

Berechnung von Störspannungen an Herzschrittmachern

Ergebnisse von numerischen Modellierungsvarianten bei Einwirkung magnetischer 50 Hz-Felder

Die arbeitsmedizinische Beurteilung des Einsatzes von Herzschrittmacherträgern an Arbeitsplätzen mit Feldexposition bereitet bislang große Schwierigkeiten, weil jede individuelle Konstellation aus Person, Feldquelle, Implantationstechnik und Herzschrittmachertyp von den allgemeinen Modellen, die in der Literatur vorgestellt werden, deutlich abweicht. Somit ist die realistische Einschätzung einer möglichen Gefährdung im Einzelfall kaum oder nur sehr eingeschränkt möglich. Es wird daher ein numerisches Verfahren für den Frequenzbereich von 10 Hz bis 1 MHz entwickelt, mit dem die induzierten Störspannungen am Eingang von Implantaten (z. B. Herzschrittmacher) bei äußerer Exposition des Implantatträgers unter Berücksichtigung der individuellen Voraussetzungen berechnet werden können. Das Verfahren erlaubt die Einbindung von detaillierten Simulationsmodellen des menschlichen Körpers, die die Gefäßstruktur des menschlichen Körpers und damit die realistische Lage der Elektroden sowie die Gewebeverteilung in der Umgebung des medizinischen Implantates berücksichtigen.

Autoren

Dr.-Ing. FRANK GUSTRAU
Dr.-Ing. ACHIM BAHR
IMST GmbH;
Carl-Friedrich-Gauß-Str.2
D-47475 Kamp-Lintfort
Fon: 02842/981-372, Fax: 02842/981-299
E-Mail: gustrau@imst.de
bahr@imst.de

Dr.-Ing. SIEGFRIED EGGERT
Dipl.-Ing. SIGURD GOLTZ
Gruppe 2.7 Vibrationen, elektromagnetische Felder, Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin;
Nöldnerstr. 40-42, D-10317 Berlin
Fon: 030/51548-441, Fax: 030/51548-171
E-Mail: eggert.siegfried@buaa.bund.de
goltz.sigurd@buaa.bund.de

In diesem Beitrag werden der Einfluss der Lage des Herzschrittmachermodells (Abb. 1) in Körpermodellen (Abb. 2 und 3) und verschiedene Modellierungstechniken für die Elektrodenanordnungen auf die induzierte Spannung vorgestellt. Insgesamt zeigt sich, dass bei den bisher untersuchten Konfigurationen unter Einfluss eines 50 Hz-Magnetfeldes die induzierte Spannung am Herzschrittmachereingang relativ unempfindlich auf Modellierungsvarianten reagiert. Somit sind die erhaltenen Ergebnisse auf andere Herzschrittmachertypen übertragbar. Die Lage der Herzschrittmacherelektrode(n) orientiert sich an den anatomischen Gefäßstrukturen des Körpermodells. Für eine Bewertung der Feldexposition ergeben sich somit realistischere Berechnungsergebnisse (Abb. 4) als eine einfache Abschätzung über eine Rechteckschleife (Abb. 2 und Tabelle 1).

Bei der Untersuchung der Störbeeinflussung von Herzschrittmachern durch elektromagnetische Felder wird zwischen der Einkopplung eines äußeren Feldes in die Elektrode und der Störfestigkeit des Herzschrittmachers gegenüber Störsignalen am Elektrodenanschluss unterschieden [1]. Dieser Beitrag untersucht das Kopplungsmodell bei Einwirkung eines 50 Hz-Magnetfeldes. Es werden zunächst verschiedene Modellierungsarten der Elektroden und des Gehäuses in einem dielektrischen Quader analysiert und die Berechnungsergebnisse der induzierten Spannung am Herzschrittmachereingang vorgestellt. Anschließend wird, aufbauend auf diesen Ergebnissen, eine realitätsnahe rechteckige Implantationssituation des Herzschrittmachers in einem detaillierten Körpermodell untersucht.

Methode

Das numerische Verfahren beruht auf der Methode der Finiten Differenzen im Zeitbereich (FDTD) [2]. Zur Berechnung der Spannung am Herzschrittmachereingang wird die quasistationäre Näherung angewendet [3], d.h. die Simulation wird bei einer Frequenz von 5 MHz durchgeführt und die induzierte Spannung wird auf die Zielfrequenz von 50 Hz

skaliert. Als Anregung wird ein homogenes, frontal orientiertes, magnetisches Feld mit einem Effektiv von $H = 1 \text{ A/m}$ verwendet. Die Verschiebungsströme im Simulationsmodell des menschlichen Körpers können bei der Simulation vernachlässigt werden und somit kann eine Permittivität von $\epsilon_r = 1$ angenommen werden. Für die Simulationen wird das im Internet frei verfügbare realistische Simulationsmodell des Air Force Research Laboratory (AFRL) verwendet (<http://www.brooks.af.mil/AFRL/HED/hedr/hedr.html>).

Modellierung des Herzschrittmachers

Abb. 1 zeigt das Simulationsmodell des untersuchten unipolaren Einkammer-Herzschrittmachers mit metallischem Gehäuse und dielektrischer Isolation des Elektrodenanschlusses. Die Abmessungen sind Breite · Höhe · Tiefe = 4,6 cm · 6,7 cm · 1,0 cm. Die Länge des hier nicht abgebildeten Elektroden drahtes beträgt 68 cm.

Zur Untersuchung des Einflusses der Elektroden- und Gehäusemodellierung wird das Modell zunächst in einen homogenen dielektrischen Quader (Breite · Höhe · Tiefe = 24 cm · 40 cm · 4 cm; $\delta = 0,233 \text{ S/m}$) eingefügt. Abb. 2 zeigt die Lage des Herzschrittmachers

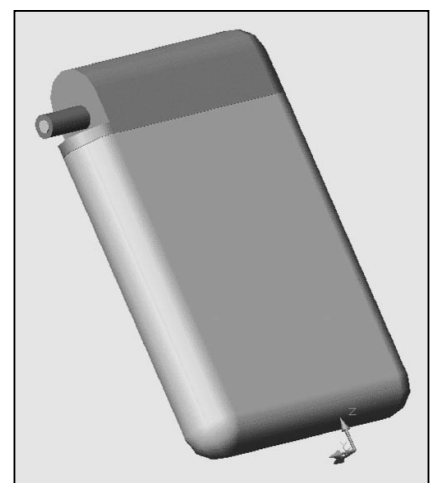


Abb. 1: Simulationsmodell des Herzschrittmachergehäuses

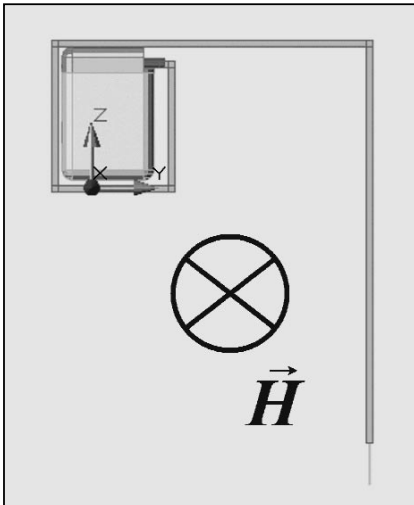


Abb. 2: Position des Herzschrittmachers im dielektrischen Quader

chers mit Elektrode im dielektrischen Quader.

Um zu einem effizienten Berechnungsmodell zu gelangen, wird zunächst der Frage nachgegangen, inwiefern die feine Struktur der Elektrode einen wesentlichen Einfluss auf die induzierte Spannung hat und welche Vereinfachungen hierbei zulässig sind.

Es werden verschiedene Modellierungsarten untersucht, deren wesentliche Eigenschaften in Tabelle 1 zusammengefasst sind. Im Einzelnen sind dies die Repräsentation des Elektrodendrahtes durch einen Volumenleiter mit einer Querschnittsfläche von 1 mm² und einer Elektrodenisolationsdicke von 1 mm, die Modellierung des Elektrodendrahtes durch einen Linienleiter mit verschiedenen Isolationsdicken sowie die Halbierung der Gehäusehöhe und der Verzicht auf die Umwicklung des Gehäuses durch die Elektrode. Weiterhin wurde ein sehr einfaches Quadermodell des Herzschrittmachergehäuses simuliert. Tabelle 1 zeigt in der letzten Spalte die Berechnungsergebnisse der am Herzschrittmachereingang induzierten Spannung U_{ind} für die verschiedenen Modelle. Die letzte Zeile der Tabelle enthält eine einfache Abschätzung der induzierten Spannung mit Hilfe des Induktionsgesetzes und der aufgespannten Flä-

che. Die Ergebnisse zeigen, dass die induzierte Spannung bei einem 50 Hz-Magnetfeld unempfindlich auf Variationen bei der Modellierung des Gehäuses und der Elektroden reagiert. Eine Vereinfachung der Elektroden und Gehäusestrukturen wäre für diesen Fall sinnvoll, um zu effizienten Modellen zu gelangen.

Rechts-pektorale Implantation

Das Modell des Herzschrittmachers wird rechts-pektoral in das Körpermodell implantiert. Im Bereich des Herzens und des Herzschrittmachers wird durchgehend eine räumliche Auflösung von 3 mm verwendet. Das Herzschrittmachergehäuse liegt subkutan im Bereich unterhalb des Schlüsselbeins, die Elektrode ist einmal um das Gehäuse gewickelt und verläuft durch das Gewebe bis zur Schlüsselbeinvene. Dann folgt der Elektrodendraht der oberen Hohlvene, verläuft durch das rechte Atrium bis in die rechte Herzkammer und ist dort im Herzmuskelgewebe verankert. Die Elektrodenlänge wird in der Simulation gekürzt, um eine mehrfache Umwicklung des Herzschrittmachergehäuses zu vermeiden. Die Anordnung ist in Abb. 3 wiedergegeben.

Um den Einfluss des umgebenden Gewe-

bes auf die Höhe der induzierten Spannung zu untersuchen, wird die gesamte Anordnung aus Herzschrittmachergehäuse und Elektrode im Körpermodell in verschiedene Richtungen verschoben. Die Ergebnisse sind in Abb. 4 zusammengestellt. Bis auf eine Ausnahme ergeben alle untersuchten Verschiebungen lediglich Abweichungen im Bereich von weniger als 10 % bezogen auf den Spannungswert mit dem Herzschrittmacher in der ursprünglichen Position. Bei der Verschiebung um 60 mm in negative z-Richtung kommt die Elektrodenspitze in einem Hohlraum des Körpermodells zu liegen, so dass sich die Spannung bezogen auf den ursprünglichen Wert etwa halbiert. Wird statt eines Ganzkörpermodells ein Teilkörpermodell verwendet, welches nur den Rumpfbereich berücksichtigt, so ergibt sich ebenfalls keine signifikante Änderung der induzierten Spannung. Abschließend wird noch die Spannung für ein homogenes Körpermodell mit einer Leitfähigkeit von 0,233 S/m berechnet, welches einen geringfügig höheren Spannungswert liefert.

Zusammenfassung

In diesem Beitrag werden erste Simulationsergebnisse von Störspannungen an Herzschritt-

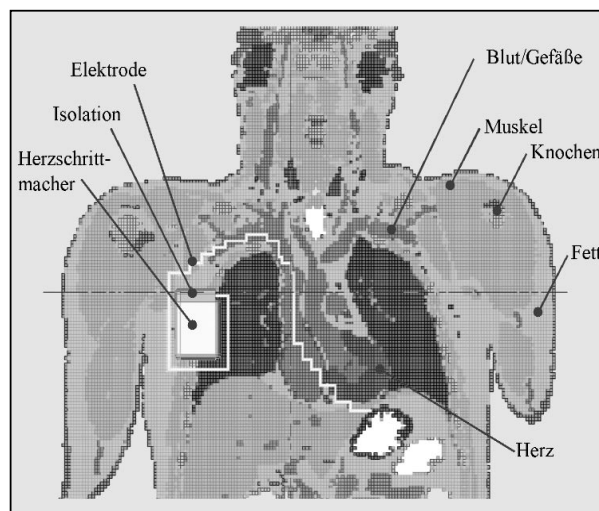


Abb. 3: Darstellung einer Schnitt-ebene des detaillierten Simulationsmodells mit Herzschrittmacher

Tabelle 1: Parameter der untersuchten Modellvariationen im dielektrischen Quader und Ergebnisse der induzierten Spannung (Effektivwert)

Modellkurzbeschreibung	Gehäuse	Draht	Isolationsdicke	$U_{ind}[\mu V]$
Volumenleiter (1 mm ² Querschnitt)	Realistisch	3 D	1 mm	8,96
Linienleiter (1 mm Isolation)	Realistisch	1 D	1 mm	10,1
Linienleiter (2 mm Isolation)	Realistisch	1 D	2 mm	10,81
Linienleiter (3 mm Isolation)	Realistisch	1 D	3 mm	10,72
Gehäusehöhe verkürzt	Verkürzt	1 D	1 mm	10,33
Ohne Umwicklung des Gehäuses	Realistisch	1 D	1 mm	9,69
Einfaches Quadermodell	Quader	1 D	3 mm	10,55
Abschätzung mit Hilfe des Induktionsgesetzes				11,9

machern in einem Quadermodell und in einem realistischen Modell des menschlichen Körpers vorgestellt. Die Ergebnisse gelten für eine Frequenz von 50 Hz und Exposition mit einem frontalen magnetischen Feld. Die Untersuchungen dienen der Analyse von Einflussfaktoren der Modellierung auf die induzierte Störspannung und bereiten damit effiziente Rechenmodelle zur individuellen arbeitsmedizinischen Beurteilung des Einsatzes von Implantatträgern an Arbeitsplätzen mit Feldexposition vor. Die Voruntersuchun-

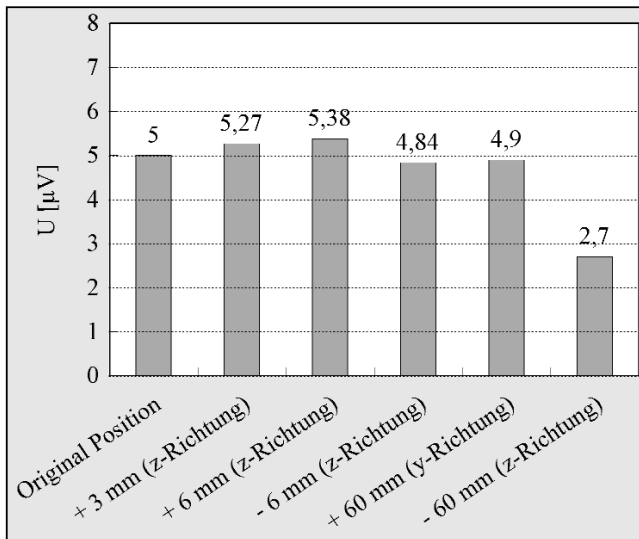


Abb. 4:
**Berechnungsergebnisse
der induzierten
Spannung**

Für rechts-pektoriale Implantation des Herzschrittmachers im Körpermodell und für Verschiebungen der Anordnung innerhalb des Modells zur Änderung der Gewebeverteilung in der Umgebung des Implantates

Untersuchungen soll neben der Exposition mit einem vertikalen elektrischen Feld auch die links-pektoriale sowie die abdominale Implantationstechnik simuliert werden.

Literatur

- [1] Bossert, Th.: Sicherheit von Personen mit Herzschrittmachern in elektromagnetischen Feldern, Newsletter der Forschungsgemeinschaft Funk, Bonn, S. 1–5, 1999
- [2] EMPIRE, User and Reference Manual, IMST GmbH, Kamp-Lintfort, 2001
- [3] Gandhi, O. P.; Chen, J.-Y.: Numerical dosimetry at power-line frequencies using anatomically based models. Bioelectromagnetic Suppl. 1, p. 43–60, 1992

www.publish-industry.net

more @ click EK2C0402

gen an einem homogenen Quadermodell zeigten, dass die induzierte Störspannung wenig empfindlich auf Variationen bei der Gehäuse- und Elektrodenmodellierung reagiert. Dies deutet darauf hin, dass die Ergebnisse für verschiedene Herzschrittmachertypen übertragbar sind. Bei der Untersuchung einer realistischen Implantationssituation spielt das umgebende Gewebe bei einer 50-Hz-Magnet-

feldexposition eine untergeordnete Rolle. Die Art der Elektrodenführung durch das Gefäßsystem eines realistischen Simulationsmodells jedoch bestimmt die aufgespannte Induktionsfläche und ist daher von großer Bedeutung für das Berechnungsergebnis der induzierten Spannung (Abb. 4). Diese ist kleiner als bei einer vereinfachten Berechnung mit einer Rechteckschleife (Tabelle 1). In weiteren