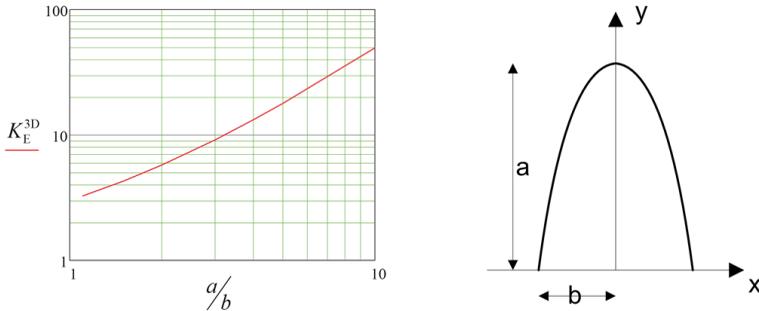


Bild 1 Formfaktor K_E^{3D} eines Halbellipsoids für ein senkrecht elektrisches Feld.

Mit diesem Formfaktor kann anschließend ein Ableitstrom und daraus die Störspannung am Schrittmachereingang berechnet werden. Der Ableitstrom dient außerdem als Messgröße bei Versuchen im elektrischen Feld und kann über folgende Formel berechnet werden:

$$I_{ab}^{3D} = K_E^{3D} \cdot \omega \cdot \epsilon_0 \cdot E_\infty \cdot A_{HE} = 1,585 \cdot 10^{-5} A \quad (2)$$

Die homogene elektrische Feldstärke beträgt $E_\infty = 1 \text{ kV/m}$ und die Grundfläche des Halbellipsoids $A_{HE} = \pi \cdot b^2$.

Zur analytischen Berechnung des Ableitstromes nach [1] muss für die Versuchsperson ein Ersatzradius für die Grundfläche des Halbellipsoids bestimmt werden. Dies erfolgt, wie in [1] beschrieben, über die Oberfläche und das Gewicht $M = 82 \text{ kg}$ der Versuchsperson. Die Abmessungen der Versuchsperson entsprechen somit denen aus den vorangegangenen Berechnungen des Formfaktors. Der Ableitstrom des Ersatzhalbellipsoids nach [1] ergibt sich zu

$$K_E^{DIN} = \left(\frac{1}{\left((u_0)^2 - 1 \right) \cdot \left(\frac{u_0}{2} \cdot \ln\left(\frac{u_0 + 1}{u_0 - 1} \right) - 1 \right)} \right) \quad (3)$$

mit

$$u_0 = \frac{1}{\sqrt{1 - (r_{\text{ers}_E} / h^{VP})^2}} \quad \text{und} \quad A_{HE} = \pi \cdot (r_{\text{ers}_E})^2 \quad (4)$$

Den Ableitstrom erhält man analog Gleichung (2).

$$I_{ab}^{DIN} = K_E^{DIN} \cdot \omega \cdot \epsilon_0 \cdot E_\infty \cdot A_{HE} = 1,538 \cdot 10^{-5} A \quad (5)$$

Mit diesen zwei verschiedenen Ansätzen zur Berechnung des Formfaktors in einem homogenen elektrischen Feld konnte gezeigt werden, dass die Angabe in [3] zu falschen Ergebnissen führt und dringend überarbeitet werden muss.

3 Bisherige Studien zum Ableitstrom

In den bisherigen Untersuchungen zum Ableitstrom von Personen oder Nachbildungen des menschlichen Körpers wurde davon ausgegangen, dass ein homogenes elektrisches Feld, wie bei den analytischen Berechnungen, vorliegt. Aus diesem Grund wurden in [6] die Versuchsaufbauten der Studien [6, 7, 8, 9] verglichen.

Alle Versuchsaufbauten der betrachteten Studien weisen ein inhomogenes elektrisches Feld auf der Mittelsenkrechten der Hochspannungselektrode auf. In Tabelle 1 sind die Homogenitätsgrade der Versuchsaufbauten dargestellt. Weiterhin wurden die Ableitströme eines Halbellipsoiden mit dem Formfaktor nach Gleichung 1 mit den Abmessungen $a = 1,9 \text{ m}$, $b = 0,182 \text{ m}$ und der Beziehung $c^2 = a^2 - b^2$ für ein homogenes elektrisches Feld von 1 kV im Vergleich mit dem resultierenden Ableitstrom in einem inhomogenen elektrischen Feld gegenübergestellt. Der Ableitstrom ergibt sich nach Gleichung 2 mit der Grundfläche des Halbellipsoiden $A_{HE} = \pi \cdot b^2$. Die Gegenüberstellung der Ergebnisse in Tabelle 1 zeigt, dass die Inhomogenität des elektrischen Feldes einer Versuchsanordnung zu deutlich unterschiedlichen Ableitströmen führt und somit auch die Ergebnisse einer Expositionsbeurteilung falsche Werte liefert. Die Versuchsanordnung in [8] besitzt eine sehr große Inhomogenität. Diese hat mit einem Fehler von ca. 10 % jedoch keine großen Auswirkungen auf den Ableitstrom, da in dem Bereich von 2 m über dem Boden ein nahezu homogenes Feld, ähnlich dem unter einer Hochspannungsfreileitung, vorzufinden ist. Treten jedoch deutliche Änderungen im Wert der elektrischen Feldstärke in dem Bereich zwischen $0 \dots 2 \text{ m}$ über dem Erdboden auf, werden die Ableitströme verfälscht. Deshalb muss für diese Untersuchungen eine Korrektur des Ableitstromes erfolgen, um korrekte Ergebnisse zu erhalten.

	[9]	[7]	[6]	[8]
$\Delta E(0 \dots 1,9 \text{ m})$	0,6 kV/m	1,48 kV/m	1,95 kV/m	0,49 kV/m
η	0,678	0,586	0,506	0,002
I_{ab}^{homo}	$1,585 \cdot 10^{-5} A$			
$I_{ab}^{\text{homo}} \cdot \eta$	$1,075 \cdot 10^{-5} A$	$9,288 \cdot 10^{-6} A$	$8,02 \cdot 10^{-6} A$	$1,428 \cdot 10^{-5} A$
Fehler	32,1%	41,4%	49,4%	9,9%

Tabelle 1: Homogenitätsgrad der Versuchsanordnungen und Ableitströme für einen Halbellipsoiden im homogenen und inhomogenen elektrischen Feld.

Diese Korrektur kann erfolgen durch die Bestimmung des Homogenitätsgrades der Feldquelle. Hierfür wird der Homogenitätsgrad der Anordnung mit dem Ableitstrom im homogenen Feld multipliziert.

$$\eta = \frac{E_\infty}{E_{\max}} = \frac{U_0}{E_{\max} \cdot h} \quad I_{\text{ab}}^{\text{homo}} = K_E^{3D} \cdot \omega \cdot \varepsilon_0 \cdot E_\infty \cdot A_{\text{HE}} \cdot \eta \quad (6)$$

Mit dem korrigierten Ableitstrom kann anschließend die influenzierte Spannung am Herzschrittmachereingang korrekt berechnet werden.

$$U_{\text{inf}}^{\text{korr}} = E_\infty \cdot \frac{K_E^{3D} \cdot \omega \cdot \varepsilon_0 \cdot d \cdot \eta}{K_K} \quad (7)$$

Der Abstand d wird für unipolare Elektroden in Richtung des elektrischen Feldes vom Herzschrittmacher zur Elektrodenspitze aus dem Röntgenbild bestimmt. In [10] wird ein Sicherheitsfaktor für bipolare Elektroden von 20 angegeben. Diese Angabe bezieht sich auf den Unterschied des Abstandes d zwischen den beteiligten Elektroden. Der einheitliche Sicherheitsfaktor sollte jedoch nicht als eine Konstante angesehen werden, da die Implantationsweise diesen auch verkleinern kann.

4 Numerische Berechnung

Für die numerischen Berechnungen wurden zwei Menschmodelle mit einer homogenen elektrischen Leitfähigkeit erstellt. Dies bedeutet, dass keine unterschiedlichen Gewebearten im Modell berücksichtigt werden. Die Körpergröße eines Menschmodells wurde, wie auch bei den bisherigen Betrachtungen, auf 1,90 m festgelegt. Die Körpergröße des anderen Modells beträgt in Anlehnung an [1] 1,76 m. Die Körperoberfläche, welche in [1] zur Berechnung des Ersatzradius herangezogen wird, entspricht für das Menschmodell mit einer Körpergröße von 1,90 m $A_{\text{ges}} = 2,2 \text{ m}^2$. In Bild 2 ist das homogene Menschmodell und die zugehörigen Halbellipsoide dargestellt.

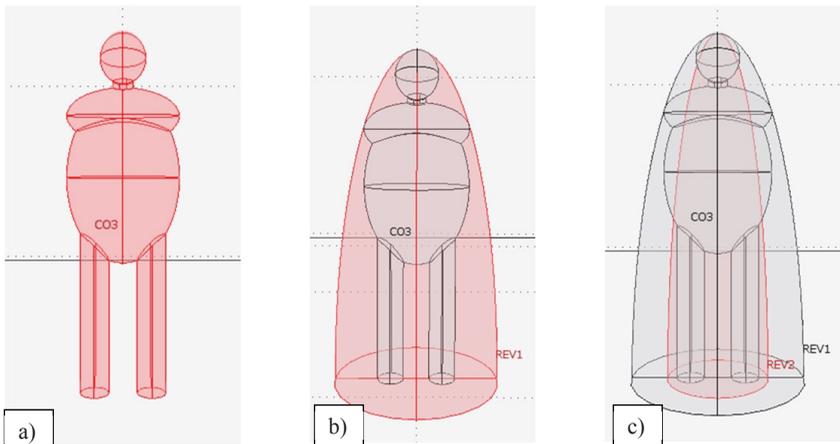


Bild 2: Homogenes Menschmodell und die zugehörigen Halbellipsoide.

Die Simulationen mit den Menschmodellen wurden in zwei Schritten durchgeführt. Für die erste Simulation befanden sich die Menschmodelle in einem homogenen elektrischen Feld und es wurde der Ableitstrom und die Feldstärkeerhöhung am Kopf bestimmt. Anschließend wurde das Simulationsmodell an den Versuchsaufbau angepasst, sodass ein inhomogenes elektrisches Feld auf der Mittelsenkrechten der Hochspannungselektrode vorlag und die interessierenden Parameter bestimmt. Wie schon erwähnt, wird für analytische Berechnungen ein leitfähiges Halbellipsoid als Äquivalent herangezogen. Jedoch war bisher immer unklar, ob das Halbellipsoid die Schultern des Probanden, wie in Bild 2b, einschließen muss. Aus diesem Grund wurden vergleichende Berechnungen durchgeführt, um anhand des Ableitstromes die korrekten Abmessungen des Halbellipsoiden bestimmen zu können.

Für die zwei Menschmodelle sind die elektrischen Feldstärken im homogenen und inhomogenen elektrischen Feld in Bild 3 dargestellt. Aus den Verläufen der elektrischen Feldstärke in Bild 3 wird deutlich, dass kaum ein Unterschied zwischen den Menschmodellen mit unterschiedlicher Größe auftritt. Eine deutliche Abweichung der elektrischen Feldstärke am Kopf der Menschmodelle tritt auf, wenn diese im inhomogenen elektrischen Feld platziert sind.

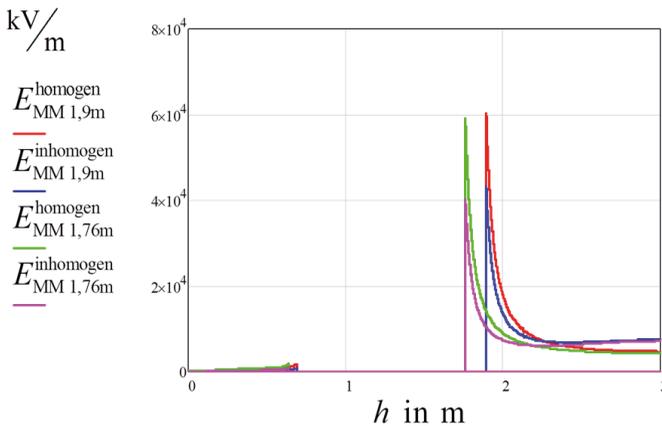


Bild 3: Elektrische Feldstärken auf der Mittelsenkrechten für die homogenen Menschmodelle ($h_1 = 1,90$ m; $h_2 = 1,76$ m).

Der Formfaktor der Menschmodelle ergibt sich durch den Bezug der elektrischen Feldstärken auf die homogene elektrische Feldstärke, welche ohne die Anwesenheit des Halbellipsoiden vorliegt. Die homogene elektrische Feldstärke ergibt sich aus der Spannung an der Hochspannungselektrode mit $U_{\text{HE}} = 10$ kV und dem Abstand der Hochspannungselektrode von 3 m zu $E_{\infty} = 3,34$ kV/m. Somit ergeben sich die Formfaktoren für homogene und inhomogene elektrische Feldstärken und die zwei Menschmodelle in Tabelle 2 .

	Menschmodell $h_1 = 1,90 \text{ m}$	Menschmodell $h_2 = 1,76 \text{ m}$
K_E^{homogen}	18,08	17,75
$K_E^{\text{inhomogen}}$	12,93	12,10

Tabelle 2: Formfaktoren für die zwei Menschmodelle im homogenen und inhomogenen elektrischen Feld, bestimmt am Kopf.

Die Werte der Formfaktoren zeigen, dass inhomogene elektrische Felder einen deutlichen Einfluss auf den Ableitstrom und auf den Formfaktor haben. Der Bereich der Formfaktoren von 13..18 entspricht denen, wie sie in [3] angegeben sind. Die Simulationen zeigen, dass die Schultern und auch der darunterliegende Oberkörper ebenfalls noch als Senken des elektrischen Feldes fungieren und somit der Formfaktor am Kopf nicht alle Einkopplungen berücksichtigt. Deshalb ist die Berechnung der inneren elektrischen Feldstärke anhand des Ableitstromes besser geeignet.

Aus diesem Grund wurden weitere Simulationen durchgeführt, bei denen zum einen der repräsentative Halbellipsoid die Schultern des Menschmodells einschloss (siehe Bild 2b) und zum anderen ein Halbellipsoid konstruiert wurde, bei dem der Ableitstrom gleich dem des Menschmodells ist (siehe Bild 2c). Die Ergebnisse in Tabelle 3 und 4 zeigen, dass ein Halbellipsoid, der die Schultern des Menschmodells einschließt, deutlich kleinere Ableitströme hervorbringt und somit zu einer Unterbewertung bei der Bestimmung der inneren elektrischen Feldstärke führt. Dies trifft für beide Halbellipsoide zu. Somit kann festgehalten werden, dass die Schultern und der Oberkörper zwar noch einen großen Anteil der Einkopplung des elektrischen Feldes bewirken, jedoch ein Halbellipsoid, der die Schultern einschließt, nicht für eine Bewertung der influenzierten inneren elektrischen Feldstärke herangezogen werden sollte.

	Menschmodell $h_1 = 1,90 \text{ m}$	Menschmodell $h_2 = 1,76 \text{ m}$
$I_{\text{ab MM}}^{\text{homogen}}$	18,08 μA	17,75 μA
$I_{\text{ab MM}}^{\text{inhomogen}}$	12,93 μA	12,10 μA
	Halbellipsoid (Schultern einschließend, Bild 2b) $a = 1,9 \text{ m}, b = 0,48 \text{ m}$	Halbellipsoid (Schultern einschließend, Bild 2b) $a = 1,76 \text{ m}, b = 0,44 \text{ m}$
$I_{\text{ab HE}}^{\text{homogen}}$	9,18 μA	7,79 μA
$I_{\text{ab HE}}^{\text{inhomogen}}$	4,82 μA	4,05 μA
$I_{\text{ab HE}}^{\text{homogen}}$ korrigiert	4,65 μA	3,94 μA
K_E^{homogen}	13,84	13,85

Tabelle 3: Gegenüberstellung verschiedener Halbellipsoide mit den Menschmodellen.

	Halbellipsoid (Ableitstrom gleich MM, Bild 2c) a = 1,9 m, b = 0,297 m	Halbellipsoid (Ableitstrom gleich MM, Bild 2c) a = 1,76 m, b = 0,257 m
K_E^{homogen}	26,29	28,84

Tabelle 4: Gegenüberstellung verschiedener Halbellipsoide mit den Menschmodellen

5 Zusammenfassung

Die analytischen Modelle zur Bestimmung der Störspannung am Herzschrittmachereingang sollten eine einfache Möglichkeit bieten, diese in Abhängigkeit des Implantatträgers zu berechnen, um eine Beeinflussung ausschließen zu können. Aus diesem Grund sollte der Formfaktor bei jeder Gefährdungsbeurteilung für die betreffende Person bestimmt und nicht der Formfaktor aus [3] angewendet werden. Hierfür sollte nicht nur die Feldstärkeüberhöhung am Kopf des Probanden berücksichtigt werden, sondern eine Berechnung über den Ableitstrom erfolgen. Dieser führt zu einer Unterbewertung der Störspannung am Herzschrittmachereingang.

Zur Berechnung der Störspannung am Schrittmacher in inhomogenen elektrischen Feldern muss zuerst der Homogenitätsgrad der Anordnung bestimmt werden. Mit dem Homogenitätsgrad kann anschließend eine Berechnung der Störspannung unter Verwendung der Berechnungsgrundlage für homogene elektrische Felder erfolgen. Diese Vorgehensweise ist nicht an eine bestimmte Ausrichtung des menschlichen Körpers zur Feldquelle gebunden. Je nach Ausrichtung des elektrischen Feldes muss nur der Formfaktor neu bestimmt werden. Es kann jedoch aufgrund der Implantationsart des Herzschrittmacher-Elektroden-Systems davon ausgegangen werden, dass die größte Störspannung am Schrittmacher entsteht, wenn der Implantatträger aufrecht steht und das elektrische Feld senkrecht auf ihn trifft. Da die Störspannung abhängig vom Abstand der beteiligten Elektroden ist, sorgen bipolare Herzschrittmacherelektroden für eine erhöhte Störsicherheit gegenüber elektrischen Feldern. In [10] wird ein Sicherheitsfaktor von 20 für die bipolaren Elektroden gegenüber unipolaren Elektroden angegeben. Dieser Sicherheitsfaktor hat jedoch keine allgemeine Gültigkeit. Bei einer Gefährdungsbeurteilung sollte immer der Abstand der beiden Elektroden aus dem Röntgenbild entnommen und für die Berechnungen verwendet werden. Abschließend kann festgehalten werden, dass eine Beeinflussung von Herzschrittmachern mit bipolaren Elektroden durch niederfrequente inhomogene und homogene elektrische Felder ausgeschlossen werden kann, da die Störspannungen, auch mit dem korrekten Formfaktor berechnet, deutlich unterhalb der programmierten Wahrnehmungsschwelle von Herzschrittmachern liegt.

Literaturverzeichnis

- [1] DIN EN, 62226-3-1: Sicherheit in elektrischen oder magnetischen Feldern im niedrigen und mittleren Frequenzbereich - Verfahren zur Berechnung der induzierten Körperstromdichte und des im menschlichen Körper induzierten elektrischen Feldes, 2008:06.
- [2] Deno, D. W.: Currents Induced in the Human Body by High Voltage Transmission Line Electric Field, *IEEE PAS 96*, Nr. 9, S. 1517–1527, 1977.
- [3] E1: Elektromagnetische Felder am Arbeitsplatz. FB 400, 0174th ed. Bonn. Available: http://www.bmas.de/portal/38288/property=pdf/fb400__elektromagnetische__felder.pdf (2011, Apr. 11). 2010.
- [4] Haubrich, H. J.: Biologische Wirkung elektromagnetischer 50 Hz-Felder auf den Menschen, *Elektrizitätswirtschaft*, S. 697–705, 1987.
- [5] Hille, S.; Eichhorn, K. F.; Gonschorek, K. H.: Pacemaker Interference by Low Frequency Electric and Magnetic Fields, *Conference Proceedings EMC Europe*, Band 2010.09.13-17, Nr. ISBN 978-83-7493-426-8, S. 836–841, 2010.
- [6] Hille, S.; Eichhorn, K. F.; Gonschorek, K.-H.: Sicherheitsfaktoren bipolarer Herzschrittmacherelektroden im niederfrequenten elektrischen und magnetischen Feld, *Elektromagnetische Verträglichkeit*, Berlin [u.a.]: VDE-Verlag, ISBN: 3800734052, S. 651-658, Düsseldorf, 2012.
- [7] Platzer, G.: Herzschrittmacher im elektrischen Feld. Dissertation, Institut für Elektropathologie, Universität Witten / Herdecke, Witten, 1992.
- [8] Schneider K. H.; Steinbigler H.; Studinger H.; Utmischi D.; Weck K. H.; Wiesinger J.: Verschiebungsströme zum menschlichen Körper im elektrischen Feld unter Hochspannungsfreileitungen, *Technischer Bericht*. Mannheim-Rheinau, Band 1. 1974.
- [9] Scholten, A.; Silny, J.: The interference threshold of cardiac pacemakers in electric 50 Hz fields, *Journal of Medical Engineering & Technology*, Band 25, Nr. 1, S. 1–11, 2001.
- [10] DIN EN 50527-2-1:2012-05, Verfahren zur Beurteilung der Exposition von Arbeitnehmern mit aktiven implantierbaren medizinischen Geräten (AIMD) gegenüber elektromagnetischen Feldern - Teil 2-1: Besondere Beurteilung für Arbeitnehmer mit Herzschrittmachern; Deutsche Fassung EN 50527-2-1:2011.