

# Modellierung bipolarer Herzschrittmacher-Elektrodenanordnungen (10 Hz bis 1 MHz)

T. Bolz, A. Bahr, F. Gustrau, K. F. Eichhorn, S. Hille, K. Hentschel

**Forschung  
Projekt F 2090**

T. Bolz  
A. Bahr  
F. Gustrau  
K. F. Eichhorn  
S. Hille  
K. Hentschel

**Modellierung bipolarer  
Herzschrittmacher-Elektrodenanordnungen  
(10 Hz bis 1 MHz)**

Dortmund/Berlin/Dresden 2009

Diese Veröffentlichung ist der Abschlussbericht zum Projekt „Entwicklung eines numerischen Kopplungsmodells „Bipolare Herzschrittmacher-Elektrodenanordnungen“ für den Frequenzbereich von 10 Hz bis 1 MHz“ – Projekt F 2090 – im Auftrag der Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin.

Die Verantwortung für den Inhalt dieser Veröffentlichung liegt bei den Autoren.

Autoren: Dipl.-Ing. Thomas Bolz  
Dr.-Ing. Achim Bahr  
IMST GmbH  
Carl-Friedrich-Gauß-Str. 2, 47475 Kamp-Lintfort  
Telefon: 02842 981-372  
Telefax: 02842 981-299

Prof. Dr.-Ing. Frank Gustrau  
FH Dortmund – University of Applied Sciences  
Sonnenstr. 96, 44139 Dortmund  
Telefon: 0231 9112-646  
Telefax: 0231 9112-788

Prof. Dr.-Ing. Karl Friedrich Eichhorn  
MEng. Sven Hille  
HTWK Leipzig  
Wächterstr. 13, 04251 Leipzig  
Telefon: 0341 3076-1195

Dipl.-Phys. Klaus Hentschel  
Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin, Berlin

Herausgeber: Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin  
Friedrich-Henkel-Weg 1-25, 44149 Dortmund  
Telefon: 0231 9071-0  
Telefax: 0231 9071-2454  
E-Mail: [poststelle@baua.bund.de](mailto:poststelle@baua.bund.de)  
Internet: [www.baua.de](http://www.baua.de)

Berlin:  
Nöldnerstr. 40-42, 10317 Berlin  
Telefon: 030 51548-0  
Telefax: 030 51548-4170

Dresden:  
Proschhübelstr. 8, 01099 Dresden  
Telefon: 0351 5639-50  
Telefax: 0351 5639-5210

Alle Rechte einschließlich der fotomechanischen Wiedergabe und des auszugsweisen Nachdrucks vorbehalten.  
Aus Gründen des Umweltschutzes wurde diese Schrift auf chlorfrei gebleichtem Papier gedruckt.

ISBN 978-3-88261-086-4

# Inhaltsverzeichnis

	Seite
Kurzreferat	8
Abstract	9
Résumé	10
<b>Teil 1: Forschungsergebnisse der IMST GmbH und der FH Dortmund</b>	
1 Einleitung	12
2 Aufbau und Funktionsweise von Herzschrittmachern	14
2.1 Aufbau von Herzschrittmachern	14
2.2 Herzschrittmachertypen	14
2.3 Implantationstechniken	16
2.4 Stand der Normung	18
3 Feldberechnungsverfahren	20
3.1 Grundlagen der Methode der Finiten Differenzen im Zeitbereich	20
3.1.1 Numerische Stabilität und Dispersion des Verfahrens	24
3.1.2 Der verwendete FDTD-Simulator	24
4 Numerische Modellierung bipolarer Elektroden	25
4.1 Generelle Modellierungsaspekte und Validierung	25
4.1.1 Generelle Modellierungsaspekte	25
4.1.2 Validierung für Exposition mit einem magnetischen Feld	26
4.1.2.1 Dielektrische Strukturen	26
4.1.2.2 Metallische Strukturen	27
4.1.2.3 Dielektrische und metallische Strukturen	28
4.1.3 Validierung für Exposition mit einem elektrischen Feld	29
4.1.3.1 Dielektrische Struktur	29
4.1.3.2 Dielektrische Struktur mit offener Leiterschleife	30
4.2 Modelle für bipolare Elektroden	31
4.2.1 Aufbau der Elektroden	31
4.2.2 Elektrodenmodelle im magnetischen Feld	32
4.2.2.1 Koaxiale Modelle	32
4.2.2.2 Elektrodenmodelle mit paralleler Leiterführung	36
4.2.2.3 Gewendelte Elektrodenzuführung	38
4.2.3 Elektrodenmodelle im elektrischen Feld	39
4.3 Untersuchung verschiedener Einflussgrößen	40
4.3.1 Einflussgrößen im magnetischen Feld	40

4.3.1.1	Einfluss des Elektrodenabstandes	40
4.3.1.2	Einfluss der Geometrie der Elektroden	41
4.3.1.3	Einfluss der Lage der Elektrode im Blockmodell	43
4.3.1.4	Einfluss der Herzschrittmachereingangsimpedanz	45
4.3.2	Einflussgrößen im elektrischen Feld	45
4.3.2.1	Einfluss des Elektrodenabstandes	45
4.3.2.2	Einfluss der Lage der Elektrode im Blockmodell	46
4.4	Zusammenfassung	46
5	Herzschrittmacher im Körpermodell	48
5.1	Realer Herzschrittmacher	48
5.2	Simulationsmodell des menschlichen Körpers	51
5.3	Herzschrittmacher im Simulationsmodell des menschlichen Körpers	52
6	Validierung der Simulationsergebnisse	56
6.1	Magnetisches Feld	56
6.2	Elektrisches Feld	57
7	Simulationsergebnisse	58
7.1	Variation des Herzgewebes im Bereich der Elektrodenspitze	58
7.1.1	Frontales magnetisches Feld	59
7.1.2	Senkrechtes elektrisches Feld	60
7.2	Homogenes vs. inhomogenes Körpermodell	62
7.2.1	Frontales magnetisches Feld	62
7.2.2	Senkrechtes elektrisches Feld	63
7.3	Variation des Elektrodenabstands	65
7.3.1	Frontales magnetisches Feld	65
7.3.2	Senkrechtes elektrisches Feld	66
7.4	Geerdetes vs. nicht geerdetes Körpermodell	67
7.4.1	Frontales magnetisches Feld	68
7.4.2	Senkrechtes elektrisches Feld	69
7.5	Teilkörper- vs. Ganzkörpermodell	70
7.5.1	Frontales magnetisches Feld	70
7.6	Inhomogenes vs. vereinfachtes Körpermodell	71
7.6.1	Frontales magnetisches Feld	72
7.7	Variation der Polarisierung	73
7.8	Variation der Frequenz	75
7.8.1	Frontales magnetisches Feld	75
7.8.2	Senkrechtes elektrisches Feld	77
7.9	Randbedingungen	78
7.9.1	Frontales magnetisches Feld	79
7.9.2	Senkrechtes elektrisches Feld	80

7.10	Anregung mit einer ebenen Welle	80
7.11	Diskussion der Simulationsergebnisse	82
7.11.1	Magnetisches Feld	82
7.11.2	Senkrechtes elektrisches Feld	83
8	Messtechnische Untersuchungen	85
8.1	Ziel der Messungen	85
8.2	Schaltung zur Messung der bipolaren Spannung	86
8.2.1	Schaltungsentwurf	86
8.2.2	Elektro-optischer Wandler	86
8.2.3	Opto-elektrischer Wandler	87
8.3	Kalibrierung der Übertragungsstrecke	87
8.4	Messung in einem Modell des menschlichen Körpers	90
8.4.1	Ganzkörperphantom und gewebesimulierende Flüssigkeit	90
8.4.2	Versuchsaufbau	91
8.4.3	Messergebnisse	94
8.4.4	Vergleich der gemessenen bipolaren Spannungen mit Simulationen und Literaturwerten	96
8.5	Diskussion der Messergebnisse	98
9	Zusammenfassung der Ergebnisse und Schlussfolgerungen	99
10	Literaturverzeichnis	102
11	Abbildungsverzeichnis	105
12	Tabellenverzeichnis	110
13	Formelzeichen und Abkürzungen	112

## Teil 2: Forschungsergebnisse der HTWK Leipzig

1	Einleitung und Problemstellung	116
2	Ergebnisse vorangegangener Studien	118
2.1	Herzschrirrmacher und Bahnstrom	118
2.2	Filtercharakteristik von Herzschrirrmachern	118
2.3	Analytische L6sungen zur St6rbeeinflussung	121
2.4	In-vivo-Untersuchungen	122
3	Analytische Berechnungen	124
3.1	Allgemeine Betrachtungen	124
3.1.1	Kreisf6rmiges Modell	124
3.1.2	Elliptisches Modell	125
3.1.3	Fl6chenberechnung	127
3.2	Beispiele	130
3.2.1	Rechteckschleife	130
3.2.2	Dreieckschleife	131
3.2.3	Links- und rechtspektorale Schleife	132
4	Numerische Berechnungen	135
4.1	Einleitung	135
4.2	Modellierung des magnetischen Feldes	136
5	Messtechnische Untersuchungen	141
5.1	Einleitung	141
5.2	Bestimmung der elektrischen Leitf6higkeit der NaCl-L6sung	141
5.3	Widerstandsnetzwerk	145
5.3.1	Theoretischer Hintergrund	145
5.3.1.1	Die Elektroden	145
5.3.1.2	Das Gewebe	145
5.3.2	Messtechnische Untersuchung	146
5.4	St6rspannung in bipolaren Elektroden	151
5.4.1	Externe Messschaltung	151
5.4.2	Integrierte Messschaltung	154
6	Auswertung	159
6.1	Beurteilung der analytischen und numerischen Ergebnisse	159
6.2	Beurteilung der messtechnischen Ergebnisse	161
6.2.1	Verminderungsfaktor	161
6.2.2	St6rspannungen an der unipolaren Elektrode	162
6.2.3	St6rspannungen an der bipolaren Elektrode	163
6.2.4	Sicherheitsfaktor der bipolaren Elektrode	167
6.2.5	St6rschwellenmessung	170

6.2.6	Messunsicherheiten und Messfehler	171
6.2.6.1	externe Messschaltung	171
6.2.6.2	integrierte Messschaltung	171
6.2.6.3	Störschwellenmessung	172
7	Zusammenfassung und Ausblick	173
8	Literaturverzeichnis	174
9	Abbildungsverzeichnis	176
10	Tabellenverzeichnis	178
11	Formelzeichen und Abkürzungen	181
	Anhang: Übersicht der Messergebnisse	183
	<b>Gemeinsame Zusammenfassung der Ergebnisse und Schlussfolgerungen</b>	<b>195</b>



# Modellierung bipolarer Herzschrittmacher-Elektrodenanordnungen (10 Hz bis 1 MHz)

## Kurzreferat

An Arbeitsplätzen mit Expositionen gegenüber niederfrequenten magnetischen und elektrischen Feldern muss auch im Hinblick auf eine älter werdende Erwerbsbevölkerung in zunehmender Zahl die Frage beantwortet werden, ob Träger aktiver elektronischer Implantate wie Herzschrittmacher nach einer Implantation an diesen Arbeitsplätzen weiterbeschäftigt werden können.

In den vergangenen Jahren haben zunehmend bipolare Herzschrittmacher an Bedeutung gewonnen. Bipolare Herzschrittmacherelektroden weisen im Vergleich zu unipolaren Elektroden eine kleinere wirksame „Empfangsfläche“ gegenüber externen Störsignalen auf, d. h. bipolare Elektrodenanordnungen sind in niederfrequenten Magnetfeldern störfester. Diese qualitative Aussage ist bisher nicht ausreichend quantifiziert worden. Hierzu sollte dieses Forschungsprojekt einen Beitrag leisten. Allgemeines Ziel des Projekts war es, den Gesundheitsschutz und die Flexibilität des Einsatzes von Implantatträgern an Arbeitsplätzen mit EMF-Exposition zu verbessern.

Das Forschungsprojekt wurde mit unterschiedlichen Schwerpunkten (Frequenzbereiche, Simulationsmodelle, Messschaltung und -bedingungen) von den drei Projektpartnern IMST GmbH, FH Dortmund und HTWK Leipzig bearbeitet.

Seitens der IMST GmbH und der FH Dortmund wurde ein numerisches Kopplungsmodell für bipolare Elektrodenanordnungen entwickelt. Es wurde untersucht, wie sich die Variation verschiedener geometrischer und Material-Parameter bei der Elektroden- und Körpermodellierung auf die induzierte Störspannung auswirkt. Die Ergebnisse wurden in Bezug gesetzt zu den Ergebnissen eines früheren Forschungsvorhabens, bei dem die in einer unipolaren Elektrode entstehende Störspannung mittels eines numerischen Verfahrens ermittelt worden war. Anschließend wurden die Berechnungsergebnisse anhand von Messungen mit einer Messschaltung in einem Phantommodell des menschlichen Körpers verifiziert.

Im Rahmen einer Masterarbeit beschäftigte sich die HTWK Leipzig mit analytischen und numerischen Modellen zur Berechnung der induzierten Spannung, mit der Weiterentwicklung eines Ersatzschaltbildes sowie mit der messtechnischen Ermittlung der bipolaren Spannung bei Magnetfeldexpositionen. Zwei Messschaltungen wurden entwickelt, mit denen u. a. der Einfluss der elektrischen Leitfähigkeit der NaCl-Lösung sowie der Position der Elektroden spitze auf die Störspannung untersucht wurden. Die auftretenden Abweichungen vom Induktionsgesetz lassen sich erst durch ein analytisches Modell beschreiben, das in der Lage ist, den Festkörper-Elektrolyt-Übergang und die Gleichtakt-Gegentakt-Konversion zu berücksichtigen. Erste Aktivitäten in dieser Richtung wurden begonnen. Der Entwurf eines numerischen Kopplungsmodells, das diese Einflüsse berücksichtigt, ist noch nicht abgeschlossen.

## Schlagwörter:

Bipolare Elektrodenanordnung, Bipolare Herzschrittmacher, Störspannung, Realistische Körpermodelle, Finite Differenzen im Zeitbereich (FDTD)

# Modeling of bipolar electrodes configurations of a cardiac pacemaker (10 Hz to 1 MHz)

## Abstract

Company physicians are more and more confronted with the decision whether people with active electronic implants (like cardiac pacemakers) are allowed to work at workplaces with low-frequency magnetic and electric field exposure. In recent years cardiac pacemakers with bipolar leads become more popular because they are less sensitive to low-frequency magnetic fields than pacemakers with unipolar leads. In order to quantify the benefit of bipolar pacemakers the present project was initiated. The purpose of the project is to significantly improve the health care and the flexibility of implant carriers.

This report was created by IMST GmbH, FH Dortmund and HTWK Leipzig.

The IMST GmbH and the University of Applied Sciences Dortmund have developed a numerical coupling model for bipolar leads taking into account a realistic position of the implant in the human body and a realistic model of the exposure scenario. The influence of different parameters like position of the cardiac pacemaker leads in the numerical body model, the use of simplified body models, tissue variations and grounding effects of the body on the bipolar voltage are investigated. The numerical results are verified by measurements and compared to the existing literature.

In the frame of a master thesis the University of Leipzig has concerned with analytical models and measurements to determine bipolar voltages. Two different methods were developed to measure the induced bipolar voltage for magnetic field exposure. Conducted measurements were carried out to investigate the impact of the electric tissue conductivity on the bipolar voltage. Based on the measurement results equivalent circuits of bipolar electrodes configurations were developed. These circuits include the solid-liquid interface at the tip of bipolar electrodes configurations and the common to differential mode conversion.

## Key words:

Bipolar cardiac pacemaker, bipolar interference voltage, bipolar leads, bipolar electrodes configuration, realistic human body model, Finite-Difference Time-Domain (FDTD)

# Modelage des configurations d'électrodes bipolaires d'un stimulateur cardiaque (10 Hz à 1 MHz)

## Résumé

Trop souvent les médecins du travail sont confrontés au problème de décider si les personnes qui portent des implants actifs (comme par exemple des stimulateurs cardiaques) sont en mesure de travailler dans des endroits exposés à des champs magnétiques et électriques de basse fréquence. Depuis quelques années, les stimulateurs cardiaques bipolaires sont plus utilisés, car ils sont moins sensibles que les stimulateurs unipolaires aux champs magnétiques de basse fréquence. Ce projet visait à quantifier les avantages des stimulateurs bipolaires, du point de vue de la compatibilité électromagnétique. Le but de ce projet était d'améliorer la protection de la santé des porteurs d'implants exposés à des champs électromagnétiques (EMF) et leur flexibilité de travail.

Cette étude a été réalisée par IMST GmbH, FH Dortmund et HTWK Leipzig.

IMST et l'Université de Sciences Appliquées de Dortmund (FH Dortmund) ont développé un modèle numérique de couplage pour des configurations d'électrodes bipolaires, qui tient compte de façon réaliste de la position de l'implant dans le corps humain et du modèle d'exposition. L'effet de différents paramètres sur la tension bipolaire des électrodes, comme la position des électrodes d'un stimulateur cardiaque dans le modèle numérique du corps, l'utilisation de modèles simplifiés du corps humain, les variations des tissus biologiques et des contacts de masse dans le corps ont été étudiés. Les résultats des simulations ont été validés par des mesures. Les résultats ainsi obtenus ont été comparés aux sources bibliographiques disponibles.

L'Université de Leipzig (HTWK Leipzig), dans le cadre d'un projet de fin d'études, s'est centrée sur des modèles analytiques et les mesures des tensions bipolaires. Deux méthodes différentes ont été développées pour mesurer la tension bipolaire induite par l'exposition à un champ magnétique. Des mesures ont été réalisées pour déterminer l'influence de la conductivité électrique des tissus sur la tension bipolaire. Des circuits équivalents ont été développés pour des configurations d'électrodes bipolaires, à partir des résultats obtenus dans les mesures. Ces circuits équivalents tiennent compte de l'interface solide-liquide à la pointe des électrodes bipolaires, ainsi que de la conversion du mode commun au mode différentiel.

## Mots clés:

Stimulateur cardiaque bipolaire, tension d'interférence bipolaire, électrodes bipolaires, modèle réaliste du corps humain, différences-finies dans le domaine temporel (Finite-Difference Time-Domain, FDTD)

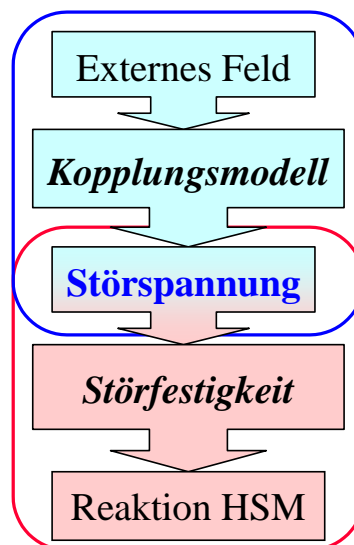
## **Teil 1:**

# **Forschungsergebnisse der IMST GmbH und der FH Dortmund**

# 1 Einleitung

Auf dem Gebiet der Medizintechnik schreitet die Entwicklung sehr schnell voran, und es werden immer mehr und immer jüngere Patienten mit lebenserhaltenden und lebensverbessernden Implantaten (z. B. Herzschrittmacher, Defibrillatoren, Nervenstimulatoren) versorgt. Mit ca. 62.000 Implantationen pro Jahr [23] bilden die Herzschrittmacher die größte Gruppe.

An Arbeitsplätzen mit einer Exposition durch niederfrequente elektrische und magnetische Felder muss deshalb in zunehmender Zahl die Frage beantwortet werden, ob Träger von Herzschrittmachern an diesen Arbeitsplätzen beschäftigt bzw. nach einer Implantation weiterbeschäftigt werden können. Hierbei ist zu berücksichtigen, dass bei Feldexpositionen im Bereich bis ca. 1 MHz vor allem an industriellen Anlagen oft hohe Feldintensitäten (Nahfeldbedingungen) auftreten mit Frequenzen und Signalformen, bei denen die Implantate besonders störanfällig sind. Im Rahmen des Forschungsvorhabens F 5163 wurde deshalb zur Beantwortung dieser Fragestellung in einem ersten Schritt ein Kopplungsmodell für unipolare Herzschrittmacher für elektromagnetische Felder im Frequenzbereich von 10 Hz bis 1 MHz untersucht [16]. In Abb. 1.1 ist das ermittelte Kopplungsmodell als Teil eines Konzeptes zur Untersuchung der Störbeeinflussung von Herzschrittmachern dargestellt. In diesem Konzept beschreibt das Kopplungsmodell den Mechanismus der Transformation eines elektrischen, magnetischen oder elektromagnetischen Feldes außerhalb des Körpers in eine Störspannung am Eingang des Implantates.



**Abb. 1.1** Zusammenwirken von Kopplungsmodell und Störfestigkeit zur Beurteilung der Beeinflussung des Implantats

In den vergangenen Jahren haben zunehmend bipolare Herzschrittmacher an Bedeutung gegenüber unipolaren Herzschrittmachern gewonnen. So betrug gemäß der deutschen Implantationsmeldungen der Anteil der bipolaren Herzschrittmacherelektroden in der Herzkammer im Jahr 2004 bereits 82,4%, während er im Vorhof sogar bei 98% lag [23]. Vorteilhaft im Sinne der Störfestigkeit bei niedrigen Frequenzen wirkt sich dabei aus, dass bipolare Elektrodenanordnungen im Vergleich zu unipolaren Elektroden eine kleinere wirksame „Empfangsfläche“ gegenüber externen elektromagnetischen Feldern aufweisen [11]. Diese qualitative Aussage ist bisher noch

nicht ausreichend quantifiziert worden, so dass nach wie vor Unsicherheiten bzgl. des beruflichen Einsatzes von Implantatträgern an EMF-Arbeitsplätzen bestehen.

Ziel des Forschungsvorhabens ist es daher, durch die quantitative Untersuchung des Kopplungsmodells für bipolare Herzschrittmacher den Gesundheitsschutz und die Flexibilität des beruflichen Einsatzes von Implantatträgern an EMF-Arbeitsplätzen deutlich zu verbessern. Für Betriebsärzte, Fachkräfte für Arbeitssicherheit, Berufsgenossenschaften, Unternehmer u. a. sollen auf der Grundlage der Projektergebnisse Beurteilungsgrundlagen und Entscheidungshilfen für Beschäftigte mit aktiven elektronischen Lebenshilfen erarbeitet werden.

Um eine möglichst individuelle Gefährdungsbeurteilung für Träger von bipolaren Herzschrittmachern zu ermöglichen, wird im Rahmen des Forschungsvorhabens insbesondere die Fragestellung untersucht, wie sich der Elektrodenabstand und die Implantationstechnik unter Berücksichtigung der rechtspektoralen und linkspektoralen Implantationsweise auswirken. Die erzielten Ergebnisse werden in Bezug gesetzt zu den Ergebnissen des Forschungsvorhabens F 5163 „Unipolare Elektrodenanordnung“ [16].

Zur Untersuchung der Fragestellung hat sich als numerisches Verfahren die Methode der finiten Differenzen im Zeitbereich (FDTD) als besonders geeignet erwiesen [15], [16]. Damit lassen sich bei vertretbarem Simulationsaufwand sowohl die äußeren Feldbelastungen an Arbeitsplätzen als auch die quantitativen Zusammenhänge zwischen äußeren elektromagnetischen Feldverteilungen und im Körper induzierten Feldern bestimmen.

Die Ermittlung des Kopplungsmodells erfolgt für Expositionen mit homogenen elektrischen, magnetischen und elektromagnetischen Feldern im Frequenzbereich von 10 Hz bis 1 MHz. Hierbei werden verschiedene Polarisierungen und Einfallrichtungen des Feldes berücksichtigt. Um zu einem möglichst effizienten Simulationsmodell zu gelangen, wird die Fragestellung diskutiert, wie hoch der Simulationsaufwand insbesondere bei der Herzschrittmacherelektrode sein muss. Außerdem wird untersucht, bis zu welchem Grad vereinfachte Körpermodelle noch zu praktikablen Ergebnissen führen.

Abschließend werden die Berechnungsergebnisse anhand von Messungen mit einem Phantommodell des menschlichen Körpers, das mit einer gewebesimulierenden Flüssigkeit gefüllt ist, verifiziert.

## 2 Aufbau und Funktionsweise von Herzschrittmachern

Ein Herzschrittmacher ist ein implantierbarer elektrischer Impulsgeber, der für eine normale Herzschlagfolge sorgt.

### 2.1 Aufbau von Herzschrittmachern

Der Aufbau eines Herzschrittmachers ist in Abb. 2.1 wiedergegeben.



**Abb. 2.1** Aufbau eines Herzschrittmachers

Die Herzschrittmacherelektronik bestehend aus einem Stimulator- und einem Analyseteil ist zusammen mit einer langlebigen Batterie in einem biokompatiblen Metallgehäuse untergebracht. Über eine oder mehrere Elektroden, die mit dem Herzen verbunden sind, werden elektrische Impulse zur Stimulation zum Herzen geleitet und ggf. ein vorhandenes Herzsignal wahrgenommen.

### 2.2 Herzschrittmachertypen

Herzschrittmacher können je nach Stimulationsort in zwei Hauptgruppen eingeteilt werden [10], [7] und [24]:

- Einkanalschrittmacher, die nur im Vorhof (Atrium) oder der Herzkammer (Ventrikel) stimulieren/wahrnehmen,
- Mehrkanalschrittmacher, die sowohl im Vorhof als auch in der Herzkammer stimulieren/wahrnehmen.

Zusätzlich wird unterschieden zwischen unipolaren und bipolaren Schrittmachern:

- Unipolare Schrittmacher benutzen das Herzschrittmachergehäuse als einen Pol und die Herzschrittmacherelektrode als Gegenpol, der Stimulationsstrom fließt also zwischen zwei räumlich entfernten Punkten.
- Bipolare Schrittmacher benutzen eine i. a. koaxiale Elektrodenanordnung, wobei der Stimulationsstrom nur zwischen Innen- und Außenleiter direkt im Herzen fließt. Moderne Ausführungen können aber auch wahlweise unipolar betrieben werden.

Weitere wichtige Unterscheidungskriterien sind:

- Inhibierende Schrittmacher, deren Impulsabgabe durch ein wahrgenommenes Herzsignal unterdrückt wird,
- getriggerte Schrittmacher, die bei vorhandener Herzaktivität zeitsynchron und bei nicht vorhandenem Herzsignal mit einer festen Frequenz stimulieren,
- frequenzadaptive Schrittmacher, deren Stimulationsintervall in Abhängigkeit von einem vom Herzsignal unabhängigen Steuersignal angepasst wird,
- programmierbare Schrittmacher, deren Funktionen per Software eingestellt werden können, und
- kommunizierende Schrittmacher, die über eine Telemetrieeinrichtung verfügen.

Zur Kennzeichnung von Herzschrittmachern wird gemäß Tab. 2.1 international ein Code aus einer Folge von vier Buchstaben verwendet [10].

**Tab. 2.1** Code zur Bezeichnung von Herzschrittmachern

Position	I	II	III	IV
Kategorie	Stimulierte Kammer(n)	Kammer(n) mit Wahrnehmung	Reaktion auf Wahrnehmung	Programmierbarkeit, Telemetrie, Frequenzadaption
	O = Keine Steuerung	O = Keine Steuerung	O = Keine Steuerung	O = Keine Steuerung
	A = Funktion im Atrium	A = Funktion im Atrium	T = Getriggert	P = Einfach programmierbar
	V = Funktion im Ventrikel	V = Funktion im Ventrikel	I = Inhibiert	M = Mehrfach programmierbar
	D = Doppelt (A und V)	D = Doppelt (A und V)	D = Doppelt (T und I)	C = Kommunizierend
				R = Frequenzmoduliert
Nur Herstellerbezeichnung	S = Einfach (A oder V)	S = Einfach (A oder V)		



In Tab. 2.2 sind allgemein übliche Beispiele für die Verwendung des Codes zusammengefasst.

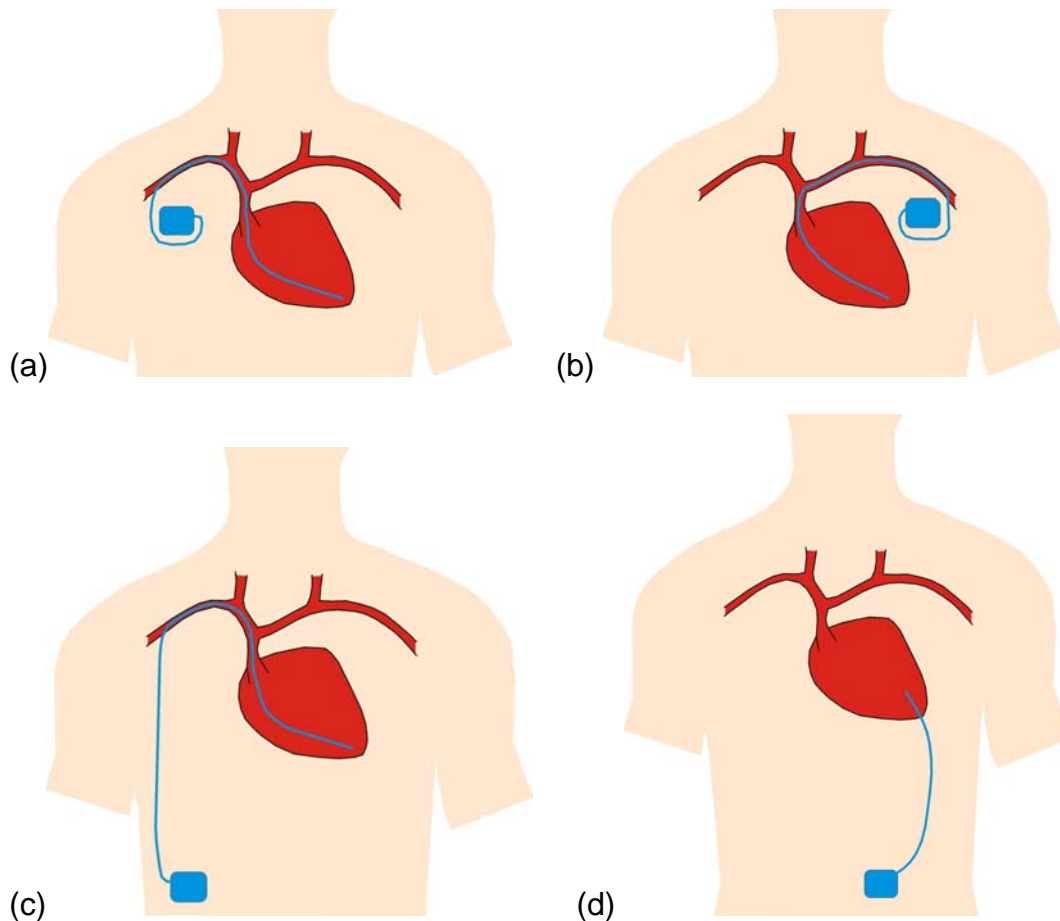
**Tab. 2.2** Beispiele für Betriebsartencodes [10]

Code	Erläuterung des verwendeten Codes
AAI	Atrial inhibiert
AAT	Atrial getriggert
AOO	Atrial asynchron
DDD	AV-sequentiell atrial/ventrikulär inhibiert, getriggert
DOO	AV-sequentiell asynchron
DVI	AV-sequentiell ventrikulär inhibiert
DVT	AV-sequentiell ventrikulär synchronisiert
VAT	Atrial synchronisiert
VDD	Atrial synchronisiert, ventrikulär inhibiert
VOO	Ventrikulär asynchron
VVI	Ventrikulär inhibiert
VVT	Ventrikulär getriggert
SSI	Einkammerstimulation/-wahrnehmung, inhibiert
DDDR	AV-sequentiell atrial/ventrikulär inhibiert, getriggert mit Frequenzadaption
VVIC	Ventrikulär getriggert mit Kommunikation

## 2.3 Implantationstechniken

Die Abb. 2.2 zeigt vier Implantationstechniken für Einkammerschrittmacher: rechtspektoral, linkspektoral, abdominal und epikardial. Die am häufigsten verwendete Implantationstechnik ist die rechtspektorale Variante.

Bei der **rechtspektoralen Implantation** kommt das eigentliche Herzschrittmachergehäuse in einer Höhe wenige Zentimeter unterhalb des Schlüsselbeines und direkt auf dem Brustmuskel zu liegen. Zum Eintritt in das Gefäßsystem wird die Schlüsselbeinvene punktiert und die Elektrode durch die obere Hohlvene und durch den rechten Vorhof in die rechte Herzkammer geführt. Die Elektrode beschreibt dabei einen s-förmigen Verlauf (siehe Abb. 2.2a) und wird um das Gehäuse gerollt, falls die Elektrodenlänge die benötigte Implantationslänge überschreiten sollte.



**Abb. 2.2** Rechtspektorale (a), linkspektorale (b), abdominale (c) und epikardiale (d) Implantationstechnik für Herzschrittmacher

Bei der **linkspektoralen Implantationsweise** entspricht die Führung der Elektroden im Herzbereich und im Bereich der oberen Hohlvene dem Verlauf, der auch bei der rechtspektoralen Implantationsweise vorliegt. Von der oberen Hohlvene wird dann jedoch der linken Schlüsselbeinvene gefolgt, so dass das Herzschrittmachergehäuse schließlich unterhalb des linken Schlüsselbeins zu liegen kommt.

Bei der **abdominalen Implantationsweise**, bei der das Herzschrittmachergehäuse im Bauchraum implantiert ist, wird die Elektrode ab dem Brustbereich über das Venensystem zum Herzen geführt. Im Venensystem und im Herzen entspricht der Verlauf der Elektrode der rechtspektoralen Implantation.

Bei der **epikardialen Implantationsweise** liegt das Herzschrittmachergehäuse im linken Bauchbereich zwischen den Bauchmuskeln. Die Elektrode läuft unterhalb der Rippen bis zur linken Herzseite und ist dort von außen auf den Herzmuskel genäht. Die Elektrode läuft also nicht wie bei den zuvor dargestellten Implantationstechniken durch das venöse Gefäßsystem.

Die abdominale und epikardiale Implantationsweise treten in der Praxis sehr selten auf und werden deshalb in diesem Projekt nicht behandelt.

## 2.4 Stand der Normung

Die Produktnorm EN 45502-2-1:2003-09 [10] ist im September 2003 auf europäischer Ebene verabschiedet worden und deckt den Frequenzbereich von 16 Hz bis 3 GHz ab, wobei die entscheidenden Störfestigkeitsanforderungen nicht mehr umgehbar sind. Inhalt dieser europäischen Norm sind neben Störschwellen für das statische Magnetfeld (als einzige äußere Feldgröße zur Sicherstellung der Funktion von Reedkontakten im HSM!) gerätebezogene Störschwellen der Spannung am Geräteanschluss (Herzschrittmacher-Eingang) im Frequenzbereich von 16 Hz bis 450 MHz. Zur Störfestigkeitsprüfung werden die Störspannungen über RC-Netzwerke an den Herzschrittmacher-Eingang angelegt, d. h. sie haben keinen erkennbaren Bezug auf die von außen auf den Herzschrittmacher-Träger einwirkenden Felder. Im Frequenzbereich 450 MHz bis 3 GHz nimmt die Norm Bezug auf den amerikanischen ANSI-Standard [1]. Dieser Standard sieht in diesem Frequenzbereich gestrahlte Störfestigkeitsmessungen vor, wobei der Herzschrittmacher in Anlehnung an die reale Implantationssituation in einem flüssigkeitsgefüllten Phantom mit dem elektromagnetischen Feld eines Dipols exponiert wird.

Der deutsche Normentwurf E DIN VDE 0848-3-1 (VDE 0848 Teil 3-1) ([11], [11]) soll bestehende Lücken bei der Sicherheit von Personen in elektrischen, magnetischen und elektromagnetischen Feldern schließen. Durch die Unterscheidung in Einkopplung und Störfestigkeit lassen sich beide Teilaspekte unabhängig voneinander betrachten. Der Normentwurf enthält daher Umrechnungsverfahren, die den Zusammenhang zwischen der an einer implantierten Elektrode induzierten Leerlaufspannung und den sie hervorrufenden äußeren Feldern beschreiben. Die Geräte selbst werden in drei Spannungs-Störfestigkeits-Klassen eingeteilt:

- Angemessen störfeste Geräte, deren Träger sich gefahrlos dort aufhalten kann, wo der Aufenthalt der Allgemeinbevölkerung uneingeschränkt zulässig ist und wo nicht auf das lokale oder kurzzeitige Überschreiten der Referenzwerte nach EG/519/1999 [8] hingewiesen wird,
- eingeschränkt störfeste Geräte, deren Träger gewisse Warnhinweise und Bekanntmachungen speziell für Herzschrittmacherträger beachten müssen,
- störempfindliche Geräte, deren Schutz nur durch einzelfallbezogene Maßnahmen gewährleistet werden kann.

In die letztgenannte Klasse fielen nur ca. 5% der Herzschrittmacher, die zwischen 1995 und 1999 implantiert wurden. Auf der Grundlage dieser Klassifizierung könnte in Zukunft einem genau benennbaren Kreis von Herzschrittmacher-Trägern Sicherheit in elektromagnetischen Feldern gewährleistet werden. Voraussetzung ist aber, dass die Herzschrittmacher-Hersteller zukünftig ihre Geräte entsprechend der Störfestigkeitsklasse kennzeichnen. Außerdem müssten auch die Felderzeuger die Bereiche kennzeichnen, in denen die für die Klassifizierung maßgeblichen Feldstärken überschritten werden.

Bei der Beurteilung des beruflichen Einsatzes von Herzschrittmacher-Trägern an EMF-Arbeitsplätzen ist unbedingt zu beachten, dass die Klassifizierung in „angemessen störfeste Geräte“ nur für Felder gilt, deren Feldstärken unterhalb der Referenzwerte (Effektivwerte) der EU-Ratsempfehlung EG/519/1999 [8] liegen. Die dort fest-

gelegten Feldstärkewerte können an Arbeitsplätzen deutlich überschritten werden, so dass in diesen Fällen immer eine Einzelfallbeurteilung erfolgen muss.

Die Herausgabe des Entwurfs E DIN VDE 0848-3-1 (VDE 0848 Teil 3-1):2002-05 [11] hat eine Flut von bisher noch nicht abgearbeiteten Einsprüchen ergeben. Die Herzschrittmacher-Hersteller wenden sich gegen die Deklarationspflicht der Störfestigkeitsklasse und viele Felderzeuger gegen die Kennzeichnungspflicht bei Überschreitung der Referenzwerte der EU-Ratsempfehlung. Ergänzend sei erwähnt, dass das Komitee K 764 „Sicherheit in elektromagnetischen Feldern“ des DKE im Oktober 2003 den Normenentwurf 0848-3-1 [12] verabschiedet hat, in dem auf die Norm EN 45502-2-1 von 2003 Bezug genommen wird. Von deutscher Seite wurde das Normungsvorhaben 0848-3-1 im damaligen TC 211 bei CENELEC als neues Normungsvorhaben eingebracht. Da hier nicht zeitnah mit einem verwertbaren Papier zu rechnen ist, die Inhalte des DIN-Entwurfs aber weiterhin erhalten bleiben sollen – nicht zuletzt als wichtiges Hilfsmittel zur Beurteilung von Arbeitsplätzen von Implantatträgern –, ist geplant, eine berufsgenossenschaftliche Information „Aktive Implantate“ zu erstellen. Im Jahr 2004 wurde aktuell ein New Work Item Proposal zum Thema aktive Implantate bei CENELEC eingebracht. Dieses Vorhaben wird weiterverfolgt und im Rahmen der TC106X als Nachfolger der TC 211 behandelt.

### 3 Feldberechnungsverfahren

Zur Berechnung elektromagnetischer Felder in inhomogenen Modellen des menschlichen Körpers existieren verschiedene numerische Verfahren. Die wichtigsten Verfahren sind hierbei die Methode der Finiten Elemente (FEM), die Methode der Finiten Differenzen im Zeitbereich (FDTD), die Momentenmethode (MoM) sowie die verallgemeinerte Multipoltechnik (GMT) [17], [20]. Darüber hinaus existieren hybride Verfahren, die verschiedene Methoden geeignet miteinander verbinden, um auf diese Weise die Vorteile einzelner Techniken zu kombinieren [20].

Für die im Rahmen dieses Forschungsvorhabens zu untersuchenden sehr komplexen inhomogenen Strukturen eignet sich in besonderer Weise die Methode der Finiten Differenzen im Zeitbereich, welche im folgenden kurz beschrieben werden soll.

#### 3.1 Grundlagen der Methode der Finiten Differenzen im Zeitbereich

Die Methode der Finiten Differenzen im Zeitbereich (FDTD) [27] geht von den ersten beiden Maxwell'schen Gleichungen Gl. 3.1 und Gl. 3.2 in differentieller Form

$$\frac{\partial \mathbf{D}}{\partial t} = \text{rot} \mathbf{H} - \mathbf{J}, \quad \text{Gl. 3.1}$$

$$\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t} = -\text{rot} \mathbf{E} \quad \text{Gl. 3.2}$$

aus. Diese Rotationsgleichungen beschreiben ein elektrodynamisches Problem unter Einbeziehung der Materialgleichungen

$$\mathbf{D} = \varepsilon \mathbf{E}, \quad \text{Gl. 3.3}$$

$$\mathbf{J} = \sigma \mathbf{E}, \quad \text{Gl. 3.4}$$

$$\mathbf{B} = \mu \mathbf{H} \quad \text{Gl. 3.5}$$

vollständig, wenn die Rand- und Anfangsbedingungen für eine vorgegebene Struktur bekannt sind [21]. Für kartesische Koordinaten ergibt sich ein System von sechs verknüpften partiellen Differentialgleichungen

$$\frac{\partial}{\partial t} E_x = \frac{1}{\varepsilon} \left( \frac{\partial}{\partial y} H_z - \frac{\partial}{\partial z} H_y - J_x \right), \quad \text{Gl. 3.6}$$

$$\frac{\partial}{\partial t} E_y = \frac{1}{\varepsilon} \left( \frac{\partial}{\partial z} H_x - \frac{\partial}{\partial x} H_z - J_y \right), \quad \text{Gl. 3.7}$$

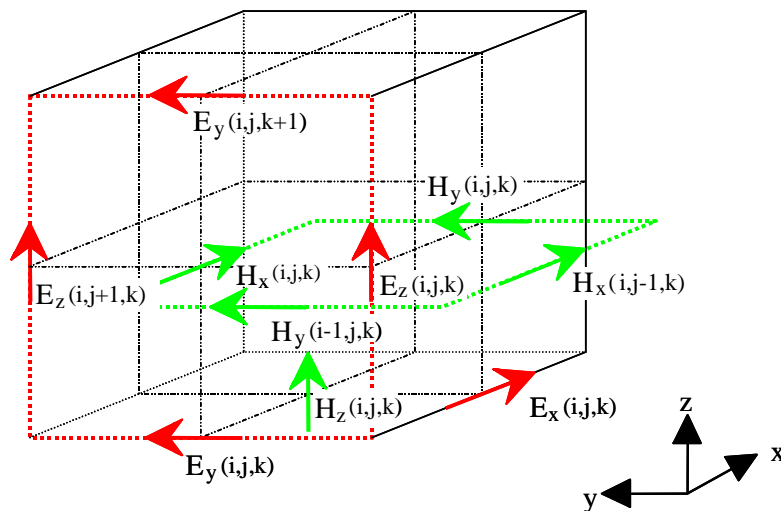
$$\frac{\partial}{\partial t} E_z = \frac{1}{\varepsilon} \left( \frac{\partial}{\partial x} H_y - \frac{\partial}{\partial y} H_x - J_z \right), \quad \text{Gl. 3.8}$$

$$\frac{\partial}{\partial t} H_x = \frac{1}{\mu} \left( \frac{\partial}{\partial z} E_y - \frac{\partial}{\partial y} E_z \right), \quad \text{Gl. 3.9}$$

$$\frac{\partial}{\partial t} H_y = \frac{1}{\mu} \left( \frac{\partial}{\partial x} E_z - \frac{\partial}{\partial z} E_x \right), \quad \text{Gl. 3.10}$$

$$\frac{\partial}{\partial t} H_z = \frac{1}{\mu} \left( \frac{\partial}{\partial y} E_x - \frac{\partial}{\partial x} E_y \right). \quad \text{Gl. 3.11}$$

Für eine numerische Behandlung müssen die Gleichungen sowohl zeitlich als auch räumlich diskretisiert werden. Die Verwendung zentraler Differenzen ist hierbei besonders effektiv, da nur ein numerischer Fehler zweiter Ordnung gemacht wird. Yee [29] schlug hierzu einen Algorithmus vor, der die oben angegebenen Rotationsgleichungen durch eine geschickte Wahl der geometrischen und zeitlichen Berechnungspunkte löst.



**Abb. 3.1** Anordnung der Feldkomponenten innerhalb der Einheitszelle im Yee-Schema

Der Algorithmus nutzt die notwendige Diskretisierung der Struktur und definiert die elektrischen und magnetischen Feldstärken zeitlich und räumlich versetzt zueinander

in Form zweier dualer Gitter. Die Gitter sind in jede Raumrichtung jeweils um eine halbe Kantenlänge gegeneinander versetzt. Die Abb. 3.1 gibt eine anschauliche Darstellung dieser Anordnung wieder. Wenn man den Würfel als eine Einheitszelle ansieht, so werden aufgrund der Anordnung der Feldkomponenten in dualen Gittern die elektrischen Feldstärken auf den Kanten eines Würfels und die magnetischen Feldstärken in den Zentren der Flächen des Würfels definiert. Durch diese Anordnung im Gitter ist jede Feldkomponente des elektrischen Feldes von vier Feldkomponenten des magnetischen Feldes und jede Feldkomponente des magnetischen Feldes von vier Feldkomponenten des elektrischen Feldes umgeben.

Zur Berechnung der elektrischen Stromdichte  $J$  in Gl. 3.6 bis Gl. 3.8 werden die elektrische Feldstärke  $E$  und die Leitfähigkeit  $\sigma$  der Struktur herangezogen, wobei sich ihr Wert zu einem Zeitpunkt  $(n+0,5) \cdot \Delta t$  aus den Werten zu den Zeitpunkten  $n \cdot \Delta t$  und  $(n+1) \cdot \Delta t$  als zentrale Differenz gemäß

$$J_{i,j,k}^{n+1/2} = \frac{1}{2} \cdot \sigma ( E_{i,j,k}^{n+1} + E_{i,j,k}^n ) \quad \text{Gl. 3.12}$$

ausdrücken lässt. Die Indizes  $i, j, k$  bezeichnen hierbei den Diskretisierungsquader im Simulationsraum.

Für die Berechnung einer eindeutigen Lösung müssen die Felder zum Anfangszeitpunkt der numerischen Untersuchung bekannt sein. Weiterhin müssen geeignete Randbedingungen für die tangentialen Feldstärken auf dem Rand der Struktur definiert werden. Neben elektrischen und magnetischen Wänden kommen zur Simulation von Freiraumbedingungen hier insbesondere absorbierende Randbedingungen zum Einsatz.

Mit diesen Voraussetzungen lässt sich gemäß Gl. 3.13 bis Gl. 3.18 eine Vorschrift für die numerische Berechnung der elektrischen und magnetischen Feldstärke in einer diskretisierten Struktur für zeitabhängige Vorgänge angeben:

$$E_x|_{i,j,k}^{n+1} = \left( \frac{1 - \frac{\sigma \Delta t}{2\varepsilon}}{1 + \frac{\sigma \Delta t}{2\varepsilon}} \right) E_x|_{i,j,k}^n + \left( \frac{\frac{\Delta t}{\varepsilon}}{1 + \frac{\sigma \Delta t}{2\varepsilon}} \right) \cdot \left( \frac{H_z|_{i,j,k}^{n+1/2} - H_z|_{i,j-1,k}^{n+1/2}}{\Delta y} \right), \quad \text{Gl. 3.13}$$

$$E_y|_{i,j,k}^{n+1} = \left( \frac{1 - \frac{\sigma \Delta t}{2\varepsilon}}{1 + \frac{\sigma \Delta t}{2\varepsilon}} \right) E_y|_{i,j,k}^n + \left( \frac{\frac{\Delta t}{\varepsilon}}{1 + \frac{\sigma \Delta t}{2\varepsilon}} \right) \cdot \left( \frac{H_x|_{i,j,k}^{n+1/2} - H_x|_{i,j,k-1}^{n+1/2}}{\Delta z} \right), \quad \text{Gl. 3.14}$$

$$E_z|_{i,j,k}^{n+1} = \left( \frac{1 - \frac{\sigma \Delta t}{2\varepsilon}}{1 + \frac{\sigma \Delta t}{2\varepsilon}} \right) E_z|_{i,j,k}^n + \left( \frac{\frac{\Delta t}{\varepsilon}}{1 + \frac{\sigma \Delta t}{2\varepsilon}} \right) \cdot \left( \frac{H_y|_{i,j,k}^{n+1/2} - H_y|_{i-1,j,k}^{n+1/2}}{\Delta x} \right), \quad \text{Gl. 3.15}$$

$$H_x|_{i,j,k}^{n+1/2} = H_x|_{i,j,k}^{n-1/2} + \frac{\Delta t}{\mu} \cdot \left( \frac{E_y|_{i,j,k+1}^n - E_y|_{i,j,k}^n}{\Delta z} \right), \quad \text{Gl. 3.16}$$

$$H_y|_{i,j,k}^{n+1/2} = H_y|_{i,j,k}^{n-1/2} + \frac{\Delta t}{\mu} \cdot \left( \frac{E_z|_{i+1,j,k}^n - E_z|_{i,j,k}^n}{\Delta x} \right), \quad \text{Gl. 3.17}$$

$$H_z|_{i,j,k}^{n+1/2} = H_z|_{i,j,k}^{n-1/2} + \frac{\Delta t}{\mu} \cdot \left( \frac{E_x|_{i,j+1,k}^n - E_x|_{i,j,k}^n}{\Delta y} \right). \quad \text{Gl. 3.18}$$

Aus den obigen Gleichungen wird ersichtlich, dass der Wert einer Feldgröße im nächsten Zeitschritt nur von seinem zeitlich direkt vorhergehenden Wert sowie den zeitlich direkt vorhergehenden Werten der übrigen Feldkomponenten in seiner lokalen Umgebung abhängt [27]. Diese Vorgehensweise, in der durch die Bildung der



Ortsableitung des einen Feldes die zeitliche Ableitung des anderen Feldes bestimmt wird, wird anschaulich auch Leapfrog-Verfahren genannt.

### 3.1.1 Numerische Stabilität und Dispersion des Verfahrens

Bei der Diskretisierung der Struktur ist darauf zu achten, dass das Verfahren aufgrund der räumlichen Abstände zwischen benachbarten Feldkomponenten stabil bleibt. Ein Stabilitätskriterium kann durch eine Beziehung zwischen der räumlichen und der zeitlichen Diskretisierung formuliert werden [21]. Es ergibt sich

$$\frac{\Delta t}{\sqrt{\mu\varepsilon}} = c \cdot \Delta t \leq \frac{1}{\sqrt{\frac{1}{\Delta x^2} + \frac{1}{\Delta y^2} + \frac{1}{\Delta z^2}}} . \quad \text{Gl. 3.19}$$

Diese Ungleichung gibt die notwendige und hinreichende Bedingung für die Stabilität des numerischen Iterationsprozesses an.

Bei der Diskretisierung einer Struktur ist die numerische Dispersion der Wellenausbreitung zu beachten, die durch die Diskretisierung der Maxwell'schen Gleichungen entsteht. Wird der größte Diskretisierungsabstand in jeder Raumrichtung kleiner als ein Zehntel der kürzesten auftretenden Wellenlänge gemäß Gl. 3.20 gewählt, ist die numerische Dispersion jedoch vernachlässigbar klein.

$$\max\{\Delta x, \Delta y, \Delta z\} \leq \frac{\lambda}{10} \quad \text{Gl. 3.20}$$

### 3.1.2 Der verwendete FDTD-Simulator

Das verwendete Feldberechnungsprogramm EMPIRE™ ist ein kommerzielles Softwareprodukt der IMST GmbH [9]. Die Eingabe der Struktur erfolgt mit dem Eingabeditor GANYMEDE, der durch Einbindung zusätzlicher Routinen einen leistungsstarken professionellen dreidimensionalen Pre- und Postprocessor für elektromagnetische FDTD-Simulationen darstellt.

## 4 Numerische Modellierung bipolarer Elektroden

Die detaillierte numerische Modellierung komplexer bipolarer Herzschrittmacherelektroden führt in Bezug auf Simulationszeiten und Speicherressourcen zu nicht praktikablen Modellen. In diesem Abschnitt werden effiziente numerische Modelle bipolarer Elektroden vorgestellt, die als Basis zur Bestimmung der bipolaren Spannung eines Herzschrittmachers in einem mit elektromagnetischen Feldern exponierten anatomischen Körpermodell dienen.

Zunächst werden die generellen Modellierungsansätze vorgestellt, die sich im Zusammenhang mit dem Verfahren der Methode der Finiten Differenzen (FDTD) bereits im vorausgegangenen Forschungsvorhaben als zielführend erwiesen haben [16]. Insbesondere die Verwendung gegenläufiger homogener ebener Wellen zur Erzeugung homogener elektrischer und magnetischer Felder und der Einsatz der Frequenzskalierung zur Berechnung der Spannung bei niedrigen Frequenzen sollen hier noch einmal verdeutlicht und an kanonischen Beispielen verifiziert werden. Bei allen späteren Simulationen kann auf diese Art und Weise dann stets der Einfluss homogener elektrischer und magnetischer Felder untersucht werden.

Im Weiteren werden verschiedene Modellierungsvarianten für bipolare Elektroden untersucht. Zur Vereinfachung der Auswertung, und um Einflüsse durch die Unterschiede in der Diskretisierung des Körpermodells auszuschließen, werden zur Klärung der Fragen die Implantatmodelle in diesem Stadium nicht in ein Körpermodell, sondern in einen homogenen dielektrischen Quader eingelassen.

Anschließend werden verschiedene Einflussgrößen detailliert untersucht. Im Blickpunkt stehen hierbei unterschiedliche Elektrodenabstände, Variationen in der Geometrie der Elektroden, Veränderung der Lage der Elektrodenzuführungen sowie Veränderung des Herzschrittmacher-Eingangswiderstandes.

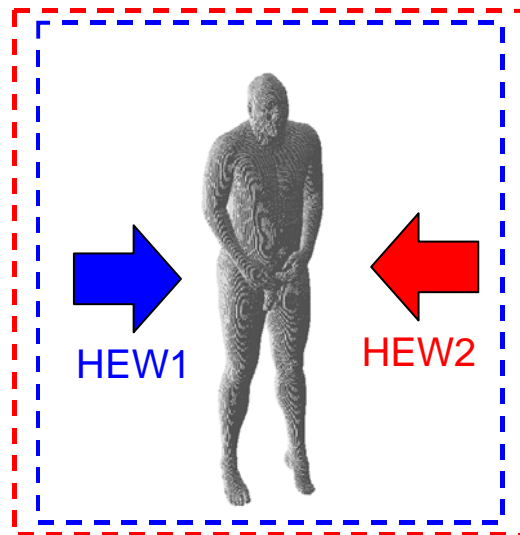
### 4.1 Generelle Modellierungsaspekte und Validierung

#### 4.1.1 Generelle Modellierungsaspekte

Da im Rahmen dieses Projektes eine große Anzahl von Simulationen durchgeführt wird, ist die Erstellung effizienter Berechnungsmodelle notwendig. Durch gegenläufige homogene ebene Wellen (HEW) (siehe Abb. 4.1) werden je nach Orientierung der elektrischen und magnetischen Feldanteile zueinander entweder homogene elektrische oder homogene magnetische Felder erzeugt. Der Vorteil dieser Vorgehensweise ist die deutliche Reduktion des Simulationsvolumens gegenüber einer Felderzeugung mit konzentrierten Bauelementen in Form einer Helmholtz-Spule bzw. eines Kondensators.

Der in diesem Projekt interessierende Frequenzbereich erstreckt sich von 10 Hz bis 1 MHz. Eine direkte Simulation mit sinusförmiger Anregung bei niedrigen Frequenzen ist zwar mit dem FDTD-Verfahren möglich, steht aber in Widerspruch mit dem Wunsch nach effizienten Simulationsmodellen, da hierbei lange Simulationslaufzeiten notwendig sind. Es werden daher die Simulationsmodelle mit breitbandigen Signalen angeregt und die Spannung bei ca. 1 MHz ausgewertet. Über eine Frequenzskalierung kann dann auf die gewünschte niedrigere Zielfrequenz umgerechnet werden.

Bei der Anwendung des Verfahrens müssen verschiedene Voraussetzungen und Randbedingungen beachtet werden: Die Wellenlänge muss deutlich größer sein als die Objektabmessungen und die induzierten Ströme müssen so klein sein, dass das anregende Feld unverändert bleibt (rückwirkungsfrei). Bei den Simulationen muss darauf geachtet werden, dass die dielektrischen Parameter für die gewünschte Ziel-frequenz verwendet werden.



**Abb. 4.1** Überlagerung gegenläufiger homogener ebener Wellen (HEW) zur Erzeugung homogener elektrischer und magnetischer Felder

Die Methode der Frequenzskalierung als Niederfrequenzalgorithmus zur Bestimmung der elektrischen Felder im menschlichen Körper wird in [16] detailliert vorgestellt.

#### 4.1.2 Validierung für Exposition mit einem magnetischen Feld

Für den Fall der Exposition mit einem magnetischen Feld soll das oben aufgeführte Verfahren validiert werden. Die Validierung erfolgt in drei Stufen, wobei die letzte Stufe alle Elemente beinhaltet, die der Situation „Herzschrittmacher mit Körper“ entspricht.

##### 4.1.2.1 Dielektrische Strukturen

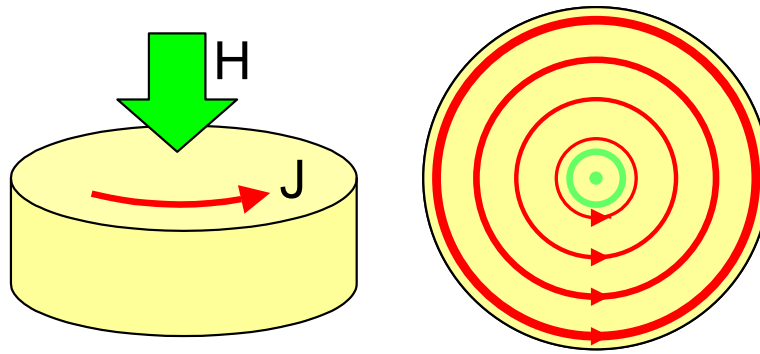
Trifft ein axial orientiertes magnetisches Feld  $H$  gemäß Abb. 4.2 auf einen zylindrischen Körper, so stellt sich aufgrund des Induktionsgesetzes

$$\oint_{C(A)} \mathbf{E} ds = - \frac{d}{dt} \iint_A \mathbf{B} d\mathbf{A} \quad \text{Gl. 4.1}$$

eine kreisförmige Stromdichteverteilung  $J$  ein:

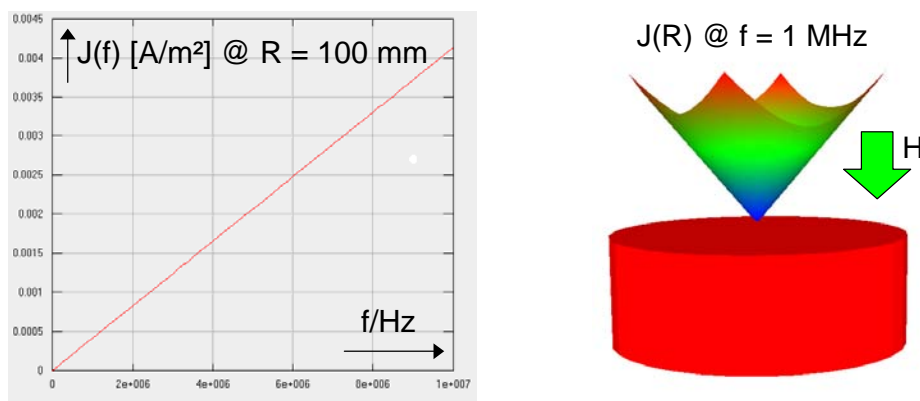
$$J = \sigma E = \sigma \pi f \mu_0 H r. \quad \text{Gl. 4.2}$$

Die kreisförmig verlaufende Stromdichte  $J$  ist somit proportional zum Radius  $r$  sowie zur Frequenz  $f$ .



**Abb. 4.2** Stromdichte in einem zylindrischen Körper bei Exposition mit einem axial orientierten magnetischen Feld

Die Abb. 4.3 stellt die Simulationsergebnisse für einen Radius  $r = 15$  cm, eine Höhe  $h = 11$  cm, eine Leitfähigkeit  $\sigma = 0,2$  S/m und ein magnetisches Feld von  $H = 5,31$  mA/m dar. Die Simulation bestätigt den theoretisch zu erwartenden linearen Anstieg der Stromdichte mit der Frequenz (hier von 0 Hz bis 10 MHz) (links) sowie den linearen Anstieg mit dem Radius (rechts).



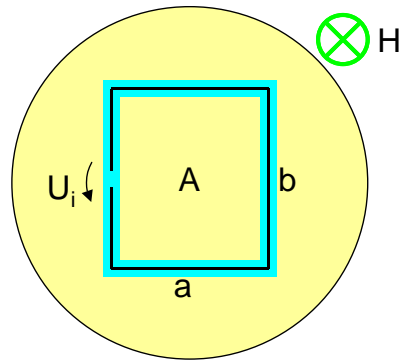
**Abb. 4.3** Illustration des linearen Anstiegs der Stromdichte mit der Frequenz (hier von 0 Hz bis 10 MHz) (links) sowie mit dem Radius (rechts)

#### 4.1.2.2 Metallische Strukturen

In einer einseitig offenen Leiterschleife wird nach dem Induktionsgesetz eine Spannung  $U_i$  gemäß

$$U_i = - \frac{d}{dt} \iint_A \mathbf{B} \, d\mathbf{A} \quad \text{Gl. 4.3}$$

induziert. Die Spannung ändert sich nicht, wenn die Leiterschleife isoliert in einen dielektrischen Körper eingebettet ist und solange die in diesem Körper induzierten Stromdichten das einfallende magnetische Feld nicht schwächen. Die Abb. 4.4 zeigt die Anordnung in einem Zylinder ( $r = 15$  cm,  $h = 11$  cm,  $\sigma = 0,2$  S/m).



**Abb. 4.4** Induktion einer Spannung  $U_i$  in einer einseitig offenen isolierten Leiterschleife, die in einen dielektrischen Körper eingebettet ist

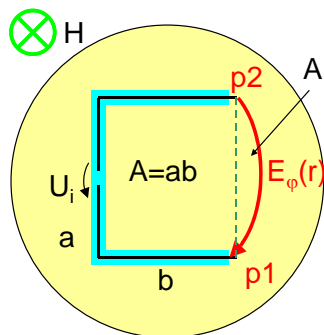
Es ergibt sich allgemein folgende auf die Frequenz  $f$  bezogene Spannung  $U_i$ :

$$\frac{U_i}{f} = 2\pi\mu_0 H A. \quad \text{Gl. 4.4}$$

Eine Simulation mit einer magnetischen Feldstärke  $H = 5,31 \text{ mA/m}$  und einer Fläche  $A = a \cdot b = (0,145\text{m})^2$  liefert einen Wert von  $U_i/f = 879 \cdot 10^{-12} \text{ V/Hz}$ . Dieser Wert entspricht sehr gut dem theoretischen Wert von  $U_i/f = 881 \cdot 10^{-12} \text{ V/Hz}$ .

#### 4.1.2.3 Dielektrische und metallische Strukturen

Bei der Implantation eines Herzschrittmachers mit Elektroden in einen menschlichen Körper liegt an zwei Stellen ein Kontakt mit dem Gewebe vor, so dass das vorherige Beispiel verändert wird. Die Abb. 4.5 veranschaulicht die Lage einer zweiseitig geöffneten Leiterschleife im Zylinder ( $r = 15 \text{ cm}$ ,  $h = 11 \text{ cm}$ ,  $\sigma = 0,2 \text{ S/m}$ ): Die zuvor rechts geschlossene Leiterschleife hat nun an zwei Stellen direkten Kontakt zum Gewebe.



**Abb. 4.5** Induktion einer Spannung  $U_i$  in einer beidseitig offenen Leiterschleife, die in einen dielektrischen Körper eingebettet ist

Das Beispiel lässt sich analytisch behandeln, wenn man davon ausgeht, dass die Stromdichteverteilung nach Gl. 4.2 im vorliegenden Fall durch den dünnen isolierten Leiter nur unwesentlich gestört wird. Das Umlaufintegral im Induktionsgesetz kann in die beiden Anteile  $U_i$  und das Wegintegral von Punkt p1 nach Punkt p2 aufgeteilt werden.

$$\oint_{C(A^*)} \mathbf{E} \, ds = U_i + \int_{p1}^{p2} \mathbf{E} \, ds = -\frac{d}{dt} \iint_{A^*} \mathbf{B} \, d\mathbf{A} \quad \text{Gl. 4.5}$$

$$A^* = A + A' \quad (A' = \text{Kreisabschnitt})$$

Das Wegintegral lässt sich bei Kenntnis des induzierten elektrischen Wirbelfeldes auswerten. Das Flächenintegral schließlich ergibt sich unter Berücksichtigung der Fläche  $A^*$ , also als Rechteckfläche  $A = a \cdot b$  zuzüglich des Kreisabschnittes  $A'$ .

Eine Simulation mit einer magnetischen Feldstärke von  $H = 5,31 \text{ mA/m}$  und einer Fläche  $A = a \cdot b = 0,17 \text{ m} \cdot 0,145 \text{ m}$  ergibt einen Wert von  $U_i/f = 7,68 \cdot 10^{-10} \text{ V/Hz}$ . Dieser Wert entspricht sehr gut dem theoretischen Wert von  $U_i/f = 7,7 \cdot 10^{-10} \text{ V/Hz}$ .

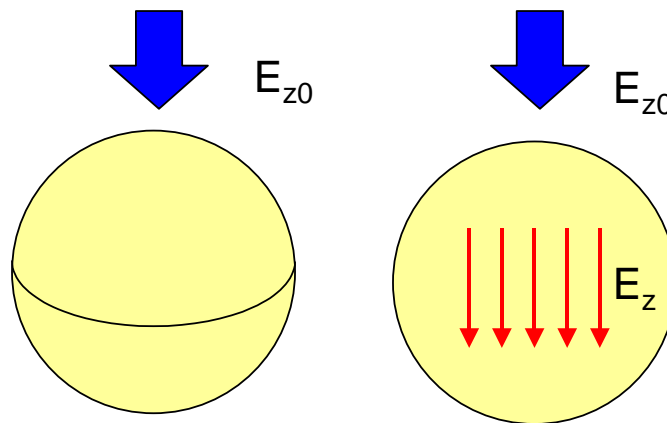
### 4.1.3 Validierung für Exposition mit einem elektrischen Feld

#### 4.1.3.1 Dielektrische Struktur

Als Validierung für das Verfahren der Frequenzskalierung bei Exposition mit einem reinen elektrischen Feld soll hier ein Beispiel aus [14] betrachtet werden. Im Inneren einer elektrisch leitfähigen Kugel (siehe Abb. 4.6), die sich in einem homogenen vertikalen elektrischen Feld  $E_{z0}$  befindet, gilt für das elektrische Feld  $E_z$

$$E_z \cong 6\pi f \varepsilon_0 E_{z0} / \sigma \quad \text{Gl. 4.6}$$

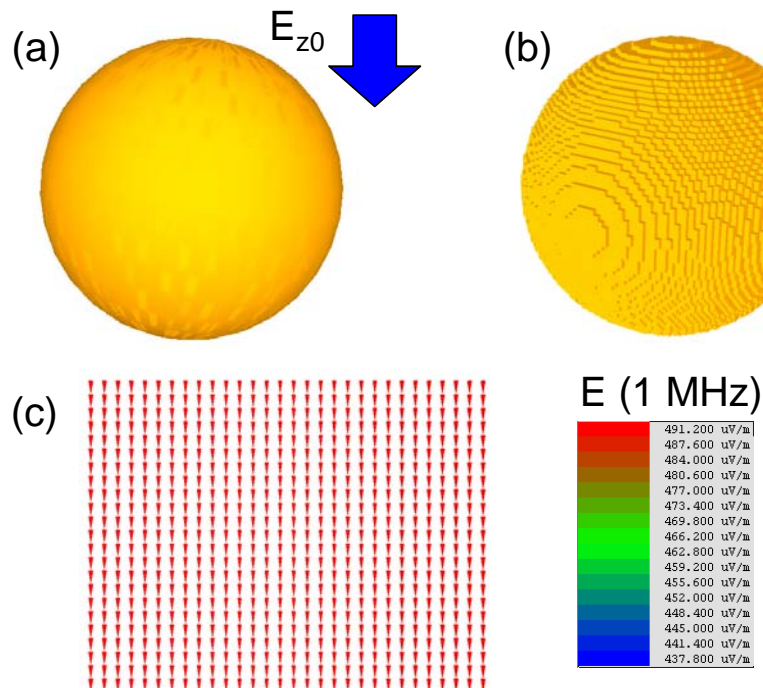
In der Gl. 4.6 ist die lineare Frequenzabhängigkeit des elektrischen Feldes ( $E_z \sim f$ ) erkennbar.



**Abb. 4.6** Homogene elektrisch leitfähige Kugel in einem homogenen äußeren elektrischen Feld  $E_{z0}$  und beeinflusste elektrische Feldstärke  $E_z$  innerhalb der Kugel

Für eine Frequenz von 1 MHz ergibt sich so bei einem äußeren elektrischen Feld  $E_{z0} = 1 \text{ V/m}$  und bei einer Leitfähigkeit von  $\sigma = 0,35 \text{ S/m}$  ein Wert von  $E_z = 477 \text{ } \mu\text{V/m}$  im Inneren der Kugel. Eine entsprechende FDTD-Simulation in einer Kugel mit dem Radius  $r = 0,165 \text{ m}$  und einer räumlichen Auflösung von 5 mm liefert den Wert  $491 \text{ } \mu\text{V/m}$ . Die leichte Abweichung (+3%) vom theoretischen Wert ergibt sich durch die gestufte Oberfläche der Kugel und die damit verbundene veränderte Einkopplung des elektrischen Feldes sowie durch die nicht idealen Randbedingungen und

die hierdurch bedingten Reflektionen. Das berechnete elektrische Feld in der Kugel ist in Abb. 4.7 dargestellt.



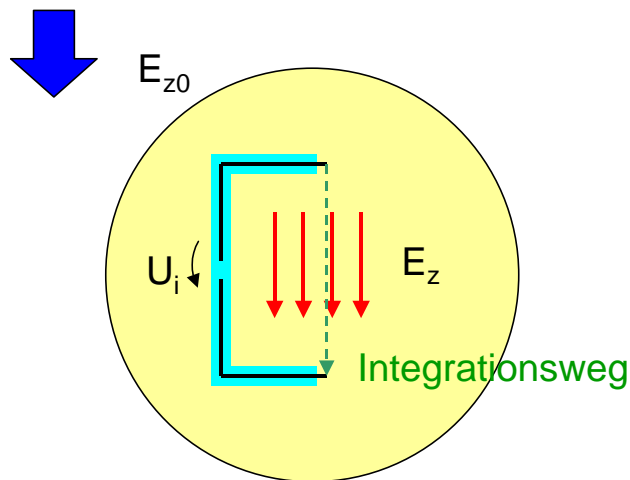
**Abb. 4.7** Elektrisches Feld in der Kugel. (a) Homogene elektrisch leitfähige Kugel mit einem Radius von 165 mm, (b) Kugel nach der Diskretisierung mit 5 mm Auflösung, (c) Simulationsergebnis des elektrischen Feldes in der Kugel bei einem äußeren elektrischen Feld von 1 V/m und einer Frequenz von 1 MHz

#### 4.1.3.2 Dielektrische Struktur mit offener Leiterschleife

Um der Situation eines Herzschrittmachers im Körper näher zu kommen, wird im nächsten Validierungsbeispiel eine geöffnete Leiterschleife in die elektrisch leitfähige Kugel eingesetzt. Die Leiterschleife hat an zwei Stellen Kontakt zum Gewebe. Die Situation ist in Abb. 4.8 dargestellt.

Unter der Annahme, dass die Leiterschleife mit der umgebenden Isolation nur eine kleine Störung darstellt, kann die influenzierte Spannung, wie in [5] und [16] bereits gezeigt, allein durch Auswertung des Linienintegrals  $\int \mathbf{E} \cdot d\mathbf{s}$  ermittelt werden. Die Länge des Integrationsweges von einer Elektrodenspitze zur anderen beträgt 13 cm.

Im obigen Beispiel ergibt sich für die Simulation der Leiterschleife ein Wert von  $U/f = 6,39 \cdot 10^{-11}$  V/Hz. Bei Auswertung allein des Linienintegrals innerhalb eines Simulationsmodells, das diese Leiterschleife nicht enthält, liegt der Wert bei  $U/f = 6,37 \cdot 10^{-11}$  V/Hz.



**Abb. 4.8** Geöffnete Leiterschleife in einer elektrisch leitfähigen Kugel bei Exposition mit einem äußeren elektrischen Feld

## 4.2 Modelle für bipolare Elektroden

### 4.2.1 Aufbau der Elektroden

Die Abb. 4.9 zeigt das Foto von drei bipolaren Elektroden. Alle Elektrodenzuleitungen besitzen einen coaxialen Aufbau, d. h. die Zuleitung vom Herzschrittmachergehäuse zur distalen Elektrode verläuft innerhalb der Zuleitung für die proximale Elektrode.

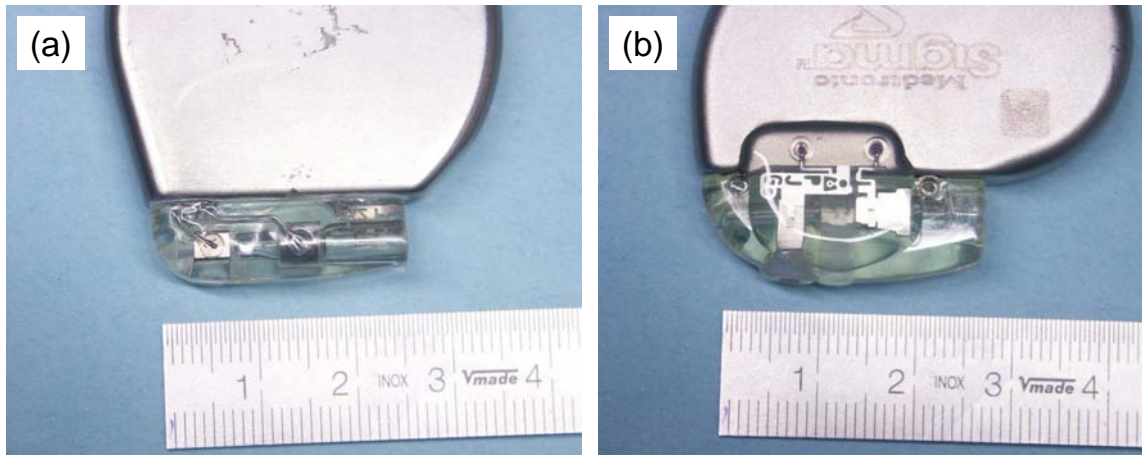


**Abb. 4.9** Fotografische Darstellung von drei verschiedenen bipolaren Elektroden und Definition des Elektrodenabstandes  $l$

Die Zuleitungen sind jeweils gewendelt ausgeführt, um der mechanischen Belastung Stand zu halten und trotzdem hinreichend flexibel zu sein. Die Elektroden a) und c) besitzen eine passive Fixierung, und die Elektrode b) besitzt eine aktive Fixierung. Die Elektrodenzuleitungen sind gegeneinander und gegenüber dem umgebenden



Gewebe isoliert. Der Durchmesser der Zuleitung (mit Isolation) beträgt etwa 2 mm. Der minimale Abstand zwischen den Elektrodenkontakten wird als Elektrodenabstand / bezeichnet. Die Abb. 4.10 zeigt die Elektrodenanschlüsse von zwei verschiedenen Herzschrittmachern. Die Elektroden werden mit genormten Steckern in diesen Anschlussvorrichtungen befestigt. Zwei Leiter stellen dann die elektrische Verbindung zwischen den Elektroden und der Schaltung, die sich im Herzschrittmachergehäuse befindet, her.



**Abb. 4.10** Fotografische Darstellung der Elektrodenanschlüsse von zwei verschiedenen Herzschrittmachern

Die Elektroden sind so fein gewandelt, dass bei einer numerischen Berechnung eine direkte Nachbildung der geometrischen Verhältnisse aufgrund des damit verbundenen hohen Simulationsaufwandes nicht möglich ist. Es muss folglich ein möglichst einfaches Ersatzmodell gefunden werden, das zu effizienten Modellen führt. Hierzu werden daher eine Reihe einfacher Modelle aufgebaut und miteinander verglichen:

- Koaxiale Modelle,
- Modelle mit paralleler Leiterführung (Zweidrahtmodelle),
- gewandeltes Modell,
- getrennte Modellierung der Elektrodenspitze und des Gehäuses.

Im Folgenden sollen die Modelle jeweils getrennt für Exposition mit einem magnetischen und einem elektrischen Feld untersucht werden. Die Untersuchungen werden zunächst in einem homogenen Blockmodell mit homogener Leitfähigkeit durchgeführt.

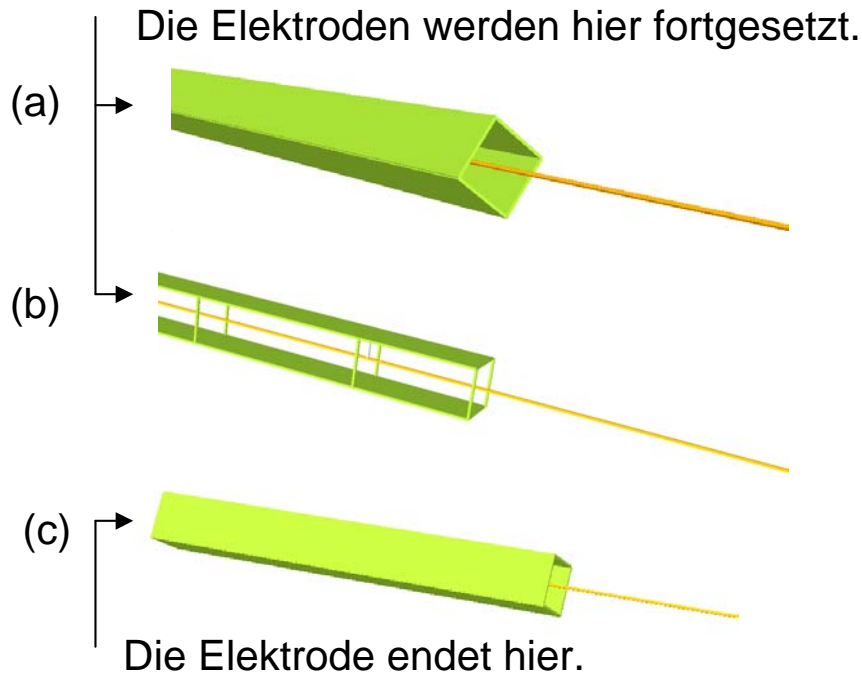
## 4.2.2 Elektrodenmodelle im magnetischen Feld

### 4.2.2.1 Koaxiale Modelle

Es werden drei verschiedene koaxiale Modelle untersucht. Die Modelle sind in Abb. 4.11 gezeigt: Im Modell (a) wird die Zuführung der proximalen Elektrode durch vier ideal leitende Flächen modelliert, in deren Innern die Zuführung der distalen Elektrode geführt wird. Im Modell (b) sind zwei der Flächenleiter entfernt und durch einzelne Querleiter ersetzt worden. Im Modell (c) schließlich wurde auf eine leitende Ver-

bindung zwischen den Elektroden und dem Gehäuse verzichtet. Es werden separate Spannungen an der Spitze der Elektroden und im Herzschrittmachergehäuse ermittelt.

Alle Modelle sind in ein dielektrisches Blockmodell mit folgenden Abmessungen eingesetzt (Höhe×Breite×Tiefe = 300 mm×300 mm×100 mm). Die Leitfähigkeit beträgt  $\sigma = 0,2 \text{ S/m}$ .



**Abb. 4.11** Darstellung der metallischen Komponenten der Spitzen der coaxialen Elektrodenmodelle

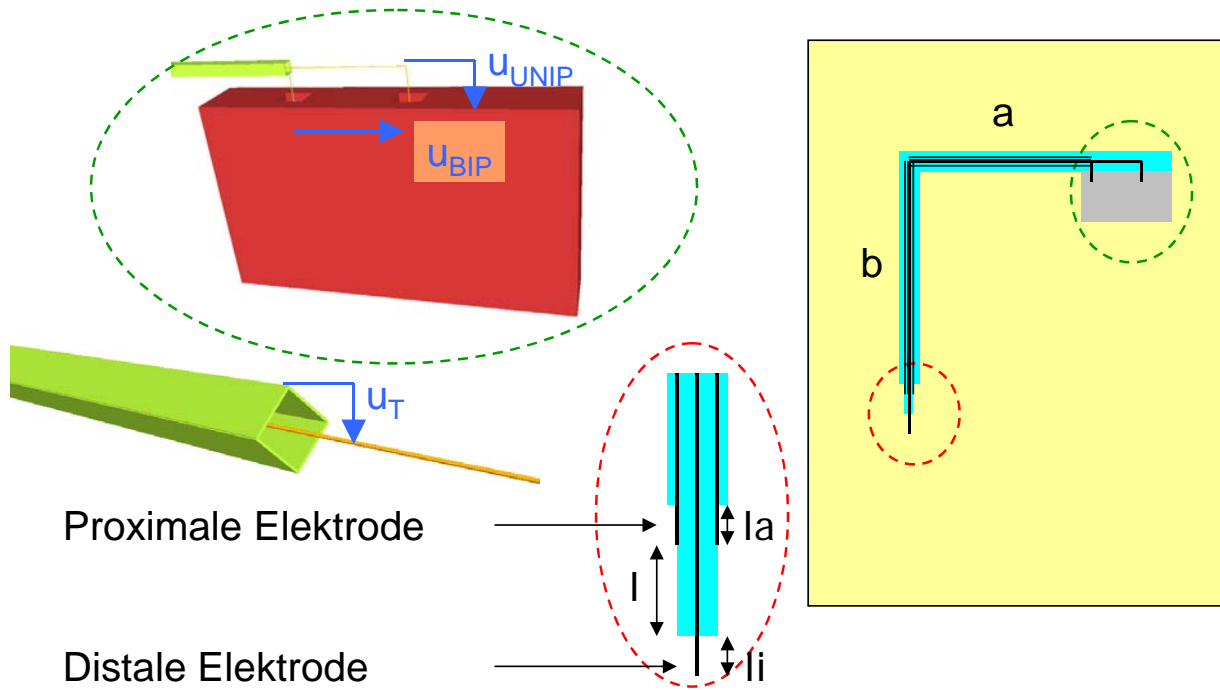
Die grundsätzliche Anordnung der Herzschrittmacher und Elektroden im Blockmodell zeigt Abb. 4.12. Das Blockmodell des Herzschrittmachers hat folgende Abmessungen: Höhe = 4,2 cm, Breite = 6,1 cm, Tiefe = 0,9 cm. Die Länge der horizontalen Elektrodenführung beträgt 13,4 cm und die Länge der vertikalen Elektrodenführung 19,4 cm. Der maximale Elektrodendurchmesser beträgt 4 mm bei den Modellen mit einer minimalen Auflösung von 1 mm bzw. 8 mm bei den Modellen mit einer minimalen Auflösung von 2 mm.

Für den weiteren Fortgang der Untersuchung sind drei Spannungen von Bedeutung:

- $U_{\text{BIP}}$ : Die bipolare Spannung (Gegentaktspannung), die innerhalb des Herzschrittmachers (am Eingang der Schaltung) zwischen Innen- und Außenleiter abgegriffen wird. In den Simulationen wird von einem unendlich hohen Herzschrittmachereingangswiderstand ausgegangen, da dies den *worst-case* darstellt.
- $U_{\text{UNIP}}$ : Die unipolare Spannung, die zwischen dem Innenleiter und dem Gehäuse des Herzschrittmachers abgegriffen wird. In den Simulationen wird auch hier von einem unendlich hohen Herzschrittmachereingangswiderstand ausgegangen.

- $U_T$ : Die Spannung an der Spitze (Tip) zwischen proximaler und distaler Elektrode.

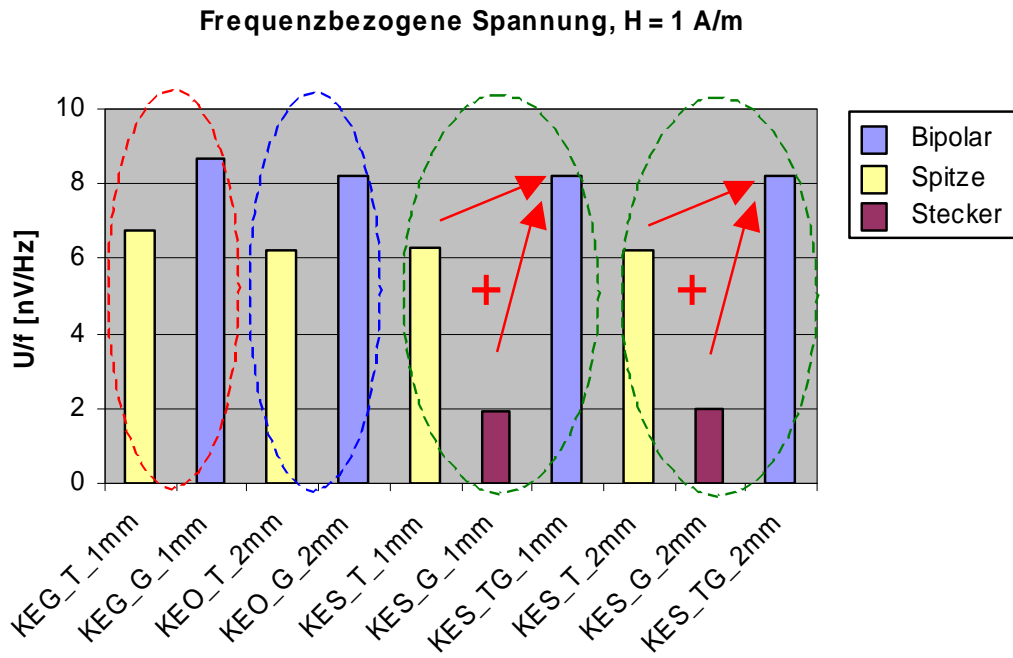
Das Herzschrittmachergehäuse wird mit einer Leitfähigkeit von  $\sigma = 100 \text{ S/m}$  modelliert, so dass es für das niederfrequente magnetische Feld transparent ist und keine Verzerrung des Feldes bewirkt.



**Abb. 4.12** Grundsätzliche Anordnung der Herzschrittmacher und Elektroden im Blockmodell

In Abb. 4.13 sind die Ergebnisse für vier verschiedene Modelle gezeigt:

- KEG\_x\_1mm: Koaxiales Modell mit 4 Flächenleitern für die proximale Elektrodenzuleitung (Siehe Abb. 4.11a). Minimale räumliche Auflösung 1 mm. *Notation*:  $x = T$ : Spannung an der Elektrodenspitze.  $x = G$ : Spannung im Gehäuse zwischen Innen- und Außenleiter (entspricht bipolarer Spannung).
- KEO\_x\_2mm: Koaxiales Modell mit 2 Flächenleitern für die proximale Elektrodenzuleitung (Siehe Abb. 4.11b). Minimale räumliche Auflösung 2 mm. *Notation*:  $x = T$ : Spannung an der Elektrodenspitze.  $x = G$ : Spannung im Gehäuse zwischen Innen- und Außenleiter (entspricht bipolarer Spannung).
- KES\_x\_1mm: Modellierung allein der Spitze und des Gehäuses ohne leitende Verbindung (Siehe Abb. 4.11c). Minimale räumliche Auflösung 1 mm. *Notation*:  $x = T$ : Spannung an der Elektrodenspitze.  $x = G$ : Spannung im Gehäuse zwischen Innen- und Außenleiter (entspricht bipolarer Spannung).  $x = TG$ : Addition der beiden zuvor ermittelten Spannungen als bipolare Spannung.
- KES\_x\_2mm: Wie zuvor, jedoch minimale räumliche Auflösung 2 mm.



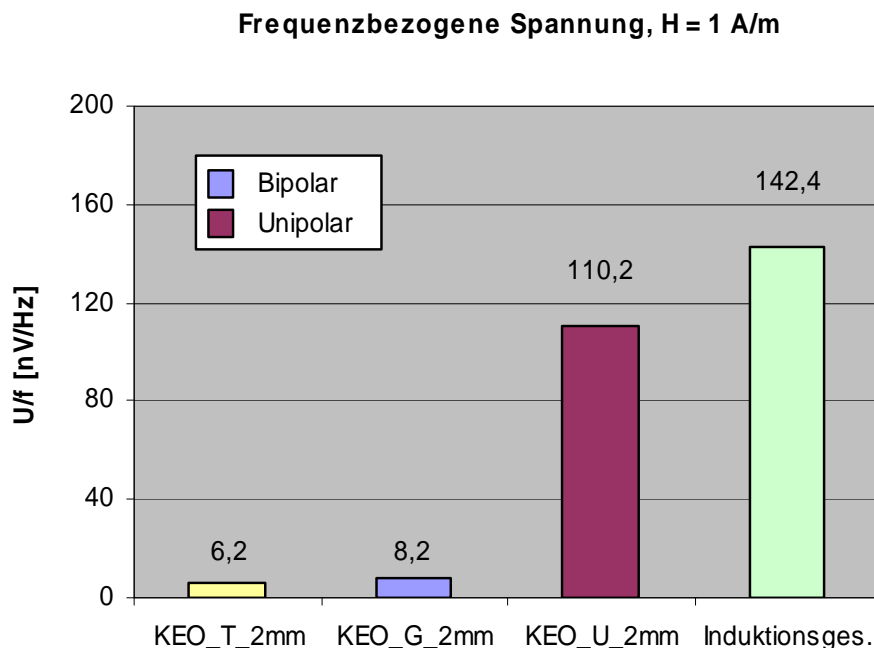
**Abb. 4.13** Simulationsergebnisse der koaxialen Elektrodenmodelle für eine Exposition mit einem frontalen Magnetfeld  $H = 1 \text{ A/m}$

Die verschiedenen Modelle liefern vergleichbare Werte für die bipolare Spannung (blau dargestellt in Abb. 4.13). Eine Verfeinerung der Auflösung von 2 mm auf 1 mm bringt keine Veränderung, daher kann davon ausgegangen werden, dass die Elektroden mit einer minimalen räumlichen Auflösung von 2 mm hinreichend nachgebildet werden. Besonders interessant ist, dass die bipolare Spannung auch bestimmt werden kann, ohne die lange Zuleitung explizit zu modellieren. Durch Addition der an der Spitze abgegriffenen Spannung  $U_T$  und der im Gehäuse ermittelten Spannung  $U_G$  ergibt sich ein zu den anderen Modellen entsprechender Wert.

Die Abb. 4.14 zeigt die unipolaren und bipolaren Simulationsergebnisse für das koaxiale Modell im Vergleich mit dem Induktionsgesetz

$$\frac{U_i}{f} = 2\pi\mu_0 H A = 2\pi\mu_0 \cdot 1 \frac{\text{A}}{\text{m}} \cdot \frac{(190 \text{ mm})^2}{2} = 142 \text{e-9} \frac{\text{V}}{\text{Hz}}, \quad \text{Gl. 4.7}$$

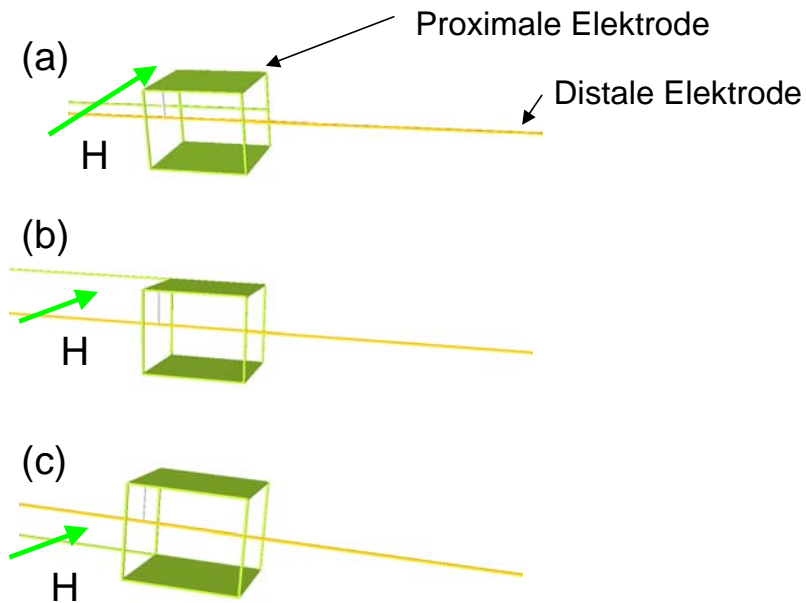
wenn man als Induktionsfläche die aufgespannte Dreiecksfläche  $A = a \cdot b / 2$  in Abb. 4.12 berücksichtigt. Die Ergebnisse zeigen, dass sich die unipolare Spannung (KEO\_U\_2mm, in Abb. 4.12 die Spannung zwischen distaler Elektrode und HSM-Gehäuse des koaxialen Elektrodenmodells nach Abb. 4.11b mit einer räumlichen Auflösung von 2 mm) sinnvoll durch das Induktionsgesetz abschätzen lässt. Die bipolare Spannung ist deutlich kleiner und im Wesentlichen durch die Einkopplung an der Elektrodenspitze bestimmt. In diesem Beispiel mit einem Elektrodenabstand von 22,6 mm ergibt sich ein Verhältnis der unipolaren zur bipolaren Spannung von 13,4.



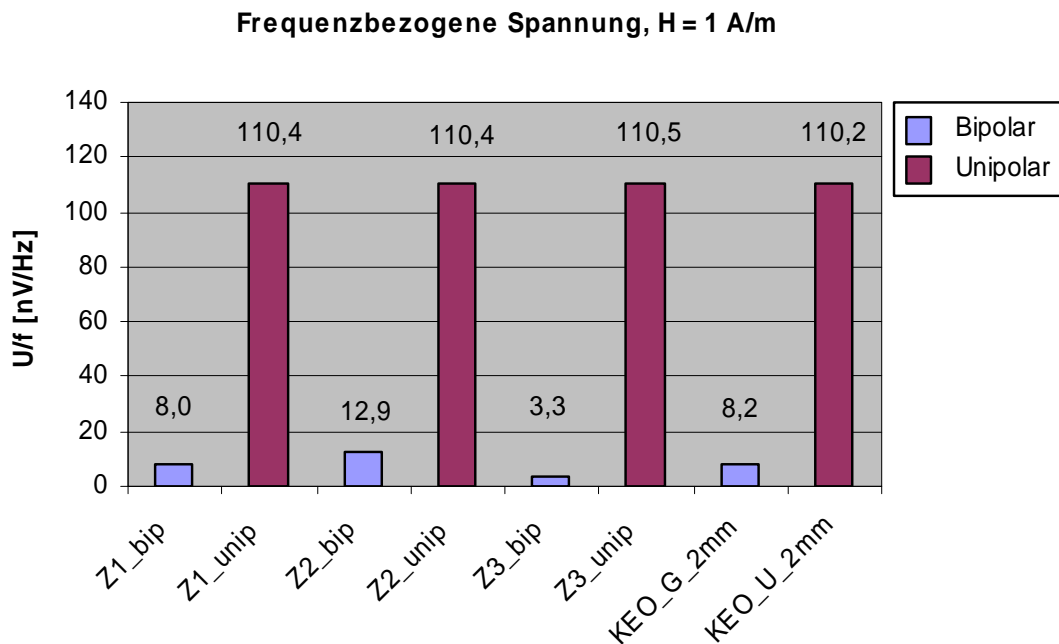
**Abb. 4.14** Unipolare und bipolare Simulationsergebnisse der koaxialen Modelle im Vergleich mit dem Induktionsgesetz für eine Exposition mit einem homogenen frontalen Magnetfeld ( $H = 1 \text{ A/m}$ )

#### 4.2.2.2 Elektrodenmodelle mit paralleler Leiterführung

Die Abb. 4.15 zeigt die untersuchten Modelle mit paralleler Leiterführung. Gelb dargestellt ist jeweils der Innenleiter und grün dargestellt der Außenleiter. Im Bereich des abgebildeten Quaders hat der Außenleiter jeweils Kontakt mit dem umliegenden Gewebe, und nach links beginnen dann die Elektrodenzuführungen als Zweidrahtleitungen bis zum Herzschrittmachergehäuse. Zudem ist in Abb. 4.15 die Richtung des magnetischen Feldes  $H$  eingezeichnet. Beim Modell Z1 in Abb. 4.15a liegen die Leiter direkt hintereinander, so dass – in Hinsicht auf die Richtung des magnetischen Feldes – keine Fläche aufgespannt wird. Beim Modell Z2 in Abb. 4.15b wird der Außenleiter ein Stück verschoben, so dass also eine zusätzliche Fläche aufgespannt wird. Ebenso bei Modell Z3 in Abb. 4.15c, allerdings ist hier eine Verschiebung in die andere Richtung realisiert.



**Abb. 4.15** Darstellung der metallischen Komponenten der Elektrodenmodelle mit paralleler Leiterführung



**Abb. 4.16** Ergebnisse der Elektrodenmodelle mit paralleler Leiterführung (Z1 bis Z3) im Vergleich zum coaxialen Modell (KEO) für eine Exposition mit einem homogenen frontalen Magnetfeld ( $H = 1 \text{ A/m}$ )

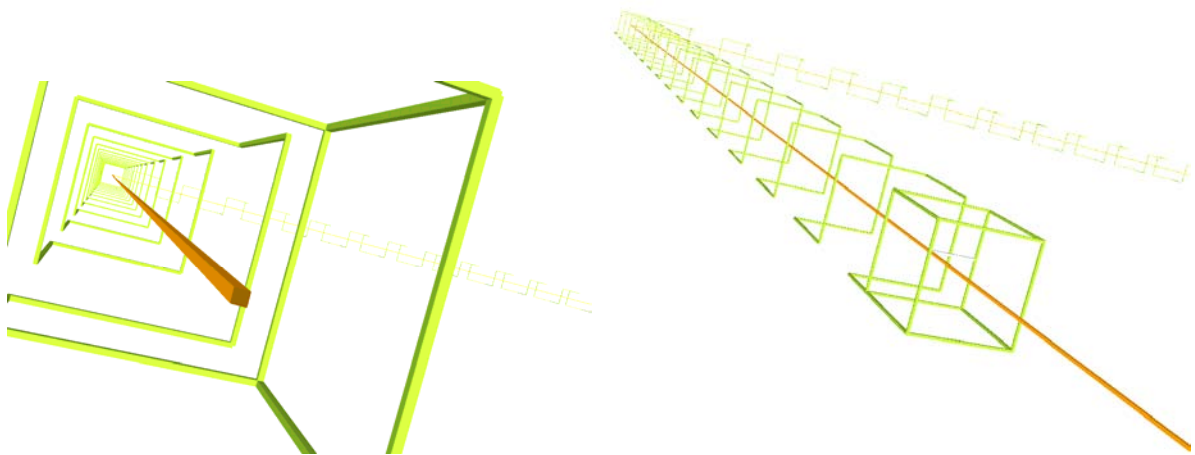
In Abb. 4.16 werden die Simulationsergebnisse zusammengefasst und mit den Ergebnissen für die coaxiale Elektrode verglichen. Die unipolare Spannung (KEO\_U\_2mm, in Abb. 4.12 die Spannung zwischen distaler Elektrode und HSM-Gehäuse des coaxialen Elektrodenmodells nach Abb. 4.11b mit einer räumlichen Auflösung von 2 mm) wird von der genauen Lage des Außenleiters erwartungsgemäß nicht beeinflusst. Die bipolare Spannung zeigt jedoch durch die zusätzlich aufge-

spannte Fläche (Modelle Z2 und Z3) je nach Orientierung einen kleineren oder größeren Wert als bei hintereinander liegenden Leiter (Modell Z1).

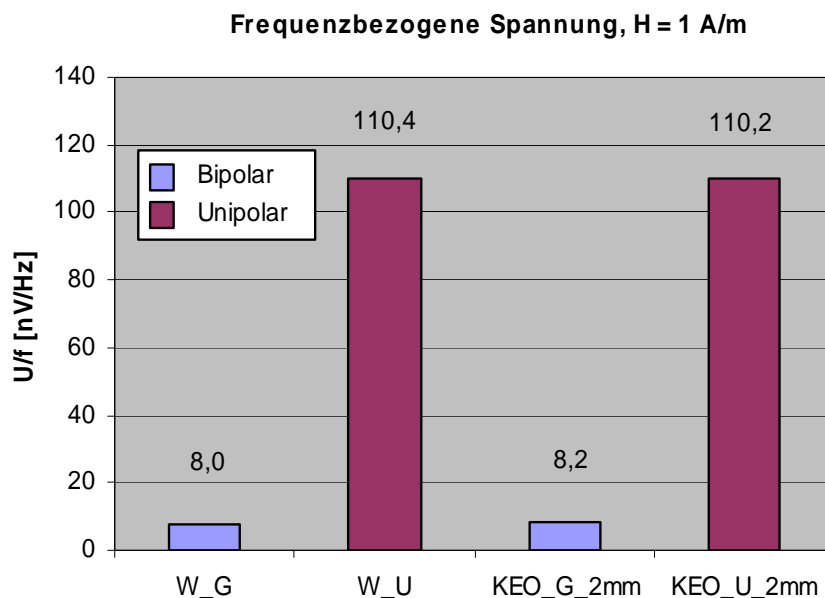
Es ergibt sich also eine sehr gute Übereinstimmung zwischen Zweidrahtmodell (Z1) und koaxialem Leiter (KEO), falls bei der Zweidraht-Elektrodenzuleitung keine Fläche aufgespannt wird.

#### 4.2.2.3 Gewendelte Elektrodenzuführung

In Abb. 4.17 ist das Simulationsmodell mit einem gewendelten Außenleiter dargestellt.



**Abb. 4.17** Elektrodenmodell mit gewandeltem Außenleiter



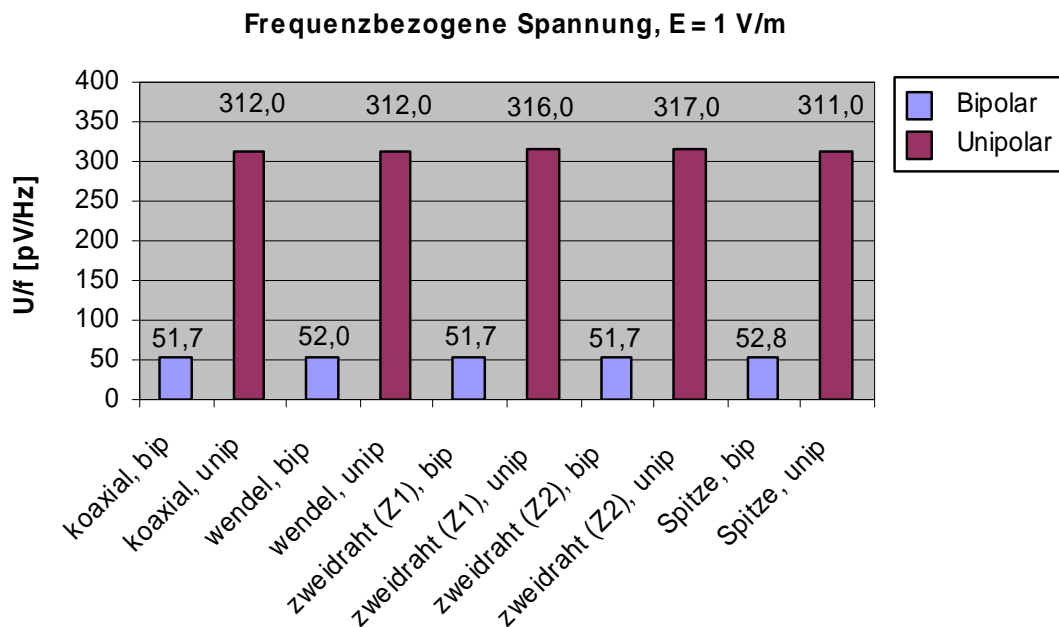
**Abb. 4.18** Ergebnisse des Elektrodenmodells mit gewendelter Leiterführung (W) im Vergleich zum koaxialen Modell (KEO) für eine Exposition mit einem homogenen frontalen Magnetfeld ( $H = 1 \text{ A/m}$ )

Die Abb. 4.18 zeigt die Simulationsergebnisse für die gewendelte Elektrode im Vergleich zum koaxialen Elektrodenmodell. Sowohl für die bipolare Spannung als auch für die unipolare Spannung ergibt sich kein signifikanter Unterschied zu den vorherigen Modellen.

### 4.2.3 Elektrodenmodelle im elektrischen Feld

Entsprechend den Untersuchungen im magnetischen Feld werden die Ergebnisse der induzierten Spannung für verschiedene Elektrodenmodelle auch bei Exposition mit einem homogenen elektrischen Feld einander gegenübergestellt. Die äußere homogene Feldstärke entspricht  $E_0 = 1 \text{ V/m}$  und ist in z-Richtung orientiert. Im Einzelnen wurden folgende Modelle untersucht:

- **Koaxial:** Koaxiales Modell mit 2 Flächenleitern für die proximale Elektrodenzuführung (Siehe Abb. 4.11 b). Minimale räumliche Auflösung 2 mm. (Das Modell entspricht dem Modell KEO\_x\_2mm in Kapitel 4.2.2.1.)
- **Wendel:** Gewendelte Elektrodenzuführung wie in Kapitel 4.2.2.3.
- **Zweidraht:** Zweidrahtmodell mit hintereinander liegenden Leitern (siehe Modell Z1 in Kapitel 4.2.2.2).
- **Tip:** Modell mit isolierter Spitze ohne Elektrodenzuführung. Die Elektrodenzuführung endet kurz oberhalb der proximalen Elektrode. Die bipolare Spannung wurde direkt an der Spitze ermittelt. Die Bestimmung der unipolaren Spannung durch Auswertung des Wegintegrals  $\int E ds$  vom Herzschrittmachergehäuse zur Elektrodenspitze entspricht [5].



**Abb. 4.19** Ergebnisse der induzierten, auf die Frequenz bezogenen Spannungen verschiedener Elektrodenmodelle für eine Exposition mit einem homogenen vertikalen elektrischen Feld ( $E = 1 \text{ V/m}$ )



Die Abb. 4.19 zeigt die Zahlenwerte der ermittelten, auf die Frequenz normierten Spannungen  $U/f$ . Es zeigen sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den unterschiedlichen Modellen.

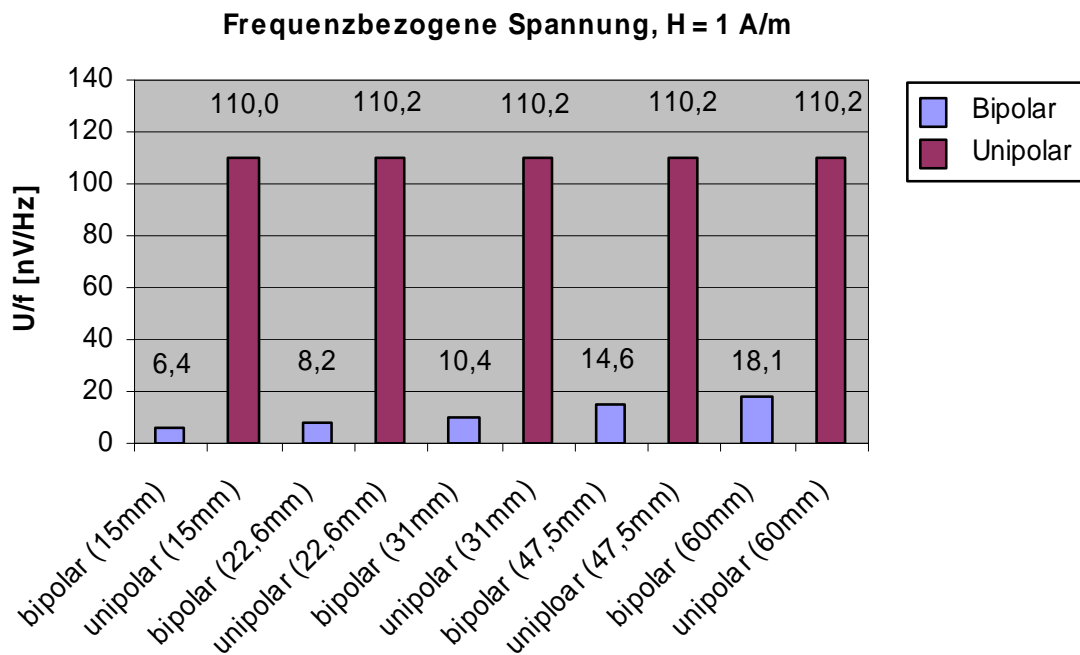
### 4.3 Untersuchung verschiedener Einflussgrößen

#### 4.3.1 Einflussgrößen im magnetischen Feld

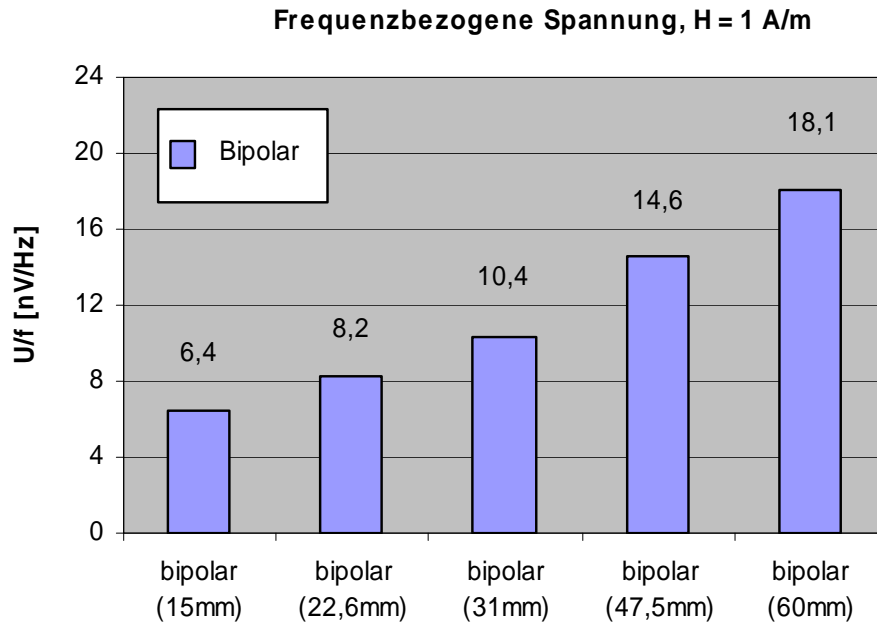
##### 4.3.1.1 Einfluss des Elektrodenabstandes

Es wird untersucht, inwiefern sich der Elektrodenabstand  $l$  auf die induzierten Spannungen auswirkt. Untersucht werden folgende Abstände: 15 mm, 22,6 mm, 31 mm, 47,5 mm und 60 mm.

In Abb. 4.20 sind die Ergebnisse für die bipolaren und unipolaren Spannungen gezeigt. Die Abb. 4.21 stellt zum besseren Vergleich allein die bipolaren Spannungen dar. Bei Betrachtung der Ergebnisse fällt auf, dass der Elektrodenabstand keinen signifikanten Einfluss auf die unipolare Spannung hat. Die bipolare Spannung steigt jedoch mit größer werdendem Elektrodenabstand deutlich an.



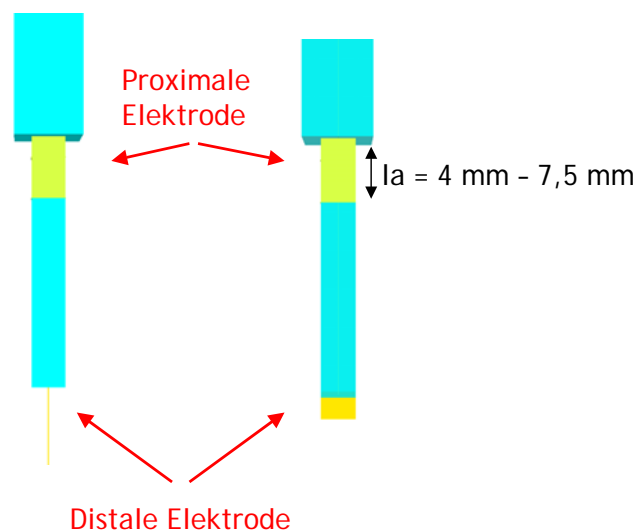
**Abb. 4.20** Ergebnisse der unipolaren und bipolaren Spannungen für verschiedene Elektrodenabstände bei Exposition mit einem homogenen frontalen Magnetfeld ( $H = 1 \text{ A/m}$ )



**Abb. 4.21** Ergebnisse der bipolaren Spannungen für verschiedene Elektrodenabstände bei Exposition mit einem homogenen frontalen Magnetfeld ( $H = 1 \text{ A/m}$ )

#### 4.3.1.2 Einfluss der Geometrie der Elektroden

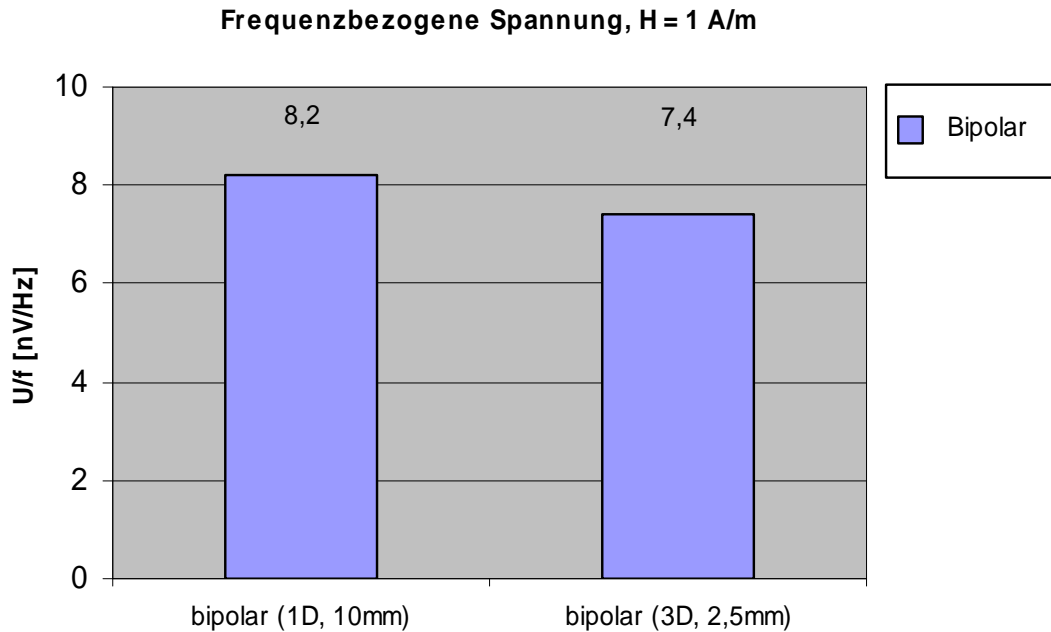
Um den Einfluss der Elektrodengeometrie auf die bipolare Spannung zu untersuchen, werden die in Abb. 4.22 gezeigten Variationen untersucht. Die Länge der proximalen Elektrode wird von 4 mm bis 7,5 mm variiert, und es werden zwei Formen von distalen Elektroden untersucht: eine eindimensionale Elektrode mit einer Länge von 10 mm und eine quaderförmige Elektrodenspitze mit einer Länge von 2,5 mm.



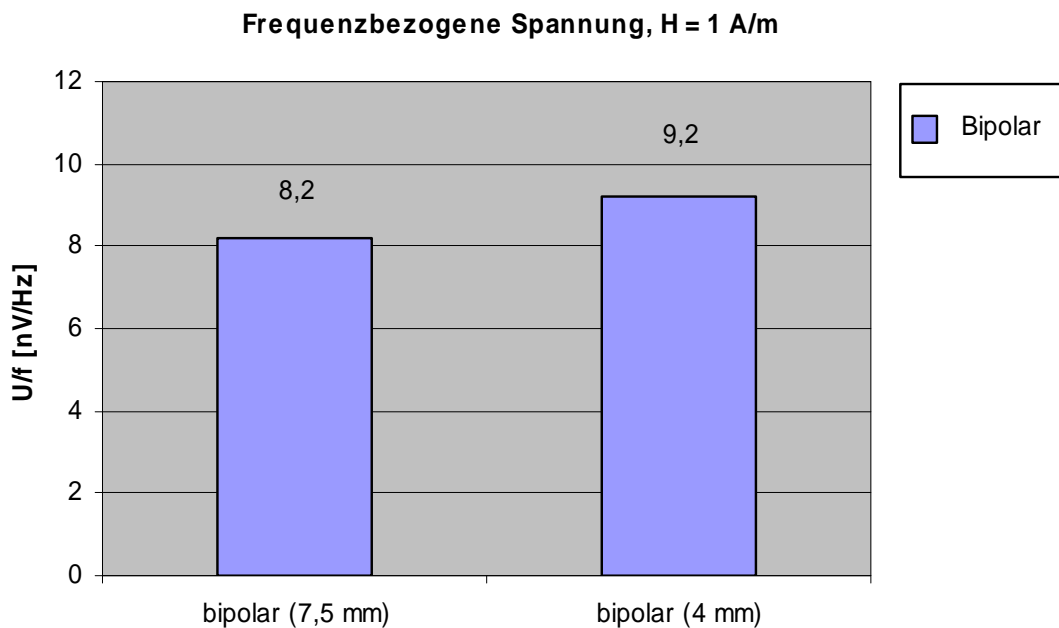
**Abb. 4.22** Verschiedene geometrische Formen der distalen und proximalen Elektrode

Die Abb. 4.23 zeigt die Ergebnisse des Quotienten  $U/f$  für die beiden untersuchten Formen der distalen Elektrode. In Abb. 4.24 sind die Ergebnisse für die beiden unter-

suchten Längen der proximalen Elektrode dargestellt. Insgesamt ergibt sich ein eher geringer Einfluss der genauen Form auf das Ergebnis.



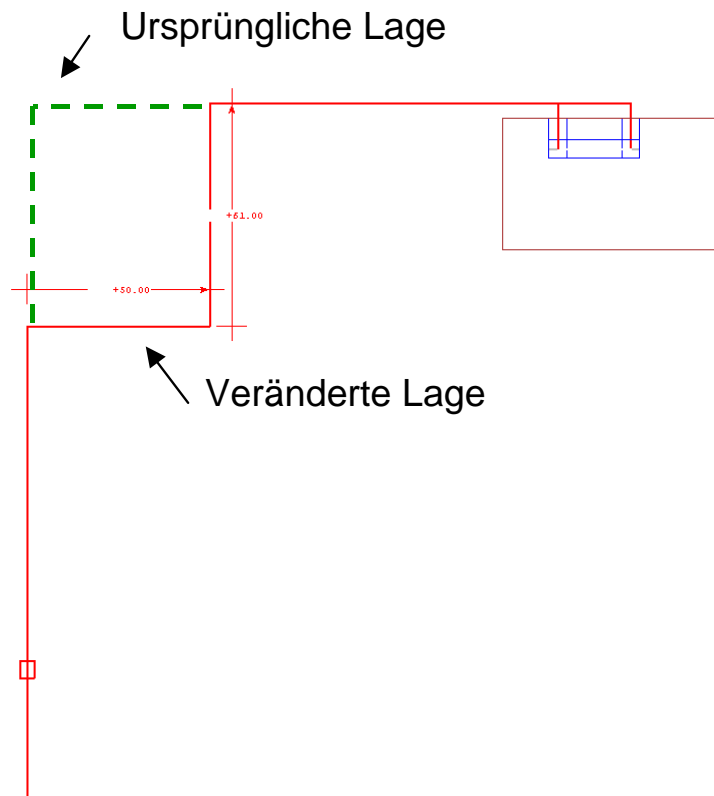
**Abb. 4.23** Ergebnisse der bipolaren Spannung für verschiedene Formen der distalen Elektrode bei Exposition mit einem homogenen frontalen Magnetfeld ( $H = 1 \text{ A/m}$ )



**Abb. 4.24** Ergebnisse der bipolaren Spannung für verschiedene Längen der proximalen Elektrode bei Exposition mit einem homogenen frontalen Magnetfeld ( $H = 1 \text{ A/m}$ )

#### 4.3.1.3 Einfluss der Lage der Elektrode im Blockmodell

Um den Einfluss der Lage der Elektrode auf die bipolare und unipolare Spannung abzuschätzen, wurde die Verlegung wie in Abb. 4.25 dargestellt variiert. Auf diese Weise wird die wirksame Fläche für die unipolare Spannung um die Fläche  $A = 50 \text{ mm} \times 61 \text{ mm}$  verringert.

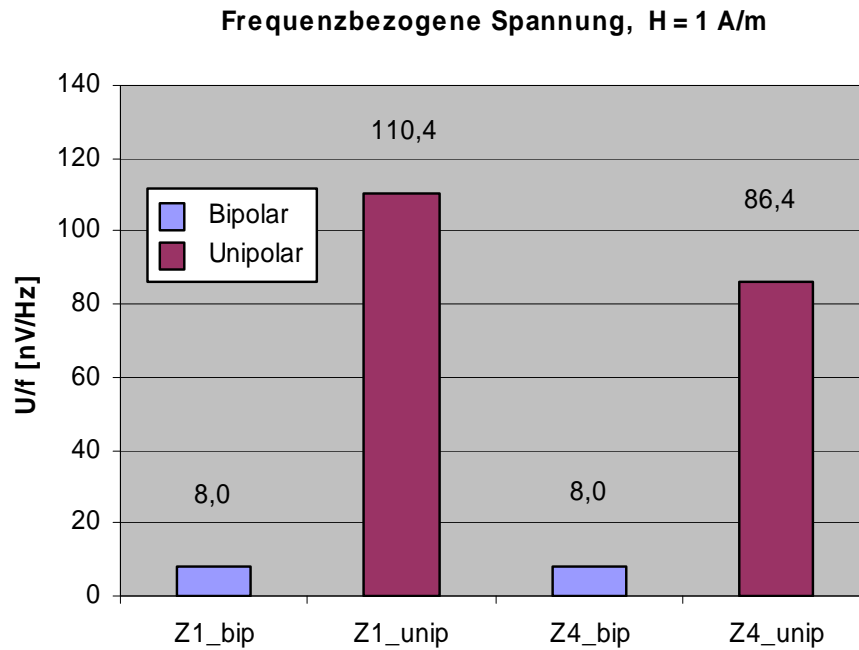


**Abb. 4.25** Variation der Lage der Elektrodenzuführung im Blockmodell

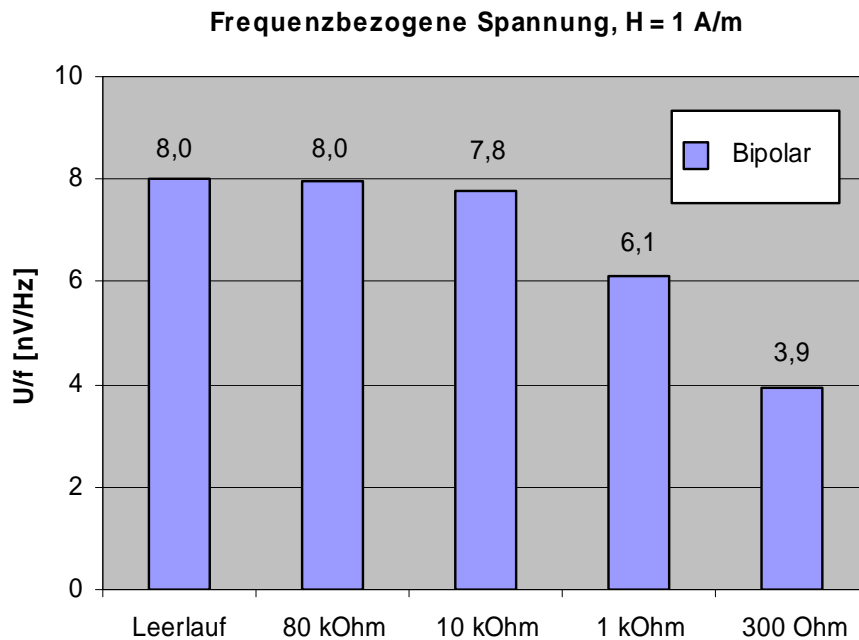
Die Abb. 4.26 zeigt die Simulationsergebnisse für die auf die Frequenz bezogene Spannung. Bei einer Veränderung der Elektrodenzuführung bleibt die bipolare Spannung unverändert. Die unipolare Spannung fällt wie erwartet ab. Das Absinken der unipolaren Spannung kann mit  $A = 50 \text{ mm} \times 61 \text{ mm}$  gemäß

$$\frac{U_i}{f} = 2\pi \mu_0 H A = 24,1 \text{ nV/Hz} \quad \text{Gl. 4.8}$$

abgeschätzt werden.



**Abb. 4.26** Ergebnisse der unipolaren und bipolaren Spannungen für eine veränderte Lage der Elektrode im Blockmodell bei Exposition mit einem homogenen frontalen Magnetfeld ( $H = 1 \text{ A/m}$ )



**Abb. 4.27** Ergebnisse der bipolaren Spannung für verschiedene Eingangswiderstände am Eingang des Herzschrittmachers bei Exposition mit einem homogenen frontalen Magnetfeld ( $H = 1 \text{ A/m}$ )

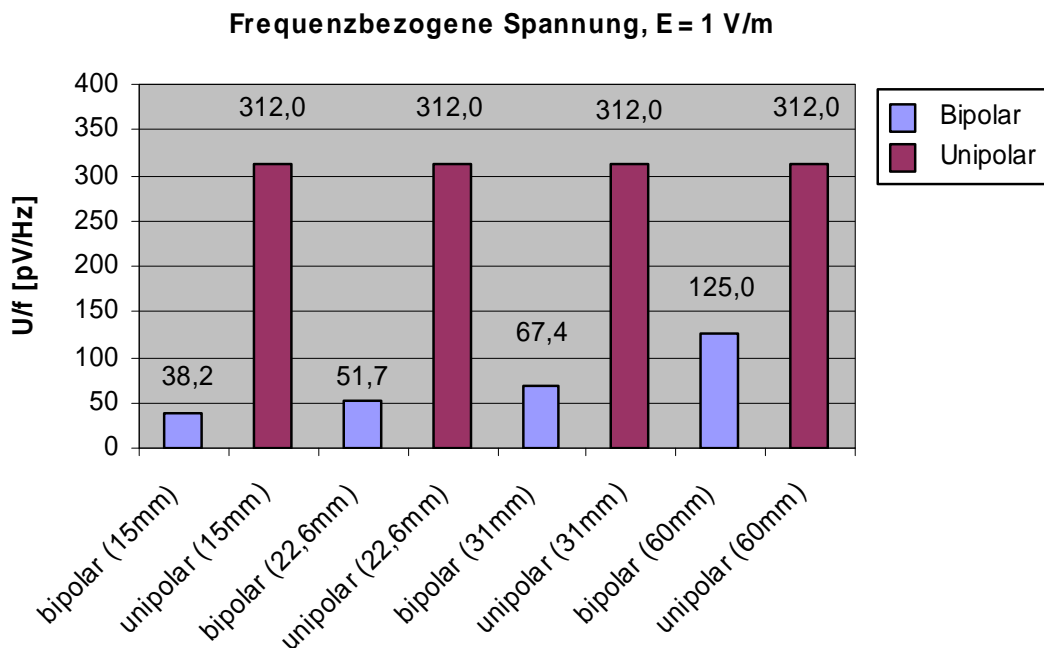
#### 4.3.1.4 Einfluss der Herzschrittmachereingangsimpedanz

Bei allen bisherigen Spannungsberechnungen wurde stets von einem Leerlauf am Eingang des Herzschrittmachers ausgegangen, da sich in diesem Fall die größte Spannung ergibt, was im Sinne dieser Untersuchung den *worst-case* darstellt. Im Folgenden wird nun die Eingangsimpedanz in einem weiten Bereich von  $300\ \Omega$  bis  $80\ \text{k}\Omega$  variiert. Die Ergebnisse sind in Abb. 4.27 gezeigt. Um den Einfluss besser verstehen zu können, wird zusätzlich in einer Simulation der Gewebewiderstand zwischen den Elektroden ermittelt. Für einen Elektrodenabstand von  $22,6\ \text{mm}$  und eine homogene Gewebeleitfähigkeit wurde für das Modell ein Widerstand des Gewebes von ca.  $300\ \Omega$  ermittelt. Der Wert ist selbstverständlich stark vom Elektrodenabstand und von der Gewebeleitfähigkeit abhängig.

### 4.3.2 Einflussgrößen im elektrischen Feld

#### 4.3.2.1 Einfluss des Elektrodenabstandes

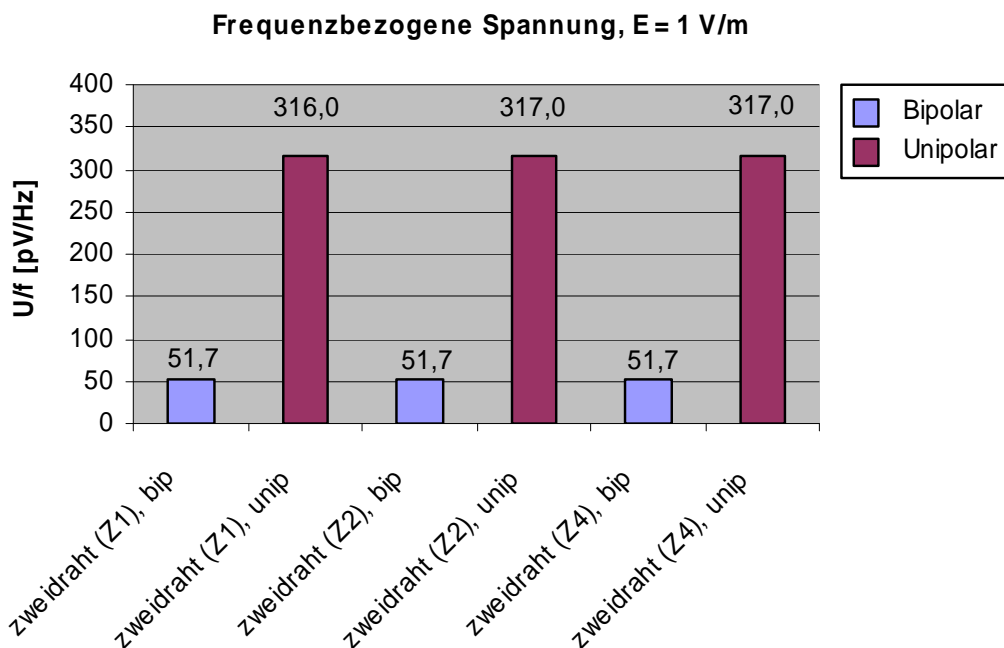
Es wird untersucht, inwiefern sich der Elektrodenabstand  $l$  auf die influenzierten Spannungen auswirkt. Untersucht werden folgende Abstände:  $15\ \text{mm}$ ,  $22,6\ \text{mm}$ ,  $31\ \text{mm}$  und  $60\ \text{mm}$ . In Abb. 4.28 sind die Ergebnisse für die bipolaren und unipolaren Spannungen gezeigt. Bei Betrachtung der Ergebnisse fällt auf, dass der Elektrodenabstand keinen signifikanten Einfluss auf die unipolare Spannung hat. Die bipolare Spannung steigt jedoch wie im Falle der Magnetfeldexposition mit größer werdendem Elektrodenabstand an.



**Abb. 4.28** Ergebnisse der unipolaren und bipolaren Spannung für verschiedene Elektrodenabstände bei Exposition mit einem homogenen vertikalen elektrischen Feld ( $E = 1\ \text{V/m}$ )

#### 4.3.2.2 Einfluss der Lage der Elektrode im Blockmodell

Um den Einfluss der Lage der Elektrode auf die bipolare und unipolare Spannung abzuschätzen, wurde die Verlegung wie in Abb. 4.25 dargestellt variiert (Modell Z4 in Kapitel 4.3.1.3). Die Abb. 4.29 zeigt die Simulationsergebnisse für die auf die Frequenz bezogene Spannung. Bei einer Veränderung der Elektrodenzuführung bleiben sowohl die bipolare als auch die unipolare Spannung unverändert. Dieses Ergebnis ist in Einklang mit den obigen Ergebnissen, bei denen gezeigt wurde, dass die bipolare und unipolare Spannung allein durch Auswertung des Linienintegrals  $\int E ds$  ermittelt werden kann.



**Abb. 4.29** Ergebnisse der unipolaren und bipolaren Spannung für eine veränderte Lage der Elektrodenzuführung im Blockmodell bei Exposition mit einem homogenen vertikalen elektrischen Feld ( $E = 1 \text{ V/m}$ )

## 4.4 Zusammenfassung

In diesem Kapitel wurde ein kanonisches Herzschrittmachermodell in ein stark vereinfachtes Körpermodell eingesetzt, um grundsätzliche Modellierungsfragen zu klären. Aus den Simulationsergebnissen können eine Reihe von Regeln für sinnvolle Vereinfachungen bei der Modellbildung abgeleitet werden, die im Folgenden zusammengefasst sind:

- In Hinsicht auf den geometrischen Aufbau haben verschiedene Modellierungsvarianten (koaxialer Aufbau, gewendelter Aufbau, Zweidrahtmodell) zu gleichen bipolaren Spannungen am Eingang des Herzschrittmachers geführt, so dass also die genaue Struktur der Zuführung keine Rolle spielt. Bei der Zweidrahtvariante ist jedoch darauf zu achten, dass durch die Führung von Außen- und Innenleiter nicht eine zusätzliche Fläche aufgespannt wird.

- Simulationsmodelle mit einer minimalen räumlichen Auflösung von 2 mm und 1 mm führten zu gleichen bipolaren Spannungen am Herzschrittmachereingang. Somit ist keine weitere Verfeinerung der Strukturen notwendig.
- Der Abstand der Elektroden zeigt einen deutlichen Einfluss auf die Spannung am Herzschrittmachereingang: je größer der Abstand, desto größer die Spannung. Der Elektrodenabstand ist somit als eine wichtige Einflussgröße bei weiteren Simulationen zu beachten.
- Die genaue Form der Kontaktfläche mit dem Gewebe, also die Gewebekontaktierung der Elektrodenspitze (distale Elektrode) und des Elektrodenrings (proximale Elektrode), hat nur einen untergeordneten Einfluss und wird daher bei weiteren Simulationen nicht weiter untersucht.
- Die Herzschrittmachereingangsimpedanz kann vereinfachend durch einen Leerlauf repräsentiert werden und muss im Einzelnen nicht weiter modelliert werden, da sie deutlich größer als der Gewebewiderstand ausfällt.
- Bei Exposition mit einem reinen elektrischen Feld zeigt sich, dass auf eine explizite Modellierung der Elektrodenzuführung gänzlich verzichtet werden kann und sich sowohl bipolare als auch unipolare Spannung sehr gut allein aus dem Wegintegral  $\int E ds$  ermitteln lassen. Der Weg, auf dem die Elektrode verlegt wird, ist somit ohne Bedeutung. Allein die Lage der Elektrodenspitze, des Elektrodenrings und des Herzschrittmachergehäuses bestimmen die Spannungen.
- Bei einem reinen magnetischen Feld ist für die Ermittlung der bipolaren Spannung die genaue Verlegung der Elektrodenzuführung unerheblich. Bei Betrachtung der unipolaren Spannung bestimmt die Elektrodenzuführung jedoch die aufgespannte Fläche und ist daher sorgfältig zu berücksichtigen.



## 5 Herzschrittmacher im Körpermodell

### 5.1 Realer Herzschrittmacher

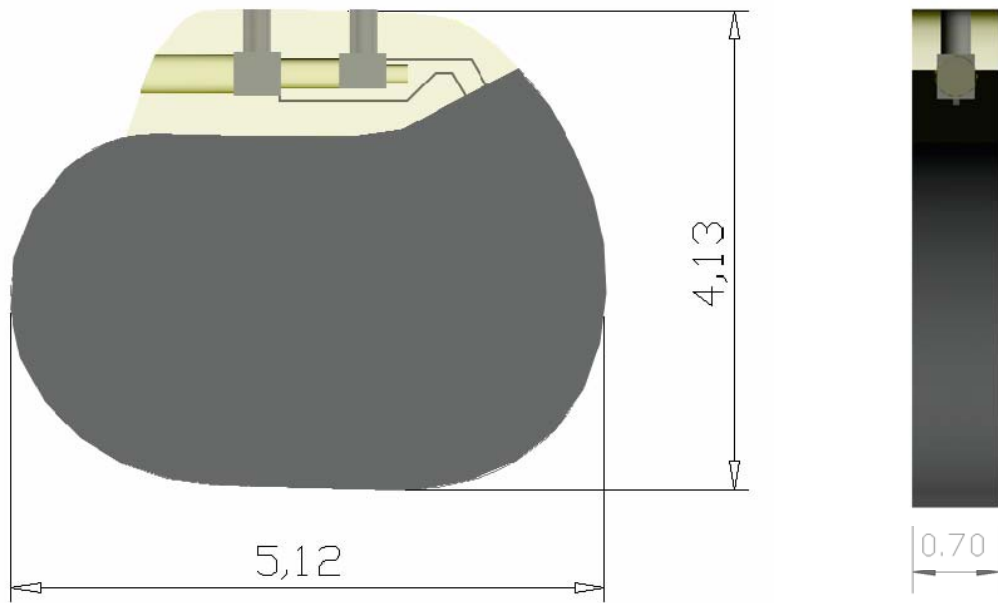
Basierend auf den Ergebnissen zur Modellierung bipolarer Elektrodenanordnungen in Kapitel 4 wird im Folgenden das Modell eines bipolaren Herzschrittmachers vorgestellt, das in ein anatomisches Ganzkörpermodell unter Berücksichtigung der anatomischen Implantationssituation eingebettet wird.

Die Abb. 5.1 zeigt das Foto eines modernen bipolaren Herzschrittmachers nach Entfernen der metallischen Abdeckung inklusive der Herzschrittmacherelektronik.



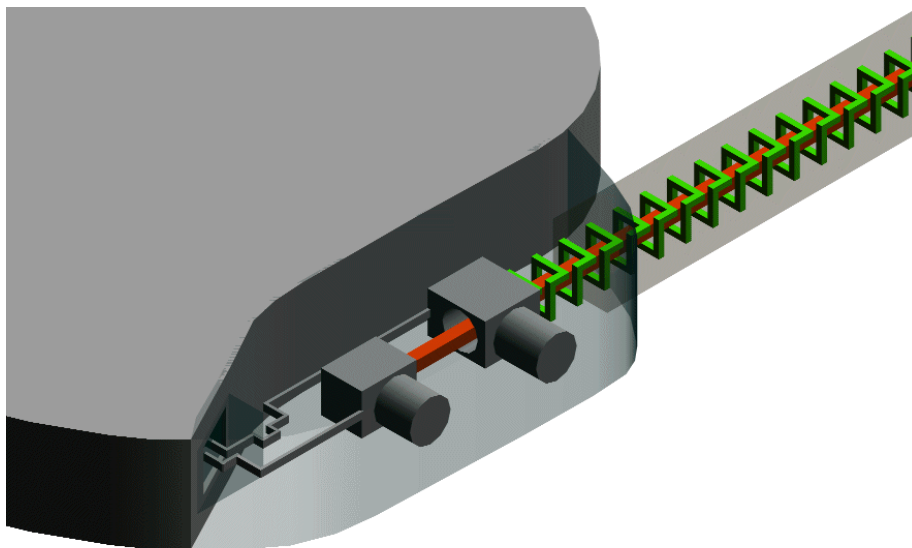
**Abb. 5.1** Moderner bipolarer Herzschrittmacher nach Entfernen der metallischen Abdeckung (links) und Herzschrittmacherelektronik (rechts)

In Abb. 5.2 ist das mit AutoCAD generierte Simulationsmodell zur Untersuchung des Kopplungsmodells des bipolaren Herzschrittmachers dargestellt. Gezeigt ist das metallische Gehäuse mit der dielektrischen Abdeckung. In der Abdeckung befindet sich der Elektrodenanschluss für eine bipolare Elektrode. Bei Exposition mit einem homogenen elektrischen Feld ist das Herzschrittmachergehäuse als gefülltes ideal metallisch leitendes Volumen berücksichtigt. Für Frequenzen im Bereich von 10 Hz bis zu einigen Kilohertz ist das metallische Gehäuse des Herzschrittmachers für magnetische Felder praktisch transparent, d. h. die magnetischen Feldlinien durchlaufen das Gehäuse ungestört. Aus diesem Grund wird bei Exposition mit einem niederfrequenten Magnetfeld dem Herzschrittmachergehäuse eine elektrische Leitfähigkeit von  $\sigma = 100 \text{ S/m}$  zugewiesen, so dass es gegenüber dem biologischen Gewebe eine sehr viel höhere Leitfähigkeit aufweist und für die magnetischen Felder noch transparent ist.



**Abb. 5.2** Abmessungen des bipolaren Herzschrittmachermodells (Maße in cm)

Die in Abb. 5.3 dargestellte Detaildarstellung des bipolaren Elektrodenanschlusses und einer gewendelten Struktur der proximalen Elektrode macht deutlich, dass die Möglichkeiten zur Modellierung der bipolaren Elektrode eingeschränkt sind bzgl. der Nachbildung der helixförmigen Struktur des Außenleiters und der i. a. mehrfachen Wendelung des Elektrodendrahtes.

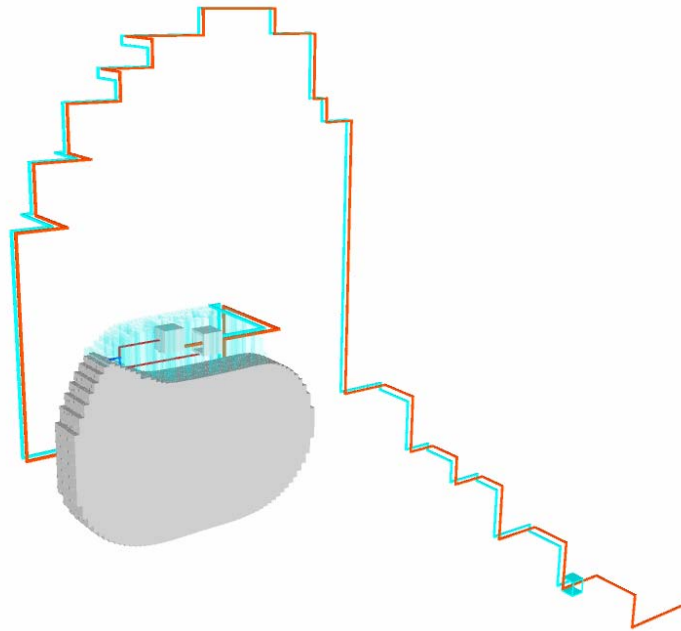


**Abb. 5.3** Detaildarstellung des Elektrodenanschlusses beim bipolaren Herzschrittmacher

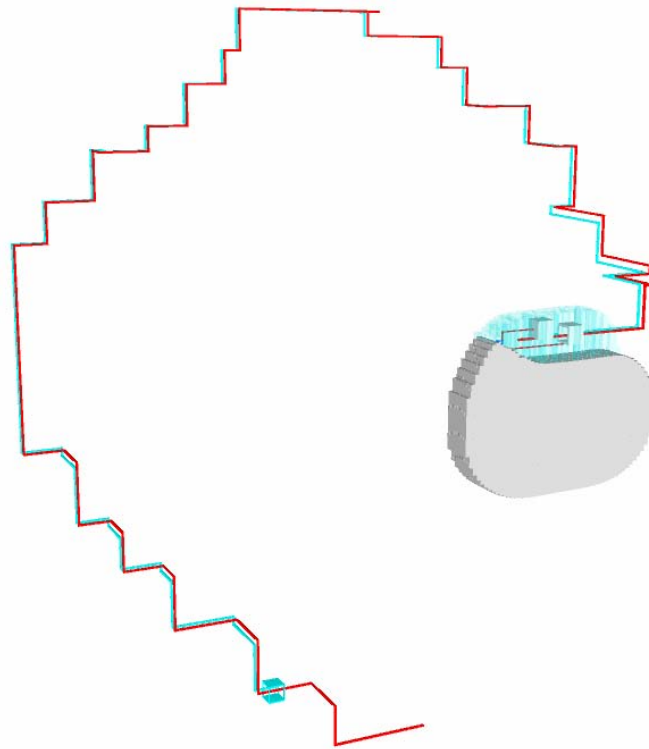
Die Untersuchungen in Kapitel 4.2 zeigen, dass die komplexe Elektrode eines bipolaren Herzschrittmachers durch eine Zweidrahtleitung modelliert werden kann. Dabei muss sichergestellt sein, dass zwischen dem Innenleiter (distale Elektrode) und dem Außenleiter (proximale Elektrode) keine Fläche aufgespannt wird, die von den magnetischen Feldlinien durchsetzt werden kann.

In Abb. 5.4 ist das diskretisierte numerische Modell des Herzschrittmachers in rechtspektoraler Implantationsweise mit dem S-förmigen Elektrodenverlauf und in Abb. 5.5 mit dem für die linkspektoralen Implantationstechnik typischen kreisförmigen Verlauf der Elektrodenanordnung dargestellt. Im Körpermodell ist die Führung der Elektrodenanordnung im Herzbereich und im Bereich der oberen Hohlvene für beide Implantationstechniken identisch.

Für das numerische Modell wird ein Elektrodenabstand von 46 mm angenommen. Der Einfluss des Elektrodenabstands auf die bipolare Spannung wird für weitere Elektrodenabstände untersucht.



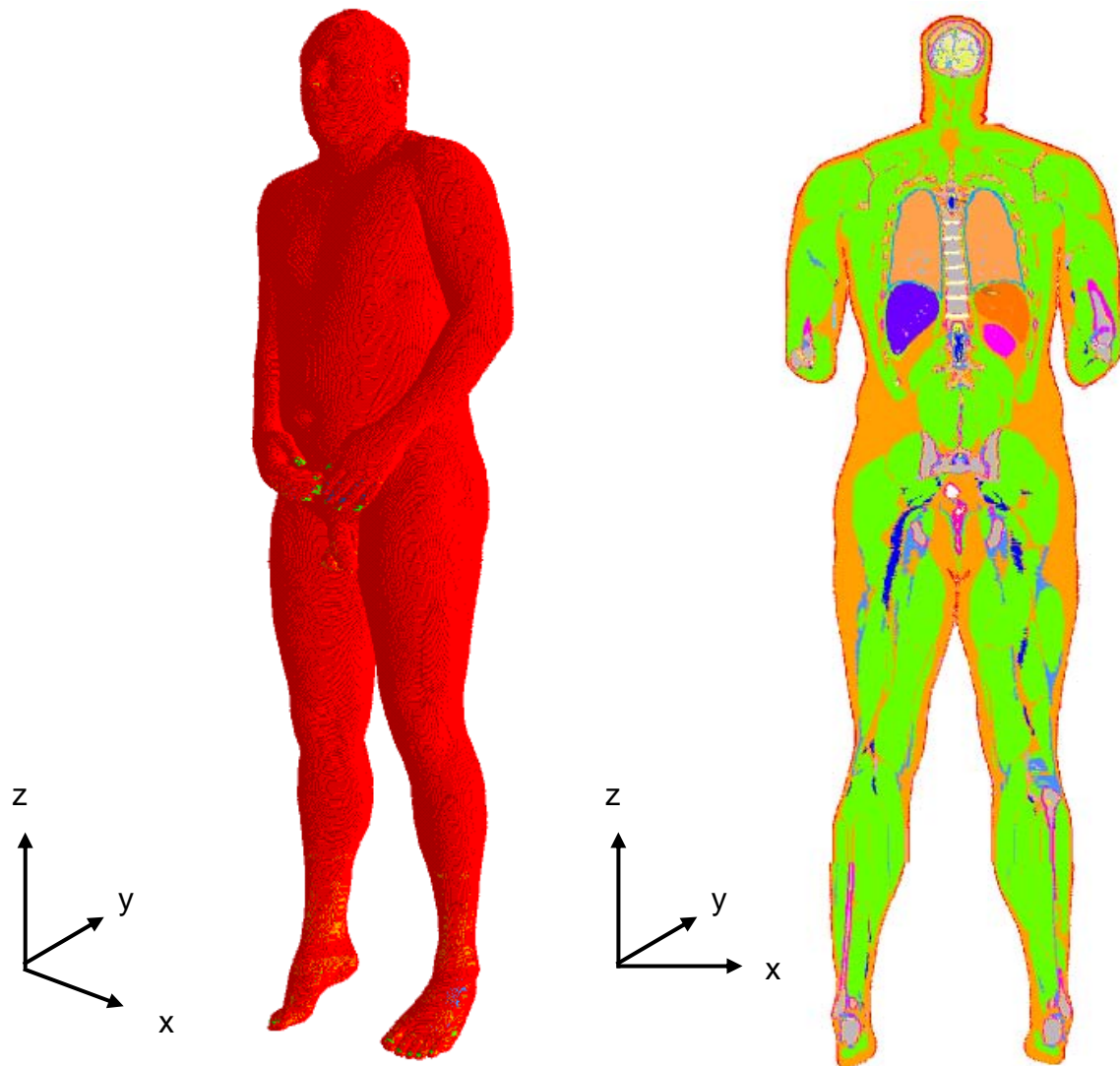
**Abb. 5.4** Diskretisiertes Simulationsmodell des Herzschrittmachers mit bipolarer Elektrodenanordnung in rechtspektoraler Implantationstechnik ohne Isolation der Elektrode



**Abb. 5.5** Diskretisiertes Simulationsmodell des Herzschrittmachers mit bipolarer Elektrodenanordnung in linksspektoraler Implantationstechnik ohne Isolation der Elektrode

## 5.2 Simulationsmodell des menschlichen Körpers

In Abb. 5.6 ist eine Detaildarstellung des Körpermodells des US-amerikanischen Air-Force-Research-Laboratory (AFRL) wiedergegeben [28]. Das Modell basiert auf dem „Visible-Human“-Datensatz und liegt in einer räumlichen Auflösung von 1 bis 3 mm vor. Das Modell unterscheidet ca. 40 verschiedene Gewebearten. Die dielektrischen Eigenschaften der biologischen Gewebe werden mit Hilfe des parametrischen Modells von Gabriel [13], das im Frequenzbereich von 10 Hz bis 100 GHz verwendbar ist, bestimmt.

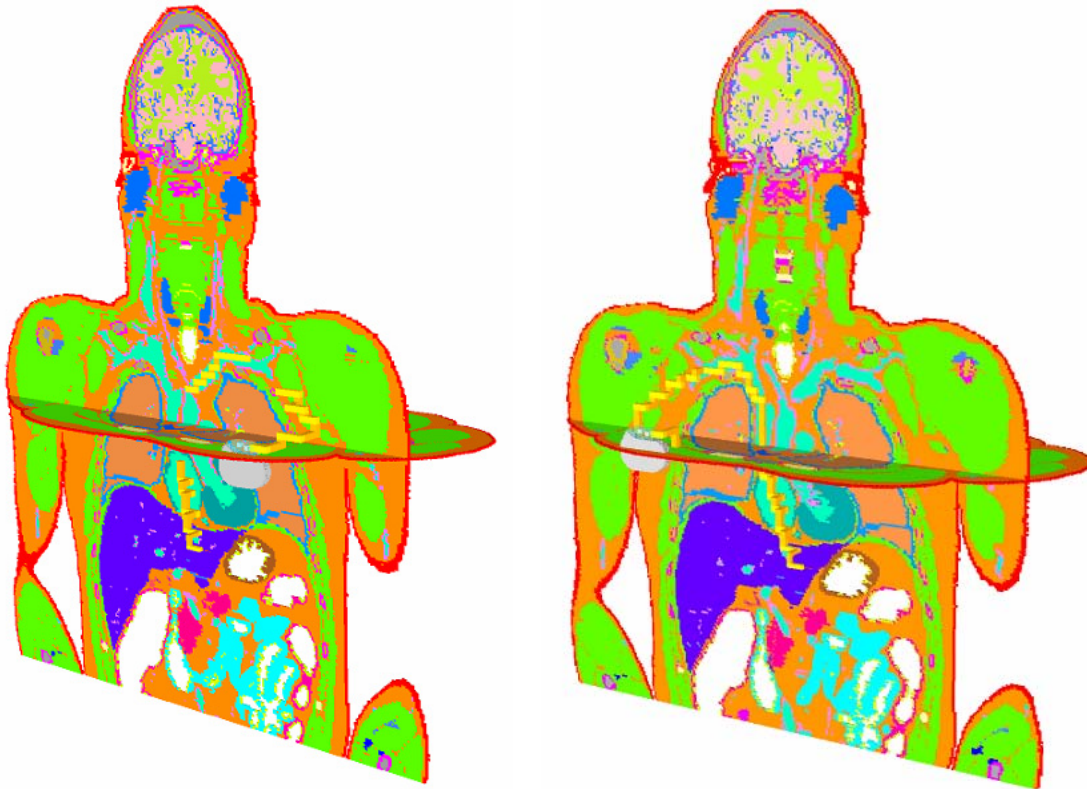


**Abb. 5.6** AFRL-Körpermodell mit einer Auflösung von 2 mm

### 5.3 Herzschrittmacher im Simulationsmodell des menschlichen Körpers

Zur Untersuchung des Kopplungsmodells wird der Herzschrittmacher in rechts- und linkspektoraler Implantationsweise in das AFRL-Körpermodell eingebracht. Das Herzschrittmachergehäuse ist hierbei im rechten und linken Brustbereich des Körpermodells untergebracht. Die Implantationstiefe beträgt ca. 5 mm.

Zur Veranschaulichung der Implantation des Herzschrittmachers in das Körpermodell ist in Abb. 5.7 eine koronale und transversale Schnittebene des numerischen Körpermodells dargestellt. Detailliertere Ansichten der transversalen Schnittebenen mit implantiertem Herzschrittmacher sind in Abb. 5.8 und Abb. 5.9 gezeigt.

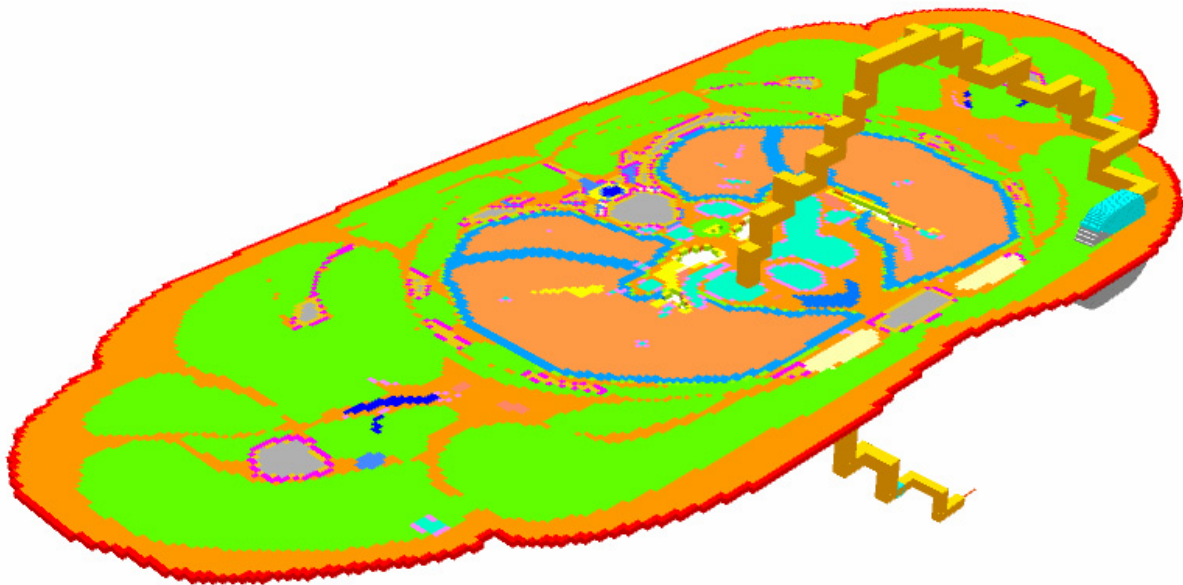


a) linkspektoral

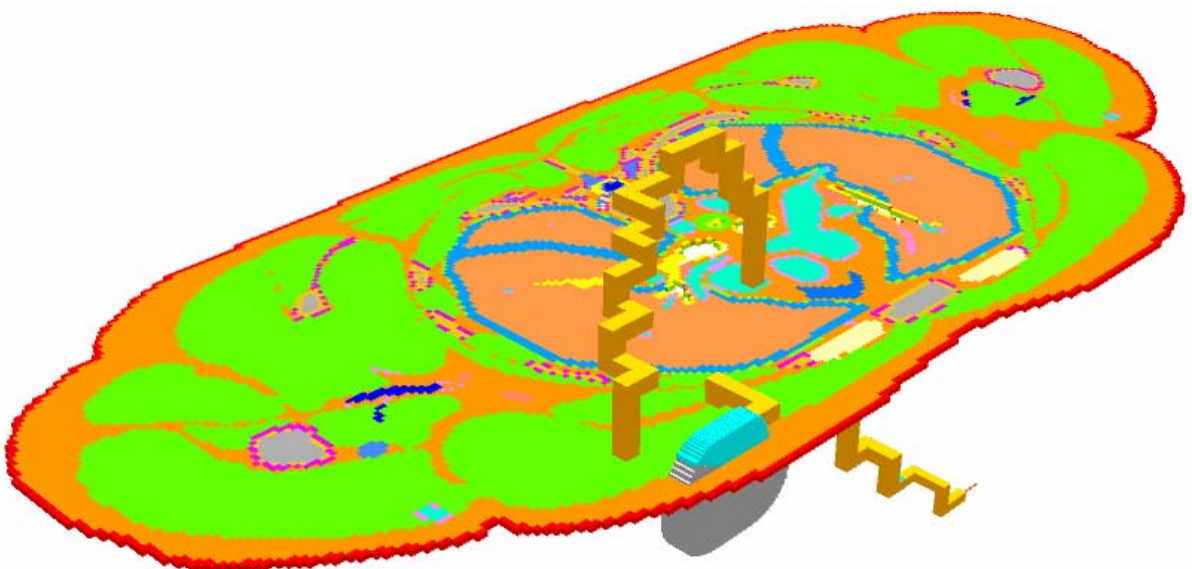
b) rechtspektoral

**Abb. 5.7** Transversale und koronale Schnittebene zur Darstellung der Lage des Herzschrittmachers im Körpermodell bei linkspektoraler (Bild links) und rechtspektoraler (Bild rechts) Implantation (Ansicht von schräg vorn)

Der Herzschrittmacher mit der Elektrode liegt hier vor der dargestellten frontalen Schnittebene durch den Körper, so dass die Lage relativ zur Hohlvene und zum Herzen beurteilt werden kann. In dieser frontalen Ebene verläuft die Elektrode durch die obere Hohlvene und einen Teil der Schlüsselbeinvene. Im Bereich des Herzens und im Schulterbereich liegt die Elektrode räumlich vor dieser Ebene, so dass sie im Schulterbereich an das Gehäuse des Herzschrittmachers Anschluss findet und im Bereich des Herzens mit der Elektroden Spitze in der rechten Herzkammer endet.

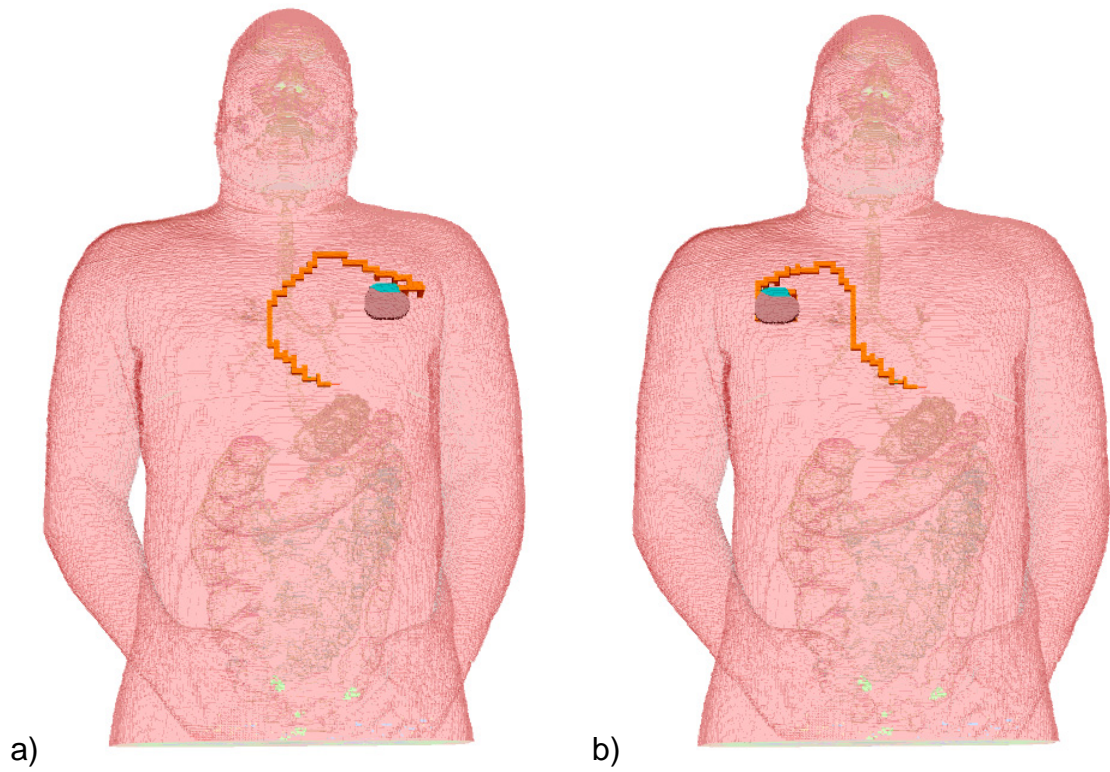


**Abb. 5.8** Transversale Schnittebene zur Beschreibung der Lage des Herzschrittmachers im Körpermodell bei linkspektoraler Implantation (Ansicht von schräg oben)



**Abb. 5.9** Transversale Schnittebene zur Beschreibung der Lage des Herzschrittmachers im Körpermodell bei rechtspektoraler Implantation (Ansicht von schräg oben)

Für eine transparente Oberfläche des Körpermodells ist in Abb. 5.10 die links- und rechtspektorale Implantation des Herzschrittmachers im Brustbereich des Modells dargestellt.



**Abb. 5.10** Lage des Herzschrittmachers im Körpermodell bei a) links- und b) rechtspektoraler Implantationsweise im Körpermodell (Ansicht mit transparenter Körperoberfläche)



## 6 Validierung der Simulationsergebnisse

Zur Vermeidung von Fehlern beim Editieren der zu simulierenden Strukturen, lässt sich für die Exposition mit einem magnetischen und elektrischen Feld eine Abschätzung über die am Herzschrittmachereingang hervorgerufene unipolare Spannung (Spannungsabfall über distale Elektrode und Herzschrittmacher-Gehäuse) durchführen.

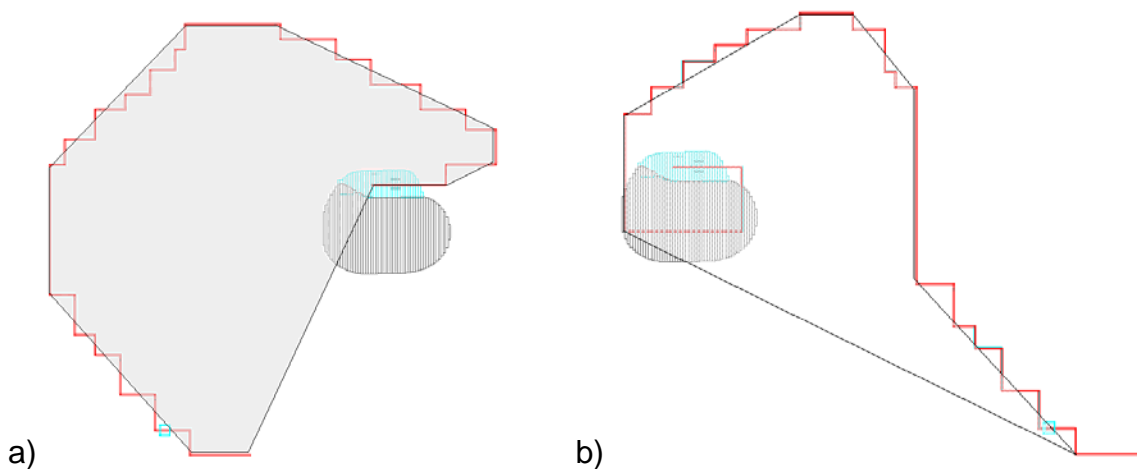
### 6.1 Magnetisches Feld

Die am Herzschrittmachereingang numerisch ermittelte unipolare Spannung lässt sich bei Exposition mit einem magnetischen Feld  $H$  mit dem Induktionsgesetz

$$U_i = 2\pi f \mu_0 H A \quad \text{Gl. 6.1}$$

abschätzen [16]. Da bei den numerischen Modellen eine dreidimensionale Elektrodenführung vorliegt, wird in Gl. 6.1 für die von der distalen Elektrode aufgespannte Fläche  $A$  die senkrechte Projektionsfläche herangezogen.

In Abb. 6.1 sind für die verschiedenen Implantationsvarianten die Projektionsflächen der distalen Elektrode (unipolare Elektrode) skizziert.



**Abb. 6.1** Darstellung der aufgespannten Projektionsflächen der Konfiguration aus Herzschrittmacher und distaler Elektrode für die a) linkspektoriale und b) rechtspektoriale Implantationstechnik

Für die verschiedenen Implantationsweisen sind die Ergebnisse der induzierten Spannung nach dem Induktionsgesetz Gl. 6.1  $U_i$  und der aus der Simulation in einem inhomogenen Körpermodell ermittelten unipolaren Spannung  $U_{unip}$  in Tab. 6.1 nach Skalierung auf eine Frequenz von 50 Hz aufgelistet. Die Anregung findet mit einem frontalen magnetischen Feld  $H_y = 1 \text{ A/m}$  statt.

**Tab. 6.1** Vergleich der aus dem Induktionsgesetz ermittelten Spannung  $U_i$  mit der im inhomogenen Körpermodell berechneten unipolaren Spannung  $U_{unip}$  für eine Exposition mit einem frontalen Magnetfeld ( $H_y = 1 \text{ A/m}$ ,  $f = 50 \text{ Hz}$ )

Implantationsweise	A [cm <sup>2</sup> ]	$U_i(50 \text{ Hz}) [\mu\text{V}]$	$U_{unip}(50 \text{ Hz}) [\mu\text{V}]$
linkspektoral	169	6,67	5,24
rechtspektoral	113	4,46	4,23

## 6.2 Elektrisches Feld

Im Fall der Anregung mit einem senkrechten homogenen elektrischen Feld lässt sich die Potentialdifferenz zwischen dem Herzschrittmachergehäuse und der Spitze der distalen Elektrode mit der Beziehung

$$U = \int_{\text{Spitze}}^{\text{Gehäuse}} \mathbf{E} ds \quad \text{Gl. 6.2}$$

validieren [5], [16]. Dabei kann auf die Modellierung der Elektrodenanordnung komplett verzichtet werden. Entscheidend ist allein die Lage des Herzschrittmachergehäuses und der Elektrodenspitze im Körpermodell.

Für das im nachfolgenden Kapitel 7 verwendete Standardmodell eines in einem anatomischen Körpermodell implantierten Herzschrittmachers (Elektrodenabstand 4,6 cm), bei dem sich die Spitze der distalen Elektrode in Herzmuskelgewebe und der Elektrodenring der proximalen Elektrode in Blut befindet, listet Tab. 6.2 die simulierten ( $U_{unip}$ ) und aus Gl. 6.2 bestimmten ( $U_{int}$ ) unipolaren Spannungen auf.

**Tab. 6.2** Vergleich der nach [5] ermittelten Spannung  $U_{int}$  mit der im inhomogenen Körpermodell berechneten unipolaren Spannung  $U_{unip}$  für eine Exposition mit einem vertikalen elektrischen Feld ( $E_z = 1 \text{ A/m}$ ,  $f = 50 \text{ Hz}$ )

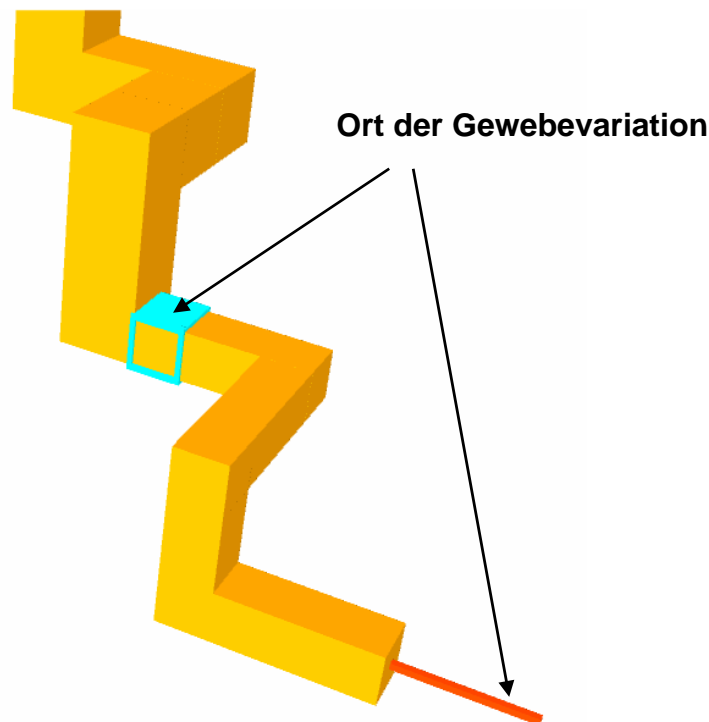
Implantationsweise	$U_{int}(50 \text{ Hz}) [\text{nV}]$	$U_{unip}(50 \text{ Hz}) [\text{nV}]$
linkspektoral	32,70	32,70
rechtspektoral	35,35	35,45

## 7 Simulationsergebnisse

In den folgenden Abschnitten wird für die links- und rechtspektorale Implantationsweise die Beeinflussung der bipolaren Spannung am Herzschrittmachereingang für verschiedene Expositionsszenarien untersucht.

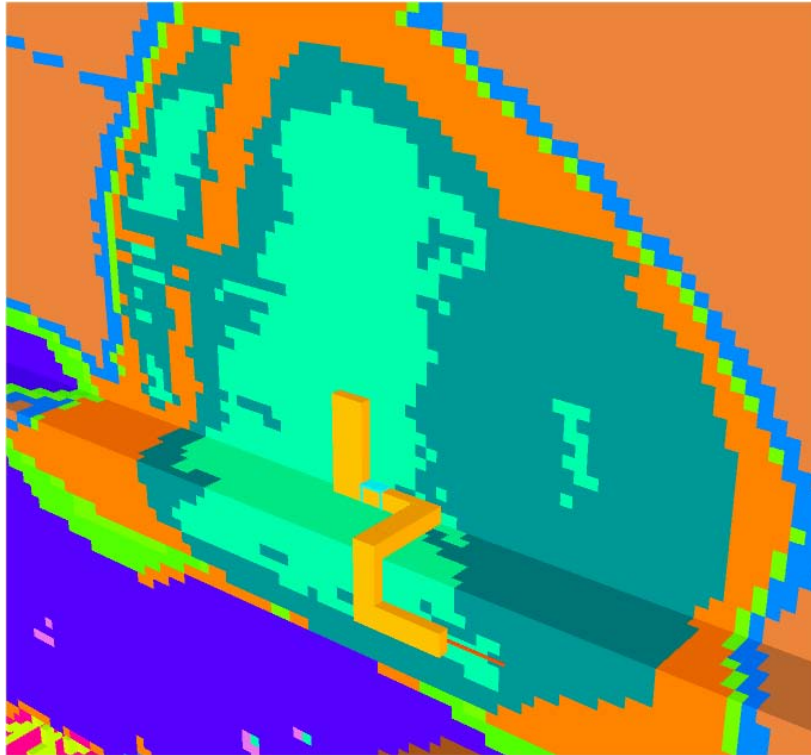
### 7.1 Variation des Herzgewebes im Bereich der Elektrodenspitze

Bedingt durch die Verlegung der bipolaren Elektrode an unterschiedlichen Stellen im Herzen kommt es, wie in Abb. 7.1 angedeutet, zu Variationen in der Kontaktierung der Elektrodenspitze mit dem umgebenden Gewebe.



**Abb. 7.1** Ort der Gewebevariation im Bereich der Elektrodenspitze

Auch unterschiedliche Diskretisierungen des FDTD-Gitters im Bereich der Elektrodenspitze können zu derartigen Variationen führen. Zur Abschätzung des Einflusses der Kontaktierung der Elektrodenspitze einer bipolaren Elektrode mit unterschiedlichem Herzgewebe werden drei Fälle untersucht, in denen das Herzgewebe im Bereich der Elektrodenspitze variiert wird. Ausgehend von der Standardkonfiguration nach Abb. 7.2, bei der sich die Spitze der distalen Elektrode in Herzmuskelgewebe und der Elektrodenring der proximalen Elektrode in Blut befindet, werden drei weitere Gewebevariationen im Bereich der Elektrodenspitze betrachtet. In der ersten Variation (Variation 1) befindet sich die Spitze der distalen Elektrode und die Ringelektrode in Blut. Im Gegensatz zur ersten Variation liegt bei der zweiten Gewebevariation (Variation 2) der Elektrodenring in Herzmuskelgewebe. Bei der dritten Variation (Variation 3) sind Elektrodenspitze und Elektrodenring von Herzmuskelgewebe umgeben.



**Abb. 7.2** Perspektivische Darstellung der Gewebeverteilung im Herzen für das Standardsimulationsmodell im Bereich der Elektrodenspitze

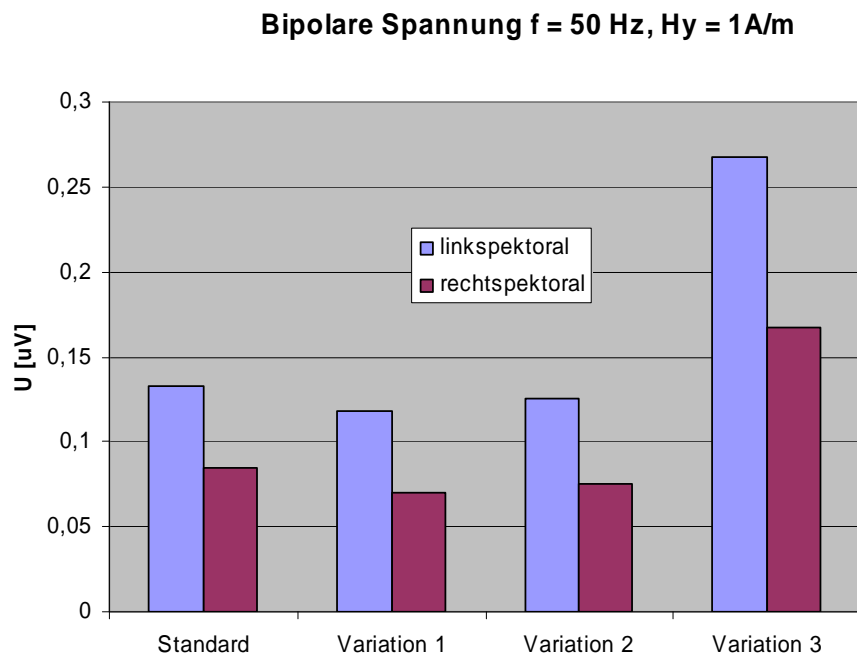
### 7.1.1 Frontales magnetisches Feld

In Tab. 7.1 sind für die verschiedenen Gewebevariationen die Ergebnisse der induzierten bipolaren Spannung nach Skalierung auf eine Frequenz von 50 Hz für die rechtspektorale (rp) und linkspektorale (lp) Implantationsweise aufgelistet. Die Anregung findet mit einem frontalen magnetischen Feld  $H_y = 1 \text{ A/m}$  statt. Die Ergebnisse der bipolaren Spannungen nach Tab. 7.1 sind zum besseren Vergleich in Abb. 7.3 grafisch dargestellt.

Der größte Einfluss stellt sich ein, wenn sich die gesamte Elektrodenspitze im Herzmuskelgewebe befindet. Der Unterschied zur Standardkonfiguration, bei der sich nur ein Teil der Spitze der distalen Elektrode im Herzmuskelgewebe befindet, beträgt bei der rechtspektoralen 70% und bei der linkspektoralen Implantationsweise über 100%. Für die Gewebevariation 3 nach Tab. 7.1 ist die Elektrodenspitze relativ gut gegen im Herz befindliches Blut isoliert. Die elektrische Leitfähigkeit von Blut ist um einen Faktor zehn größer als die von Herzmuskelgewebe.

**Tab. 7.1** Simulationsergebnisse der induzierten bipolaren Spannung  $U$  für verschiedene Gewebekonstellationen im Bereich der Elektrodenspitze bei Exposition mit einem frontalen Magnetfeld ( $H_y = 1 \text{ A/m}$ ,  $f = 50 \text{ Hz}$ )

Modell	Implantationsweise	$U(50 \text{ Hz}) [\mu\text{V}]$
Standard	lp	0,133
	rp	0,085
Variation 1	lp	0,118
	rp	0,070
Variation 2	lp	0,126
	rp	0,075
Variation 3	lp	0,268
	rp	0,168



**Abb. 7.3** Vergleich der bipolaren Spannung für verschiedene Gewebevariationen im Bereich der Elektrodenspitze bei Exposition mit einem frontalen Magnetfeld ( $H_y = 1 \text{ A/m}$ ,  $f = 50 \text{ Hz}$ )

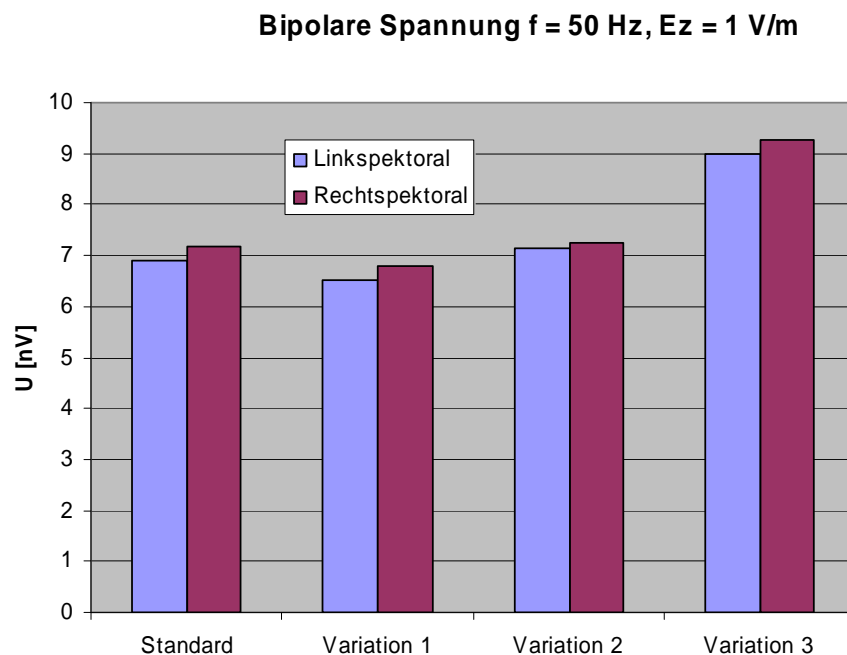
### 7.1.2 Senkrechtes elektrisches Feld

In Tab. 7.2 sind für die untersuchten Gewebevariationen die Ergebnisse der bipolaren Spannung nach der Skalierung auf eine Frequenz von 50 Hz für die rechtspektorale (rp) und linkspektorale (lp) Implantationsweise aufgelistet.

Die Anregung findet mit einem senkrechten elektrischen Feld  $E_z = 1 \text{ V/m}$  statt. Eine grafische Darstellung der Simulationsergebnisse ist in Abb. 7.4 wiedergegeben.

**Tab. 7.2** Simulationsergebnisse der bipolaren Spannung  $U$  für verschiedene Gewebekonstruktionen im Bereich der Elektrodenspitze bei Exposition mit einem senkrechten elektrischen Feld ( $E_z = 1 \text{ V/m}$ ,  $f = 50 \text{ Hz}$ )

Modell	Implantationsweise	$U(50 \text{ Hz}) \text{ [nV]}$
Standard	lp	6,9
	rp	7,18
Variation 1	lp	6,5
	rp	6,8
Variation 2	lp	7,15
	rp	7,25
Variation 3	lp	9,0
	rp	9,26



**Abb. 7.4** Vergleich der bipolaren Spannung für verschiedene Gewebekonstruktionen im Bereich der Elektrodenspitze bei Exposition mit einem senkrechten elektrischen Feld ( $E_z = 1 \text{ V/m}$ ,  $f = 50 \text{ Hz}$ )

Beide Implantationstechniken zeigen vergleichbare Werte. Die Gewebekonstruktionen im Bereich der Elektrodenspitze zeigen eine um 30% höhere bipolare Spannung im Ver-

gleich zur Standardkonfiguration, wenn die Elektrodenspitze komplett von Herzmuskelgewebe umgeben ist.

## 7.2 Homogenes vs. inhomogenes Körpermodell

In diesem Abschnitt wird der Einfluss der inhomogenen Gewebeverteilung auf die bipolare Spannung untersucht. Hierzu werden die elektrischen Leitfähigkeiten aller Gewebearten des Körpermodells auf den gleichen Wert  $\sigma = 0,1 \text{ S/m}$ ,  $\sigma = 0,17 \text{ S/m}$  bzw.  $\sigma = 0,233 \text{ S/m}$  festgelegt. Die Ergebnisse werden mit den Resultaten für das inhomogene Körpermodell verglichen. Das inhomogene Körpermodell besitzt im Brustbereich eine durchschnittliche elektrische Leitfähigkeit von  $\sigma = 0,17 \text{ S/m}$ .

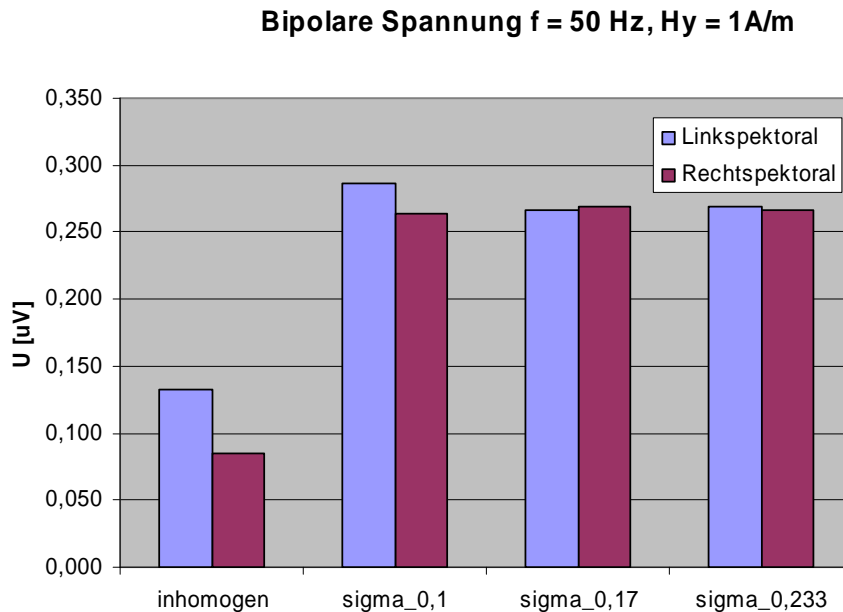
### 7.2.1 Frontales magnetisches Feld

In Tab. 7.3 sind die Ergebnisse der induzierten Spannung nach Skalierung auf eine Frequenz von 50 Hz aufgeführt. Die Anregung findet mit einem frontalen magnetischen Feld  $H_y = 1 \text{ A/m}$  statt. Eine grafische Darstellung der Simulationsergebnisse ist in Abb. 7.5 wiedergegeben.

Die induzierte bipolare Spannung ist für eine homogene Gewebeverteilung für beide Implantationstechniken vergleichbar groß. Gegenüber einer inhomogenen Gewebeverteilung führt eine homogene Verteilung der elektrischen Leitfähigkeit im Körpermodell auf Werte der bipolaren Spannung, die bei der linkspektoralen um einen Faktor 2, bei der rechtspektoralen Implantationsweise um einen Faktor 3 größer ist.

**Tab. 7.3** Simulationsergebnisse der induzierten bipolaren Spannung  $U$  für verschiedene Leitfähigkeiten des Körpermodells bei Exposition mit einem frontalen Magnetfeld ( $H_y = 1 \text{ A/m}$ ,  $f = 50 \text{ Hz}$ )

Körpermodell	Implantationsweise	$U(50 \text{ Hz}) [\mu\text{V}]$
Inhomogen	lp	0,133
	rp	0,085
Homogen $\sigma = 0,1 \text{ S/m}$	lp	0,287
	rp	0,264
Homogen $\sigma = 0,17 \text{ S/m}$	lp	0,267
	rp	0,269
Homogen $\sigma = 0,233 \text{ S/m}$	lp	0,269
	rp	0,266



**Abb. 7.5** Vergleich der induzierten bipolaren Spannung für verschiedene elektrische Leitfähigkeiten des Körpermodells bei Exposition mit einem frontalen magnetischen Feld ( $H_y = 1 \text{ A/m}$ ,  $f = 50 \text{ Hz}$ )

## 7.2.2 Senkrechtes elektrisches Feld

Die Ergebnisse der bipolaren Spannung sind nach Skalierung auf eine Frequenz von 50 Hz in Tab. 7.4 aufgelistet. Die Anregung findet mit einem senkrechten elektrischen Feld  $E_z = 1 \text{ V/m}$  statt. In Abb. 7.6 sind die Ergebnisse der berechneten Spannungen gemäß Tab. 7.4 graphisch dargestellt.

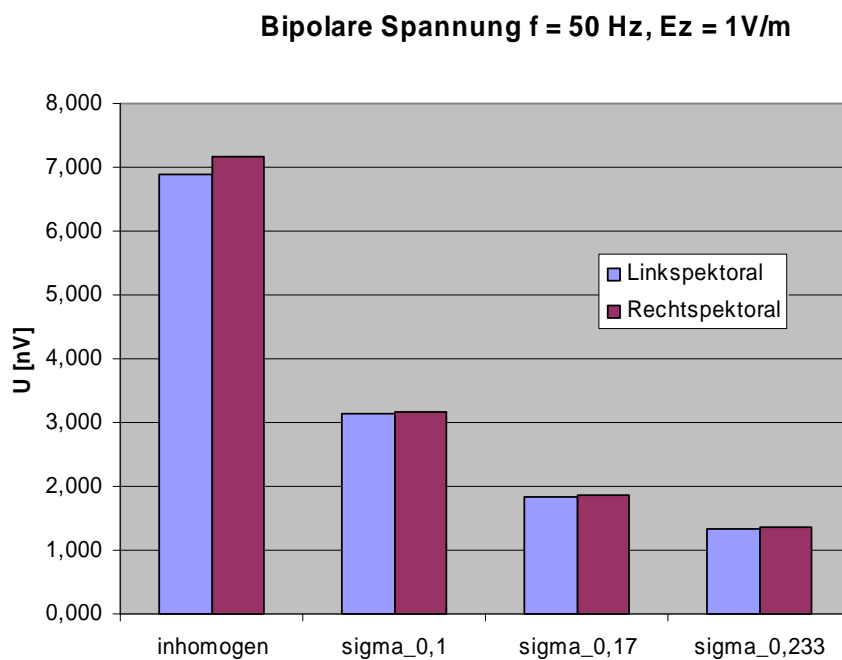
Gegenüber einer inhomogenen Gewebeverteilung im Körpermodell ergeben sich für homogene Verteilungen kleinere Werte für die bipolare Spannung, die mit steigender Leitfähigkeit sinkt.

Beide Implantationstechniken zeigen vergleichbare Werte. Im Vergleich zum inhomogenen Körpermodell ergibt sich für eine homogene Gewebeverteilung mit der Leitfähigkeit  $\sigma = 0,233 \text{ S/m}$  ein um 80% geringerer Wert der bipolaren Spannung. Interessant ist die Tatsache, dass für das homogene Körpermodell die gleiche antiproportionale Abhängigkeit der bipolaren Spannung von der elektrischen Leitfähigkeit gilt, wie sie in Kapitel 4.1.3 für das elektrische Feld in einer dielektrischen leitfähigen Kugel gezeigt wird.



**Tab. 7.4** Simulationsergebnisse der induzierten bipolaren Spannung  $U$  für verschiedene Leitfähigkeiten des Körpermodells bei Exposition mit einem vertikalen elektrischen Feld ( $E_z = 1 \text{ V/m}$ ,  $f = 50 \text{ Hz}$ )

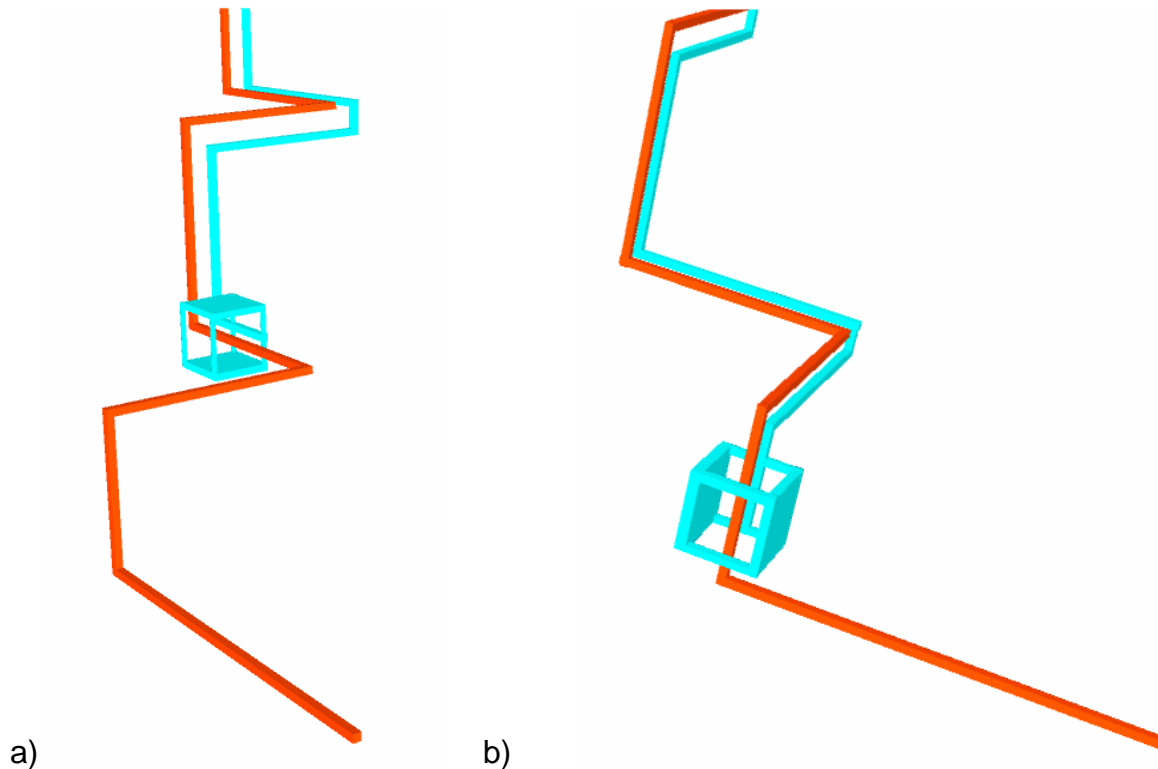
Körpermodell	Implantationsweise	U(50 Hz) [nV]
Inhomogen	lp	6,90
	rp	7,18
Homogen $\sigma = 0,1 \text{ S/m}$	lp	3,15
	rp	3,18
Homogen $\sigma = 0,17 \text{ S/m}$	lp	1,84
	rp	1,86
Homogen $\sigma = 0,233 \text{ S/m}$	lp	1,32
	rp	1,35



**Abb. 7.6** Vergleich der bipolaren Spannung für verschiedene elektrische Leitfähigkeiten des Körpermodells bei Exposition mit einem vertikalen elektrischen Feld ( $E_z = 1 \text{ V/m}$ ,  $f = 50 \text{ Hz}$ )

### 7.3 Variation des Elektrodenabstands

In diesem Abschnitt wird der Einfluss des Elektrodenabstands zwischen distaler und proximaler Elektrode auf die bipolare Spannung untersucht. Dazu werden zwei verschiedene Elektrodenabstände betrachtet. Die Abb. 7.7 zeigt eine perspektivische Darstellung der bipolaren Elektrodenspitze für einen Elektrodenabstand von 46 mm (Abb. 7.7a) und 16 mm (Abb. 7.7b).



**Abb. 7.7** Numerisches Modell der bipolaren Elektrode mit einem Elektrodenabstand von a) 46 mm und b) 16 mm

#### 7.3.1 Frontales magnetisches Feld

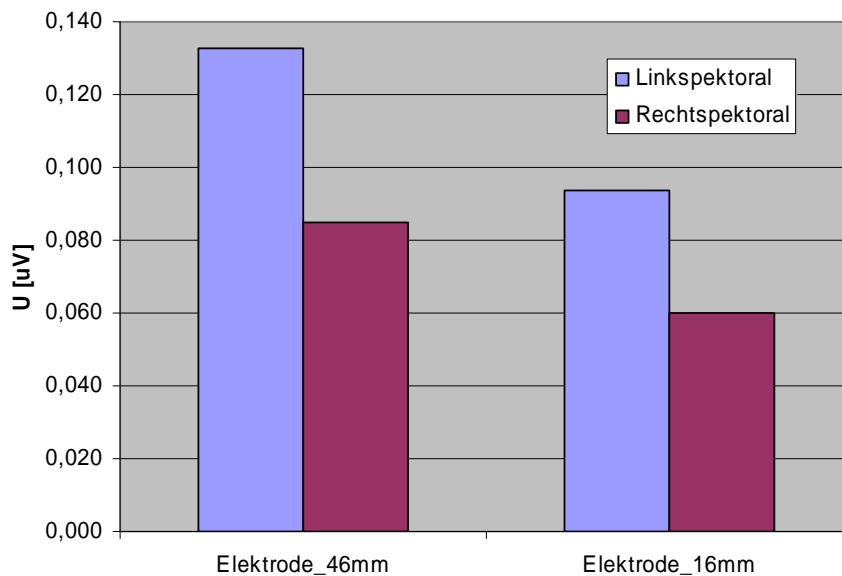
Die Tab. 7.5 listet für beide Implantationstechniken die Simulationsergebnisse der induzierten bipolaren Spannung nach Skalierung auf eine Frequenz von  $f = 50$  Hz für die zwei verschiedenen Elektrodenabstände auf. Die Anregung findet mit einem frontalen magnetischen Feld  $H_y = 1$  A/m statt.

In Abb. 7.8 sind die Ergebnisse grafisch dargestellt. Erwartungsgemäß steigt für beide Implantationstechniken die Spannung mit größer werdendem Elektrodenabstand an. Die Elektrode mit dem größeren Elektrodenabstand weist eine bipolare Spannung auf, die um einen Faktor 1,43 größer ist.

**Tab. 7.5** Simulationsergebnisse der induzierten bipolaren Spannung  $U$  für verschiedene Elektrodenabstände bei Exposition mit einem frontalen Magnetfeld ( $H_y = 1 \text{ A/m}$ ,  $f = 50 \text{ Hz}$ )

Elektrodenabstand	Implantationsweise	$U(50 \text{ Hz}) [\mu\text{V}]$
46 mm	lp	0,133
	rp	0,085
16 mm	lp	0,094
	rp	0,060

**Bipolare Spannung  $f = 50 \text{ Hz}$ ,  $H_y = 1 \text{ A/m}$**



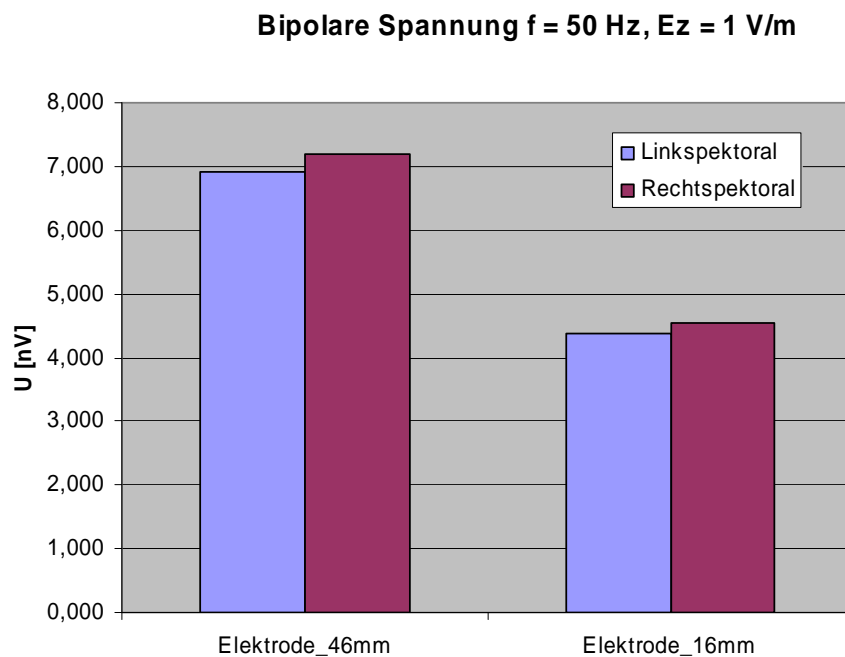
**Abb. 7.8** Vergleich der bipolaren Spannung für verschiedene Elektrodenabstände bei Exposition mit einem frontalen Magnetfeld ( $H_y = 1 \text{ A/m}$ ,  $f = 50 \text{ Hz}$ )

### 7.3.2 Senkrechtes elektrisches Feld

Für die Exposition mit einem senkrechten elektrischen Feld von  $E_z = 1 \text{ V/m}$  sind in Tab. 7.6 die Simulationsergebnisse der bipolaren Spannung nach Skalierung auf eine Frequenz von  $f = 50 \text{ Hz}$  für die zwei verschiedenen Elektrodenabstände aufgelistet. Die grafische Veranschaulichung der Simulationsergebnisse ist in Abb. 7.9 dargestellt.

**Tab. 7.6** Simulationsergebnisse der bipolaren Spannung  $U$  für verschiedene Elektrodenabstände bei Exposition mit einem vertikalen elektrischen Feld ( $E_z = 1 \text{ V/m}$ ,  $f = 50 \text{ Hz}$ )

Elektrodenabstand	Implantationsweise	U(50 Hz) [nV]
46 mm	lp	6,90
	rp	7,18
16 mm	lp	4,39
	rp	4,53



**Abb. 7.9** Vergleich der bipolaren Spannung  $U$  für verschiedene Elektrodenabstände bei Exposition mit einem vertikalen elektrischen Feld ( $E_z = 1 \text{ V/m}$ ,  $f = 50 \text{ Hz}$ )

Wie zu erwarten, steigt die bipolare Spannung für beide Implantationstechniken mit wachsendem Elektrodenabstand an.

#### 7.4 Geerdetes vs. nicht geerdetes Körpermodell

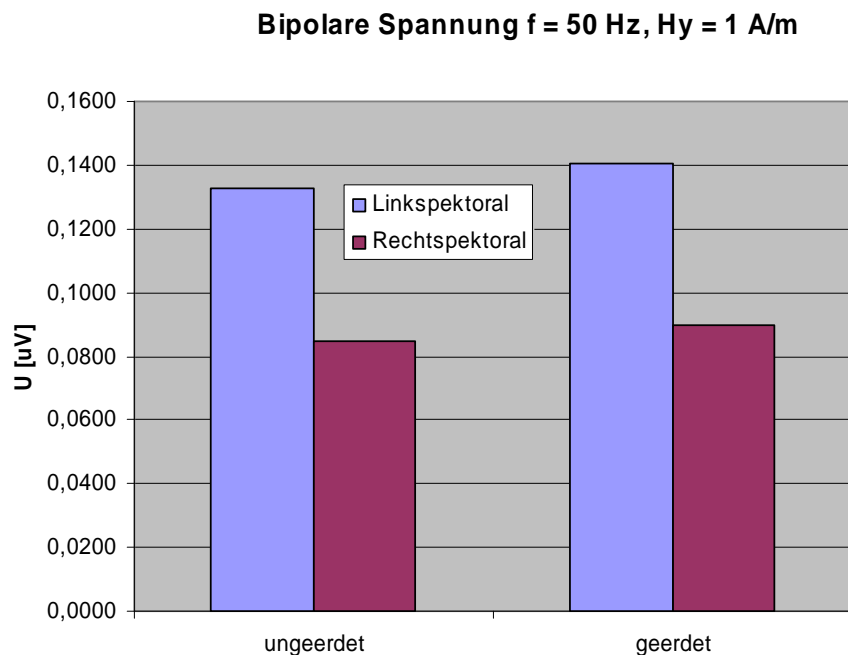
Zur Klärung des Einflusses der Erdungsverhältnisse auf die bipolare Spannung wird das Körpermodell geerdet. Um einen guten Kontakt zur metallischen Grundplatte zu gewährleisten, wird das Modell des Körpers mit den Fußsohlen in einen flachen (wenige Zentimeter hohen) dielektrischen Block mit der Leitfähigkeit von Muskelgewebe eingebracht ( $\sigma = 0,233 \text{ S/m}$ ).

### 7.4.1 Frontales magnetisches Feld

In Tab. 7.7 sind die Ergebnisse der induzierten bipolaren Spannung nach der Skalierung auf eine Frequenz von 50 Hz dargestellt. Die Anregung findet mit einem frontalen magnetischen Feld  $H_y = 1 \text{ A/m}$  statt. Die grafische Darstellung der Simulationsergebnisse ist in Abb. 7.10 wiedergegeben. Aus Abb. 7.10 ist ersichtlich, dass die Erdung des Körpermodells für eine Exposition mit einem homogenen frontalen Magnetfeld auf die bipolare Spannung keinen nennenswerten Einfluss hat.

**Tab. 7.7** Simulationsergebnisse der induzierten bipolaren Spannung  $U$  des geerdeten und nicht geerdeten Körpermodells für eine Exposition mit einem frontalen Magnetfeld ( $H_y = 1 \text{ A/m}$ ,  $f = 50 \text{ Hz}$ )

Körpermodell	Implantationsweise	$U(50 \text{ Hz}) [\mu\text{V}]$
ungeerdet	lp	0,133
	rp	0,085
geerdet	lp	0,141
	rp	0,090



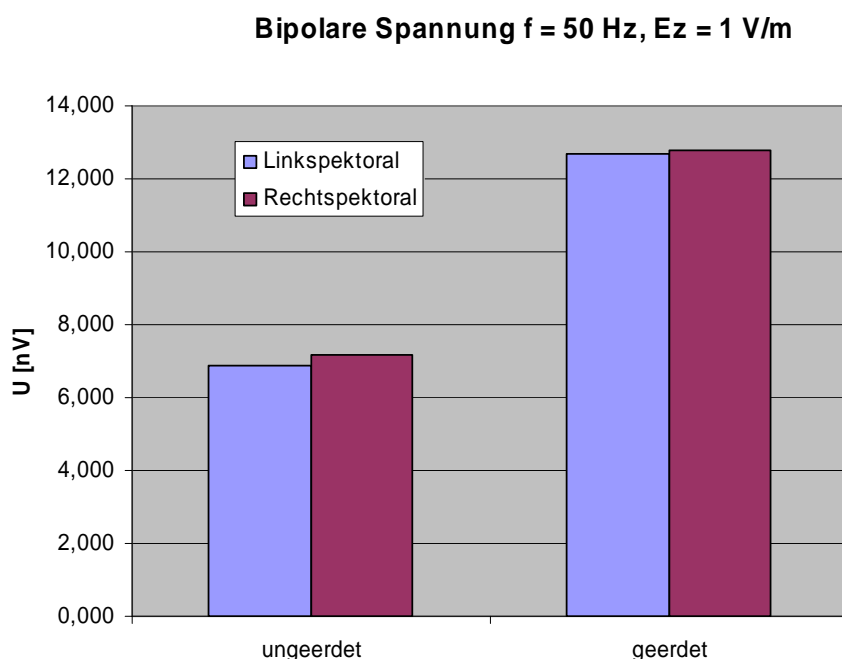
**Abb. 7.10** Vergleich der bipolaren Spannung eines geerdeten und nicht geerdeten Körpermodells für eine Exposition mit einem frontalen Magnetfeld ( $H_y = 1 \text{ A/m}$ ,  $f = 50 \text{ Hz}$ )

### 7.4.2 Senkrecht elektrisches Feld

In Tab. 7.8 sind die Ergebnisse der bipolaren Spannung nach Skalierung auf eine Frequenz von 50 Hz dargestellt. Die Anregung findet mit einem senkrechten elektrischen Feld  $E_z = 1 \text{ V/m}$  statt. Die Simulationsergebnisse nach Tab. 7.8 sind in Abb. 7.11 veranschaulicht. Wie aus Abb. 7.11 ersichtlich, spielen die Erdungsverhältnisse bei der Exposition mit einem senkrechten elektrischen Feld eine wesentliche Rolle. Gegenüber dem nicht geerdeten Körpermodell steigt bei dem geerdeten Modell die bipolare Spannung für die linkspektoralen Implantationsweise um 84% an. Bei rechtspektoraler Implantation liegt der Anstieg in der gleichen Größenordnung und beträgt 74%.

**Tab. 7.8** Simulationsergebnisse der induzierten bipolaren Spannung  $U$  des geerdeten und nicht geerdeten Körpermodells für eine Exposition mit einem senkrechten elektrischen Feld ( $E_z = 1 \text{ V/m}$ ,  $f = 50 \text{ Hz}$ )

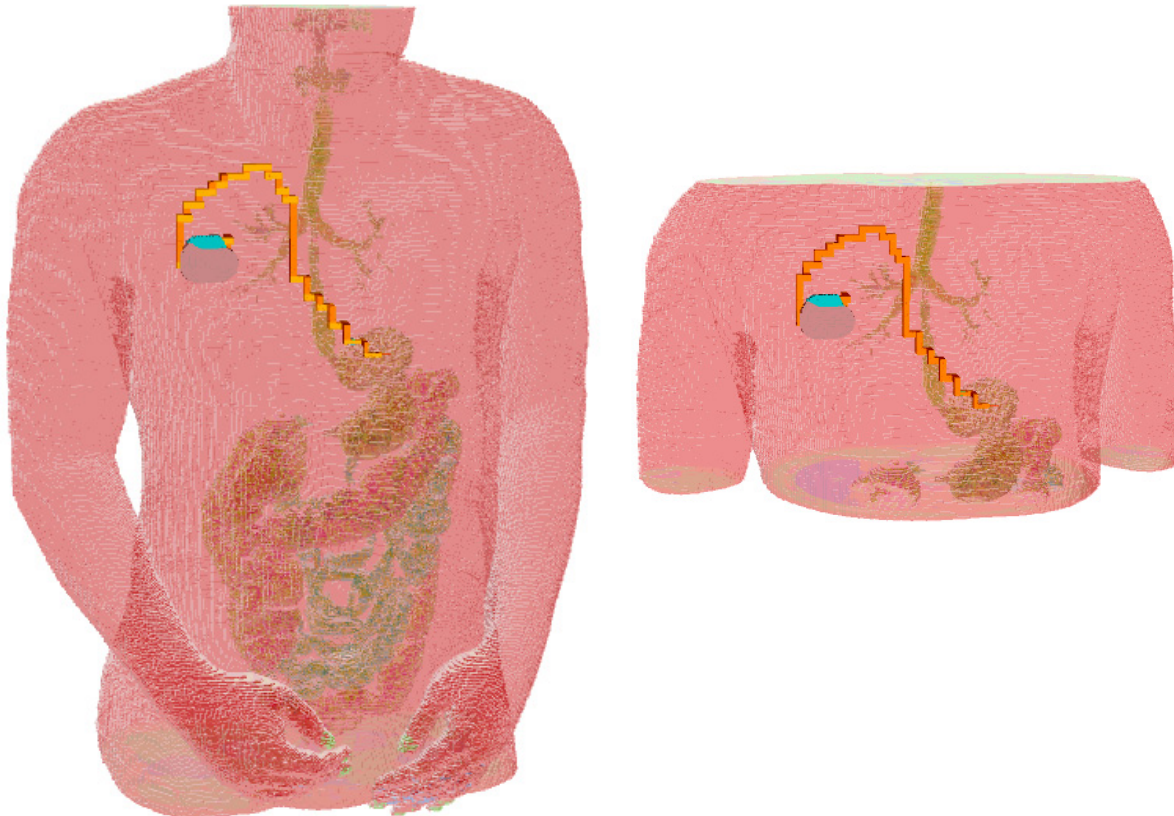
Körpermodell	Implantationsweise	U(50 Hz) [nV]
ungeerdet	lp	6,90
	rp	7,18
geerdet	lp	12,70
	rp	12,8



**Abb. 7.11** Vergleich der bipolaren Spannung des geerdeten und nicht geerdeten Körpermodells für eine Exposition mit einem senkrechten elektrischen Feld ( $E_z = 1 \text{ V/m}$ ,  $f = 50 \text{ Hz}$ )

## 7.5 Teilkörper- vs. Ganzkörpermodell

Der Simulationsaufwand zur Bestimmung der bipolaren Spannung lässt sich durch Verwendung eines Teilkörpermodells reduzieren. Zu untersuchen ist, ob bei Exposition mit einem Magnetfeld die Vereinfachung des Ganzkörpermodells auf ein Rumpfmodell zulässig ist. Hierzu werden zwei verschiedene Rumpfmodelle verwendet, die in Abb. 7.12 dargestellt sind. Der minimale Abstand der Schnittflächen zur Spitze der bipolaren Elektrodenanordnung beträgt im Teilkörpermodell 1 nach Abb. 7.12a ca. 30 cm und im Teilkörpermodell 2 nach Abb. 7.12b ca. 9 cm.



a) Teilkörpermodell 1

b) Teilkörpermodell 2

**Abb. 7.12** Verwendete Rumpfmodelle für eine Magnetfeldexposition zur Untersuchung des Einflusses auf die bipolare Spannung

### 7.5.1 Frontales magnetisches Feld

Die Simulationsergebnisse der induzierten bipolaren Spannung sind nach Skalierung auf eine Frequenz von 50 Hz in Tab. 7.9 aufgelistet. In Abb. 7.13 sind die Ergebnisse grafisch dargestellt.

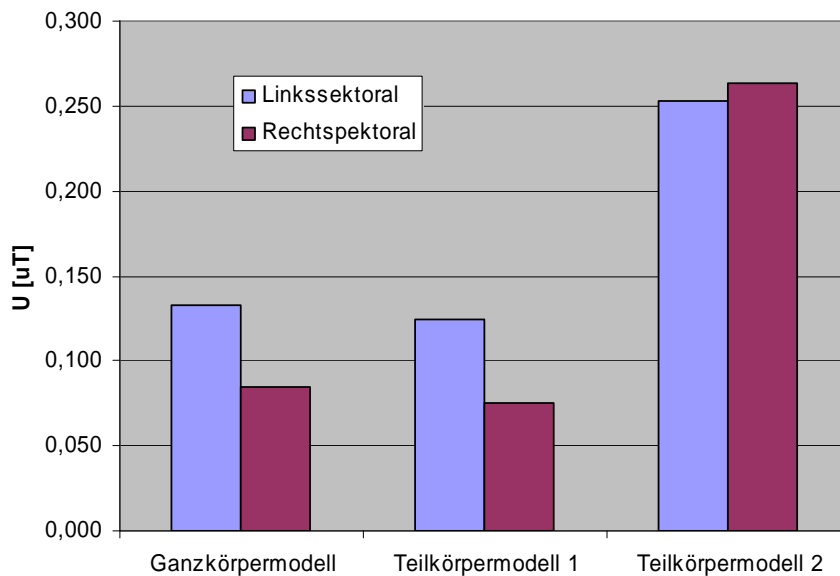
Aus der Abb. 7.13 ist ersichtlich, dass für beide Implantationstechniken die Größe des Teilkörpermodells einen großen Einfluss auf die induzierte bipolare Spannung hat. Für den Fall, dass die Schnittflächen in der Nähe des Herzschrittmachers liegen (Teilkörpermodell 2), weist die induzierte Spannung einen dreifach höheren Wert gegenüber dem Ganzkörpermodell auf. Befinden sich die Schnittflächen weit genug vom Herzschrittmacher entfernt, also weiter als etwa 30 cm (Teilkörpermodell 1), so

lässt sich zwischen der bipolaren Spannung des inhomogenen Ganz- und Teilkörpermodells kein nennenswerter Unterschied feststellen.

**Tab. 7.9** Simulationsergebnisse der induzierten bipolaren Spannung  $U$  für verschiedene Körpermodelle bei Exposition mit einem frontalen magnetischen Feld ( $H_y = 1 \text{ A/m}$ ,  $f = 50 \text{ Hz}$ )

Modell	Implantationsweise	$U(50 \text{ Hz}) [\mu\text{V}]$
Ganzkörper	lp	0,133
	rp	0,085
Teilkörper 1	lp	0,124
	rp	0,076
Teilkörper 2	lp	0,253
	rp	0,264

**Bipolare Spannung  $f = 50 \text{ Hz}$ ,  $H_y = 1 \text{ A/m}$**

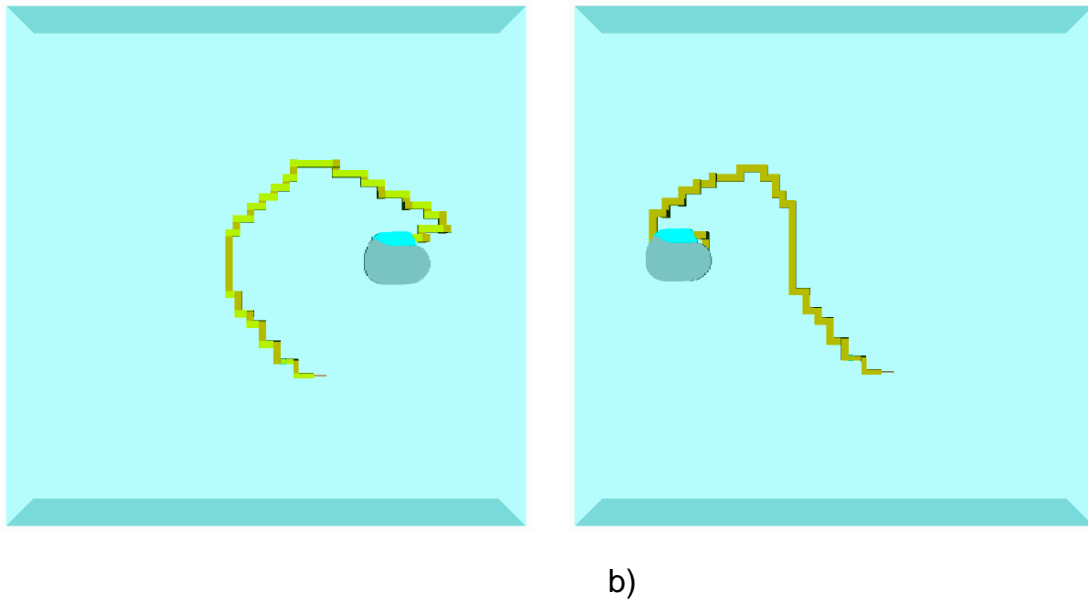


**Abb. 7.13** Vergleich der bipolaren Spannung für verschiedene Körpermodelle bei Exposition mit einem frontalen Magnetfeld ( $H_y = 1 \text{ A/m}$ ,  $f = 50 \text{ Hz}$ )

## 7.6 Inhomogenes vs. vereinfachtes Körpermodell

Um die Frage zu klären, inwieweit vereinfachte Körpermodelle zur Bestimmung der bipolaren Spannung bei einer Magnetfeldexposition verwendbar sind, wird das Herzschrittmachermodell gemäß der Abb. 7.14 in ein Flachphantom mit der Geometrie  $400 \text{ mm} \times 400 \text{ mm} \times 100 \text{ mm}$  und der elektrischen Leitfähigkeit  $\sigma = 0,2 \text{ S/m}$  eingebettet.





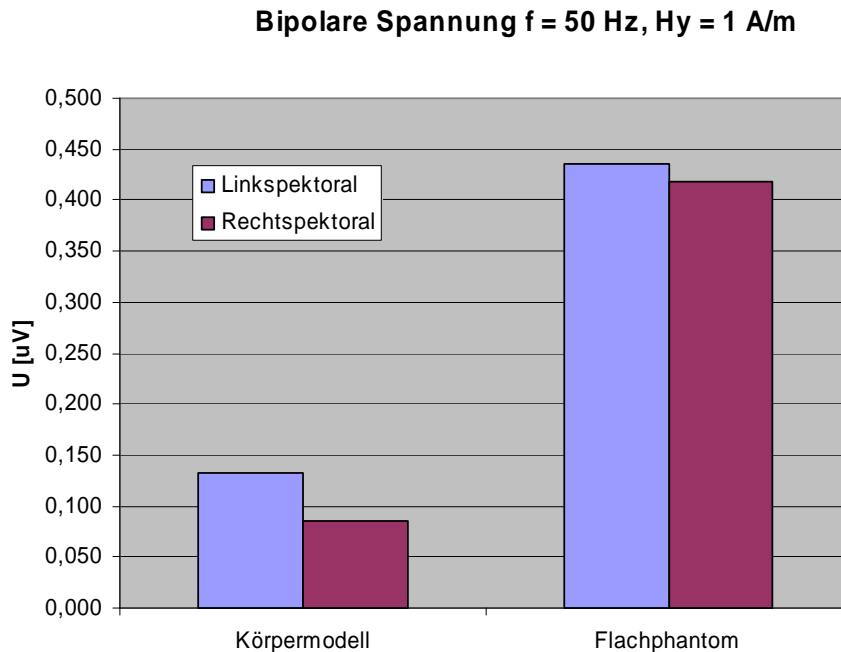
**Abb. 7.14** Platzierung des numerischen Herzschrittmachermodells in ein Flachphantommodell für die a) linkspektorale und b) rechtspektorale Implantationsweise

### 7.6.1 Frontales magnetisches Feld

Die Tab. 7.10 listet die Ergebnisse der bipolaren Spannung für die in das Flachphantommodell eingebetteten Herzschrittmachermodelle nach Skalierung auf eine Frequenz von 50 Hz auf. In Abb. 7.15 sind die Ergebnisse grafisch dargestellt. Für beide Implantationstechniken werden im Flachphantom größere Spannungen ermittelt. Gegenüber dem inhomogenen Ganzkörpermodell ist für die linkspektorale Implantationstechnik die Spannung um den Faktor 5 und für die rechtspektorale um den Faktor 3 größer.

**Tab. 7.10** Simulationsergebnisse der induzierten bipolaren Spannung  $U$  für einen Herzschrittmacher in einem inhomogenen Körpermodell und Flachphantom bei Exposition mit einem frontalen magnetischen Feld ( $H_y = 1 \text{ A/m}$ ,  $f = 50 \text{ Hz}$ )

Modell	Implantationsweise	$U(50 \text{ Hz}) [\mu\text{V}]$
Inhomogenes Körpermodell	lp	0,133
	rp	0,085
Flachphantom	lp	0,436
	rp	0,418

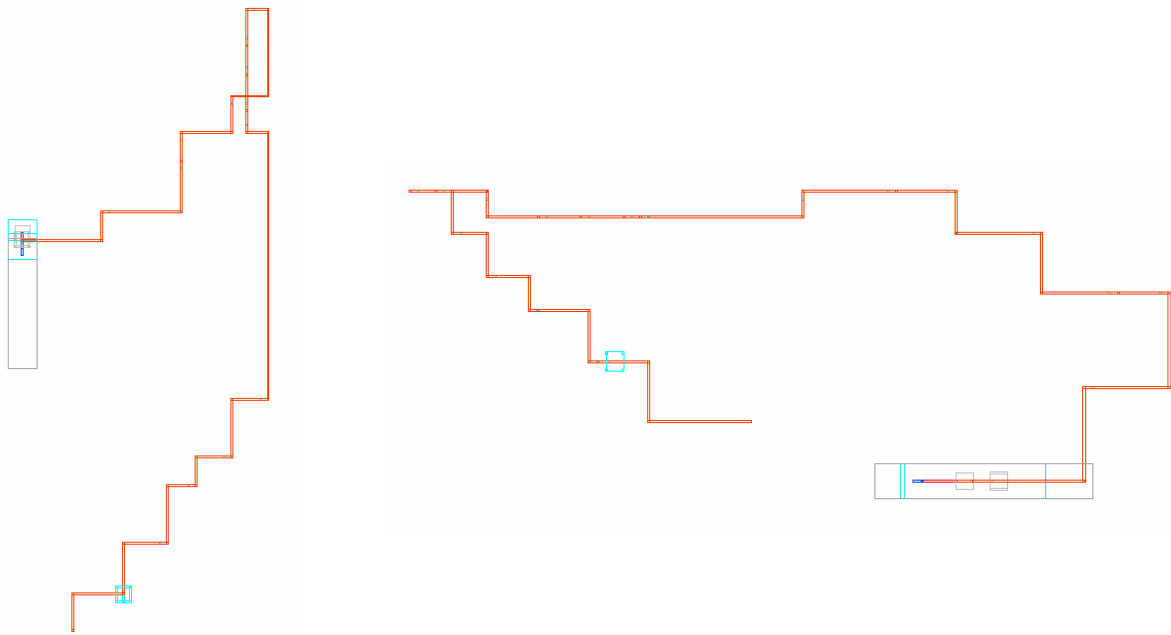


**Abb. 7.15** Vergleich der bipolaren Spannung für einen Herzschrittmacher in einem inhomogenen Körpermodell und Flachphantom bei Exposition mit einem frontalen Magnetfeld ( $H_y = 1 \text{ A/m}$ ,  $f = 50 \text{ Hz}$ )

## 7.7 Variation der Polarisierung

Für eine Exposition mit einem homogenen Magnetfeld mit einer Polarisierung in x- bzw. z-Richtung spannen die bipolaren Elektrodenanordnungen der linkspektoralen und rechtspektoralen Implantationsweise im Vergleich zu einer Exposition mit einem frontalen Magnetfeld (y-Richtung) kleinere Projektionsflächen auf, die vom zugehörigen Magnetfeld durchsetzt werden. Nach dem Induktionsgesetz sind für diese Expositionsszenarien kleinere Werte der unipolaren und bipolaren Spannungen zu erwarten als bei der Exposition mit einem frontalen homogenen Magnetfeld.

Am Beispiel eines linkspektoral implantierten Herzschrittmachers ist in Abb. 7.16 für eine Exposition mit einem homogenen seitlichen Magnetfeld  $H_x$  (Abb. 7.16a) bzw. einem homogenen senkrechten Magnetfeld  $H_z$  (Abb. 7.16b) die Seiten- bzw. Draufsicht des Herzschrittmachermodells ohne Elektrodenisolierung dargestellt. Für die verschiedenen Polarisierungen befindet sich die proximale Elektrode hinter der distalen Elektrode, so dass zwischen diesen beiden Elektroden keine Fläche aufgespannt wird, die vom Magnetfeld durchsetzt werden kann.



a)

b)

**Abb. 7.16** Herzschrittmachermodell ohne Isolierung bei Exposition mit einem homogenen Magnetfeld  $H_x = 1 \text{ A/m}$ . a) Seitenansicht, b) Draufsicht

**Tab. 7.11** Simulationsergebnisse der unipolaren und bipolaren Spannung eines Herzschrittmachers in einem Flachphantom für eine Exposition mit einem homogenen frontalen, seitlichen und vertikalen Magnetfeld ( $H = 1 \text{ A/m}$ ,  $f = 50 \text{ Hz}$ )

Polarisation	Implantation	$U_{\text{unip}}(50 \text{ Hz}) [\mu\text{V}]$	$U_{\text{bip}}(50 \text{ Hz}) [\mu\text{V}]$
$H_y$	lp	5,10	0,436
	rp	2,02	0,418
$H_x$	lp	1,37	0,066
	rp	1,60	0,072
$H_z$	lp	2,25	0,156
	rp	1,10	0,166

In Tab. 7.11 sind die Simulationsergebnisse der unipolaren (distalen) und bipolaren Spannungen für eine Exposition mit einem homogenen Magnetfeld verschiedener Polarisationen zusammengestellt. Die Exposition erfolgt für einen links- und rechts-implantierten Herzschrittmacher in einem Flachphantom gemäß der Abb. 7.16 für Magnetfelder der Amplitude  $H = 1 \text{ A/m}$  und Frequenz  $f = 50 \text{ Hz}$ . Im Vergleich zu den unipolaren (distalen) Spannungen besteht zwischen den bipolaren Spannungen der links- und rechtspektoral implantierten Elektrodenanordnungen ein wesentlich gerin-

gerer Unterschied. Dieses Verhalten ist ersichtlich, da die unipolare Spannung von der Implantationsweise und damit von der aufgespannten Fläche abhängt, die vom Magnetfeld durchsetzt wird. Die bipolare Spannung wird im Wesentlichen vom Verlauf des elektrischen Feldes (Stromdichteverteilung) im Bereich der Elektroden spitze beeinflusst. Aus diesem Grund weisen die bipolaren Spannungen der beiden Implantationstechniken näherungsweise ähnliche Werte auf.

In Bezug auf die Größe der induzierten Spannungen am Herzschrittmachereingang stellt nach Tab. 7.11 die Exposition mit einem frontalen Magnetfeld den worst-case dar.

## 7.8 Variation der Frequenz

Biologisches Gewebe zeichnet sich durch stark frequenzabhängige dielektrische Eigenschaften aus. Daher können die Ergebnisse für eine Simulation bei einer anderen Frequenz als 50 Hz nicht einfach umskaliert werden. Vielmehr ist für die gewünschte Zielfrequenz mit den zugehörigen dielektrischen Eigenschaften des biologischen Gewebes eine neue Simulation erforderlich. Im Folgenden werden für die Zielfrequenzen 1 kHz, 10 kHz, 100 kHz und 1 MHz die bipolaren Spannungen für einen Herzschrittmacher in einem nicht geerdeten Körpermodell untersucht. Die Exposition erfolgt mit einem frontalen Magnetfeld  $H_y = 1 \text{ A/m}$  und einem senkrechten elektrischen Feld  $E_z = 1 \text{ V/m}$ .

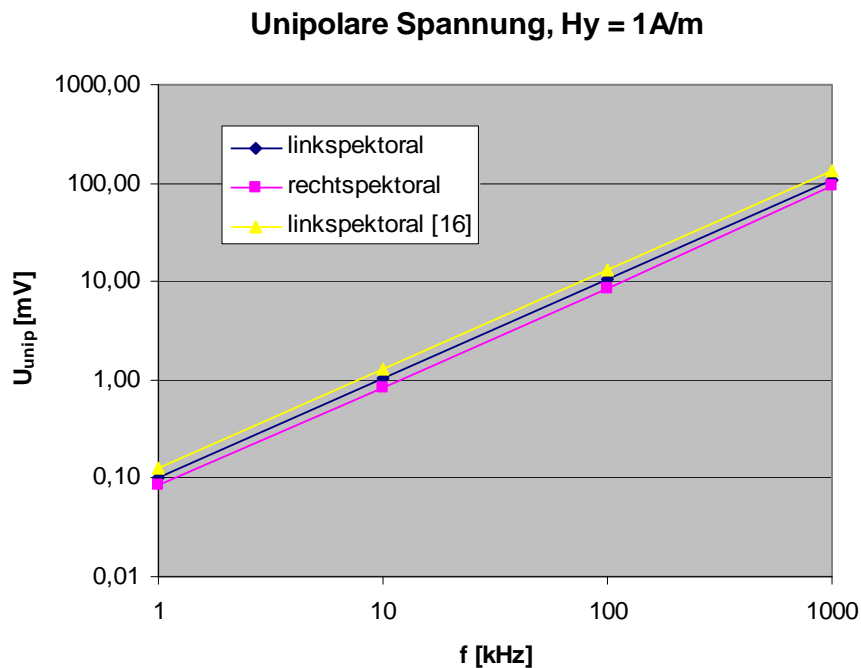
### 7.8.1 Frontales magnetisches Feld

In Tab. 7.12 sind die Ergebnisse der unipolaren (distalen) und der bipolaren Spannung für eine Exposition mit einem frontalen homogenen Magnetfeld  $H_y = 1 \text{ A/m}$  für verschiedene Frequenzen zusammengefasst.

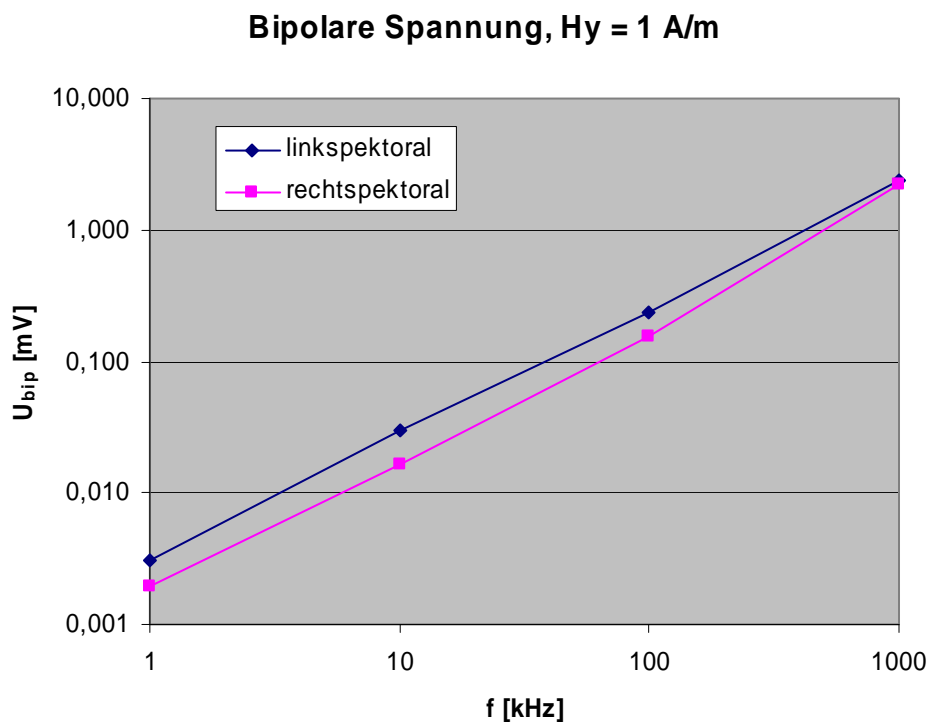
**Tab. 7.12** Simulationsergebnisse der unipolaren und bipolaren Spannung eines Herzschrittmachers in einem nicht geerdeten Körpermodell für eine Exposition mit einem Magnetfeld ( $H_y = 1 \text{ A/m}$ ) unterschiedlicher Frequenzen

f [kHz]	Linkspektoral		Rechtspektoral	
	$U_{\text{unip}}$ [V]	$U_{\text{bip}}$ [V]	$U_{\text{unip}}$ [V]	$U_{\text{bip}}$ [V]
1	$103,23 \cdot 10^{-6}$	$3,12 \cdot 10^{-6}$	$84,71 \cdot 10^{-6}$	$1,96 \cdot 10^{-6}$
10	$103,61 \cdot 10^{-5}$	$2,99 \cdot 10^{-5}$	$84,49 \cdot 10^{-5}$	$1,63 \cdot 10^{-5}$
100	$104,37 \cdot 10^{-4}$	$2,35 \cdot 10^{-4}$	$85,89 \cdot 10^{-4}$	$1,57 \cdot 10^{-4}$
1000	$109,23 \cdot 10^{-3}$	$2,39 \cdot 10^{-3}$	$95,65 \cdot 10^{-3}$	$2,20 \cdot 10^{-3}$

In Abb. 7.17 und Abb. 7.18 sind die Ergebnisse der Tab. 7.12 grafisch dargestellt. Zum Vergleich mit Literaturwerten wurden die Simulationsergebnisse der unipolaren Spannung eines Herzschrittmachers in linkspektoraler Implantationsweise aus [16] der Abb. 7.17 hinzugefügt.



**Abb. 7.17** Frequenzabhängiger Verlauf der unipolaren (distalen) Spannung im Frequenzbereich von 1 kHz bis 1 MHz für eine Exposition mit einem frontalen Magnetfeld  $H_y = 1 \text{ A/m}$



**Abb. 7.18** Frequenzabhängiger Verlauf der bipolaren Spannung im Frequenzbereich von 1 kHz bis 1 MHz für eine Exposition mit einem frontalen Magnetfeld  $H_y = 1 \text{ A/m}$

Im Vergleich zur bipolaren Spannung weist die unipolare Spannung im Frequenzbereich von 1 kHz bis 1 MHz eine lineare Abhängigkeit von der Frequenz auf. Bei der

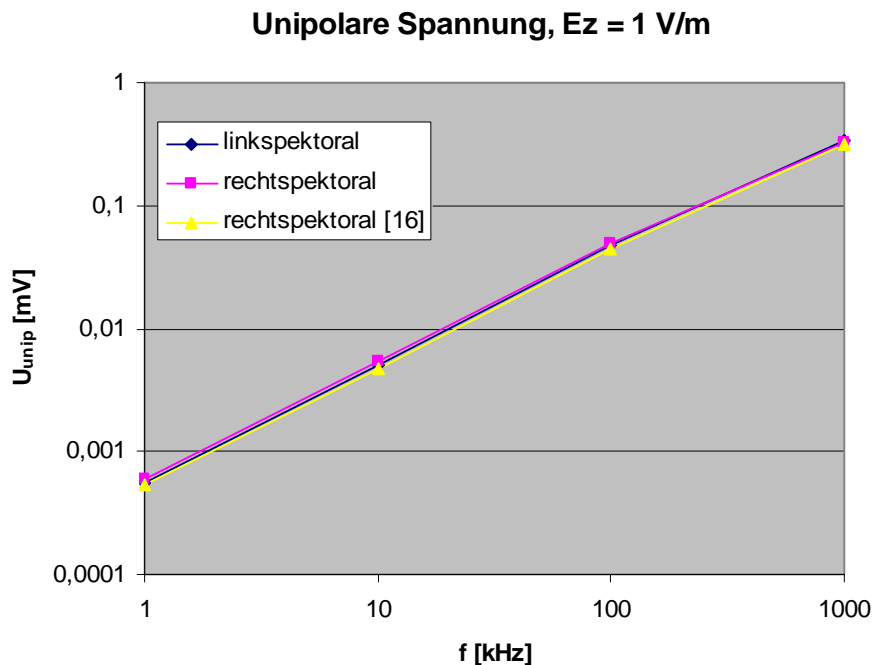
bipolaren Spannung machen sich die unterschiedlichen Leitfähigkeiten des Körpergewebes für verschiedene Frequenzen bemerkbar.

## 7.8.2 Senkrechtes elektrisches Feld

Für verschiedene Frequenzen des anregenden homogenen senkrechten elektrischen Feldes sind in Tab. 7.13 die Simulationsergebnisse der unipolaren (distalen) und der bipolaren Spannung aufgeführt.

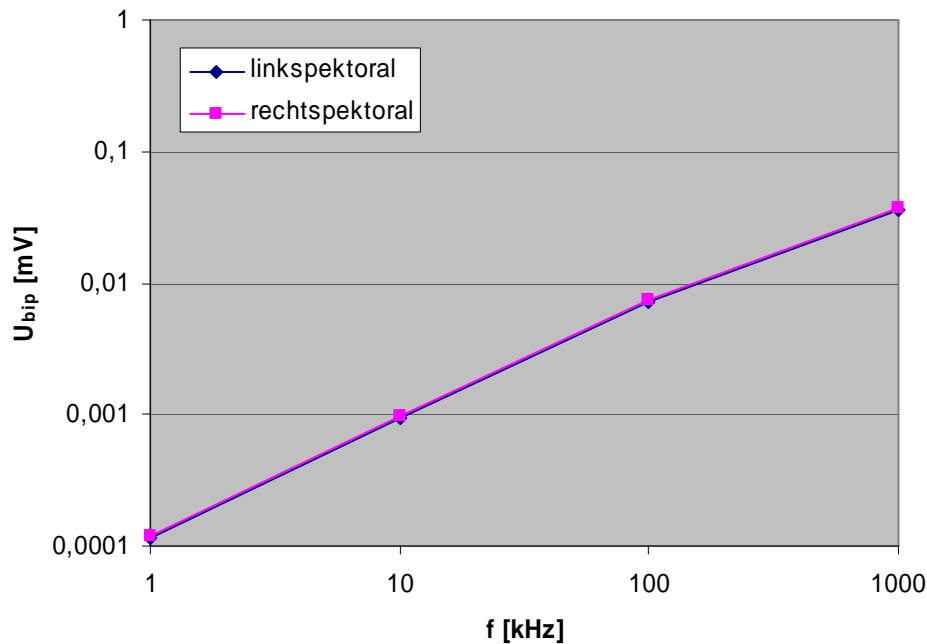
**Tab. 7.13** Simulationsergebnisse der unipolaren und bipolaren Spannung eines Herzschrittmachers in einem nicht geerdeten Körpermodell für eine Exposition mit einem elektrischen Feld ( $E_z = 1 \text{ V/m}$ ) unterschiedlicher Frequenzen

f [kHz]	Linkspektoral		Rechtspektoral	
	$U_{\text{unip}}$ [V]	$U_{\text{bip}}$ [V]	$U_{\text{unip}}$ [V]	$U_{\text{bip}}$ [V]
1	$5,54 \cdot 10^{-7}$	$1,14 \cdot 10^{-7}$	$5,93 \cdot 10^{-7}$	$1,18 \cdot 10^{-7}$
10	$5,12 \cdot 10^{-6}$	$0,95 \cdot 10^{-6}$	$5,43 \cdot 10^{-6}$	$0,99 \cdot 10^{-6}$
100	$4,74 \cdot 10^{-5}$	$7,22 \cdot 10^{-6}$	$4,91 \cdot 10^{-5}$	$7,53 \cdot 10^{-6}$
1000	$3,40 \cdot 10^{-4}$	$3,57 \cdot 10^{-5}$	$3,30 \cdot 10^{-4}$	$3,71 \cdot 10^{-5}$



**Abb. 7.19** Frequenzabhängiger Verlauf der unipolaren (distalen) Spannung im Frequenzbereich von 1 kHz bis 1 MHz für eine Exposition mit einem senkrechten elektrischen Feld  $E_z = 1 \text{ V/m}$

### Bipolare Spannung, $E_z = 1 \text{ V/m}$



**Abb. 7.20** Frequenzabhängiger Verlauf der bipolaren Spannung im Frequenzbereich von 1 kHz bis 1 MHz für eine Exposition mit einem senkrechten elektrischen Feld  $E_z = 1 \text{ V/m}$

Aufgrund der unterschiedlichen Leitfähigkeiten bei den verschiedenen Simulationsfrequenzen stellt sich kein linearer Zusammenhang zwischen der Auswertefrequenz und den Spannungen am Herzschrittmachereingang ein. Mit der Frequenz steigt auch die Leitfähigkeit der meisten Gewebe, so dass die Spannungen vom linearen Verlauf nach unten abweichen. Dieser Zusammenhang ist in Abb. 7.19 für die unipolare und in Abb. 7.20 für die bipolare Spannung dargestellt. Zum Vergleich mit Literaturwerten wurden die Simulationsergebnisse der unipolaren Spannung eines Herzschrittmachers in linkspektoraler Implantationsweise aus [16] der Abb. 7.19 hinzugefügt.

## 7.9 Randbedingungen

Die Verwendung gegenläufiger ebener Wellen erlaubt je nach Phasenlage und Orientierung der Feldvektoren wahlweise nahezu homogene elektrische und magnetische Felder. Die Größe des Simulationsgebietes wird hierbei im Wesentlichen durch die Geometrie des verwendeten Körpermodells bestimmt. Das Simulationsgebiet muss mit absorbierenden Randbedingungen abgeschlossen werden, um den am Körpermodell gestreuten Anteil der ebenen Wellen aufzufangen.

Die PML-Randbedingung basiert auf der bekannten Tatsache, dass ein Material mit geeignet gewählten elektrischen und magnetischen Verlusten transparent gegenüber einer in Normalenrichtung einfallenden homogenen ebenen Welle ist, diese Welle aber entlang der Ausbreitungsrichtung exponentiell gedämpft wird. Als Erweiterung dieser Grundidee arbeitet die PML-Randbedingung auch bei schrägem Einfall einer

homogenen ebenen Welle. Praktisch wird das FDTD-Gitter von einer PML-Schicht mit ausreichender Dicke umgeben. Die äußere Umrandung dieser Schicht kann dann mit einer elektrischen Wand erfolgen, wenn sichergestellt ist, dass die in der Umgebung der elektrischen Wand auftretenden Signalamplituden hinreichend abgeklungen sind. Hierbei wird in Abhängigkeit von der Schichtdicke der PML der Leitfähigkeitsverlauf innerhalb der absorbierenden Schicht so eingestellt, dass sich ein Reflexionsfaktor bei Einfall einer ebenen Welle ergibt, der in der Größenordnung von  $10^{-5}$  liegt. Für niedrige Frequenzen weisen die PML-Randbedingungen unerwünschte Reflexionen auf, so dass zur Auswertung der Spannungen bei niedrigen Frequenzen die Frequenzskalierung verwendet wird.

Der Einfluss der absorbierenden Randbedingungen auf die Simulationsergebnisse wird für zwei verschiedene Variationen untersucht. In der ersten Variation (Randbedingung 1) wird die Schichtdicke des PMLs gegenüber dem Standardmodell von 6 auf 8 erhöht. Bei der zweiten Änderung (Randbedingung 2) wird der Abstand der absorbierenden Randbedingung zum Körpermodell gegenüber dem Standardmodell um 12 cm vergrößert. Im Standardmodell beträgt der kleinste laterale Abstand des Körpermodells zur PML ca. 52 cm. In der vertikalen Richtung beträgt der Abstand des Körpermodells (Kopf, Füße) zur PML ca. 36 cm.

### 7.9.1 Frontales magnetisches Feld

In Tab. 7.14 sind die Simulationsergebnisse der unipolaren (distalen) und der bipolaren Spannung für eine Exposition mit einem homogenen Magnetfeld ( $H_y = 1 \text{ A/m}$ ,  $f = 50 \text{ Hz}$ ) und verschiedenen Randbedingungen aufgelistet. In Bezug auf Schichtdicke und Abstand zum Körpermodell sind die absorbierenden Randbedingungen geeignet gewählt worden, da die durchgeführten Variationen zu keinen nennenswerten Veränderungen der Spannungen führen.

**Tab. 7.14** Simulationsergebnisse der unipolaren und bipolaren Spannung eines Herzschrittmachers in einem nicht geerdeten Körpermodell für eine Exposition mit einem frontalen Magnetfeld ( $H_y = 1 \text{ A/m}$ ,  $f = 50 \text{ Hz}$ ) und variierenden Randbedingungen

Modell	Implantation	$U_{\text{unip}}(50 \text{ Hz}) [\mu\text{V}]$	$U_{\text{bip}}(50 \text{ Hz}) [\mu\text{V}]$
Standard	lp	5,24	0,133
	rp	4,23	0,085
Randbedingung 1	lp	5,22	0,137
	rp	4,28	0,091
Randbedingung 2	lp	5,24	0,134
	rp	4,28	0,093



### 7.9.2 Senkrecht elektrisches Feld

Für eine Exposition mit einem senkrechten elektrischen Feld ( $E_z = 1 \text{ V/m}$ ,  $f = 50 \text{ Hz}$ ) sind in Tab. 7.15 für die verschiedenen Randbedingungen die Ergebnisse der unipolaren (distalen) und bipolaren Spannung zusammengefasst.

**Tab. 7.15** Simulationsergebnisse der distalen und bipolaren Spannung eines Herzschrittmachers in einem nicht geerdeten Körpermodell für eine Exposition mit einem senkrechten elektrischen Feld ( $E_z = 1 \text{ V/m}$ ,  $f = 50 \text{ Hz}$ ) und variierenden Randbedingungen

Modell	Implantation	$U_{\text{unip}}(50 \text{ Hz}) [\text{nV}]$	$U_{\text{bip}}(50 \text{ Hz}) [\text{nV}]$
Standard	lp	32,70	6,90
	rp	35,45	7,18
Randbedingung 1	lp	32,70	6,90
	rp	34,77	7,08
Randbedingung 2	lp	32,45	6,86
	rp	34,46	7,02

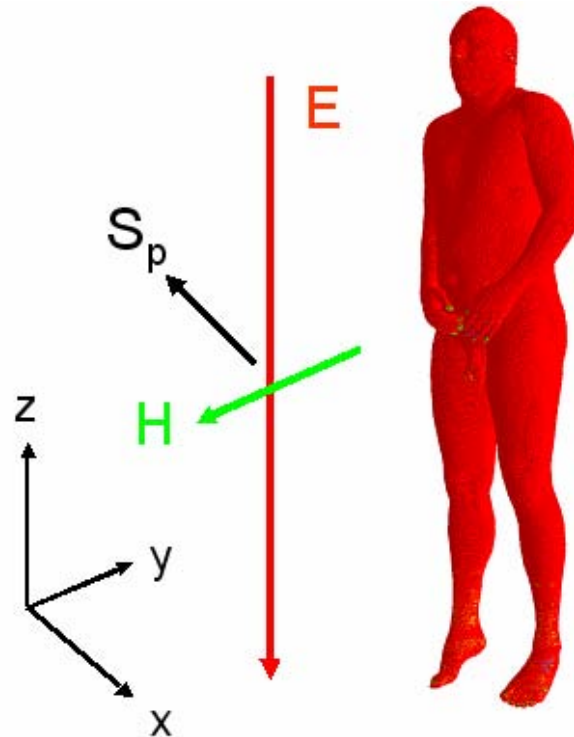
Wie aus der Tab. 7.15 ersichtlich, haben die Variationen der absorbierenden Randbedingungen auf die Simulationsergebnisse keinen nennenswerten Einfluss.

### 7.10 Anregung mit einer ebenen Welle

Zur Anregung homogener Felder existieren verschiedene Möglichkeiten. In dieser Studie werden die homogenen Felder durch zwei gegenläufige homogene ebene Wellen erzeugt, da diese Art der Anregung im Vergleich zu einer Feldanregung mit konzentrierten Bauelementen in Form einer Helmholtz-Spule bzw. eines Kondensators zu einer deutlichen Reduktion des Simulationsvolumens führt.

Zur numerischen Untersuchung dosimetrischer Fragestellungen im Bereich niederfrequenter Felder findet man in der Literatur auch die homogene ebene Welle als Feldanregung für eine Exposition mit einem elektrischen Feld (z. B. [14], [26]).

Weist die anregende homogene ebene Welle eine große Wellenlänge im Vergleich zum Körpermodell auf, sollte sich die Gesamtstromdichte als dosimetrische Größe aus der Überlagerung der durch die elektrische und magnetische Feldkomponente hervorgerufenen Stromdichten ermitteln lassen. Hierbei ist der Freiraumwellenwiderstand ( $377 \Omega$ ) zu berücksichtigen, über den die elektrische und die magnetische Feldkomponente der ebenen Welle verknüpft sind.



**Abb. 7.21** Exposition des Körpermodells mit einer homogenen ebenen Welle

In Tab. 7.16 sind die Simulationsergebnisse der bipolaren Spannung für eine Exposition mit einem vertikalen elektrischen Feld, einem frontalen magnetischen Feld und einer homogenen ebenen Welle (Abb. 7.21) gegenübergestellt.

**Tab. 7.16** Simulationsergebnisse der unipolaren und bipolaren Spannung eines Herzschrittmachers in einem nicht geerdeten Körpermodell für eine Exposition mit einem homogenen vertikalen elektrischen Feld  $E_z = 1 \text{ V/m}$ , einem frontalem Magnetfeld  $H_y = 1 \text{ A/m}$  und einer homogenen ebenen Welle ( $E_z = 1 \text{ V/m}$ ,  $H_y = E_z/377 \text{ } \Omega$ ) der Frequenz  $f = 50 \text{ Hz}$

Anregung	Implantation	$U_{\text{bip}}(50 \text{ Hz}) [\text{nV}]$
Homogenes Feld ( $E_z$ )	lp	6,90
	rp	7,18
Homogenes Feld ( $H_y$ )	lp	133,0
	rp	85,0
Ebene Welle ( $E_z, H_y$ )	lp	7,25
	rp	7,04

Dass es sich bei der Exposition des Körpermodells mit einer homogenen ebenen Welle um eine E-Feld-Exposition handelt, wird aus Tab. 7.16 ersichtlich. Die ebene Welle weist eine vertikale Polarisation der elektrischen Feldstärke und eine frontale Polarisation der magnetischen Feldkomponente auf. Die durch Überlagerung aus der

Exposition mit einem homogenen senkrechten elektrischen und einem frontalen magnetischen Feld resultierende bipolare Spannung beträgt für die linkspektorale 7,25 nV und für die rechtspektorale Implantationsweise 7,04 nV.

## 7.11 Diskussion der Simulationsergebnisse

In diesem Kapitel wurde die Beeinflussung der bipolaren Spannung in verschiedenen Expositionsszenarien mittels numerischer Simulationen untersucht, deren wichtigsten Ergebnisse im Folgenden zusammengefasst werden.

### 7.11.1 Magnetisches Feld

- Die Expositionsszenarien wie die Variation des Gewebes im Bereich der Elektrodenspitze oder die Verwendung unterschiedlicher Körpermodelle, die zu einer Veränderung der induzierten elektrischen Feldverteilung im Bereich der Elektrodenspitze führen, haben einen großen Einfluss auf die bipolare Spannung. In Bezug auf die Gewebevariation im Bereich der Elektrodenspitze erhöht sich die bipolare Spannung gegenüber der Standardkonfiguration um einen Faktor 2, wenn die Elektrodenspitze komplett von Herzmuskelgewebe umgeben ist. Bei der Standardkonfiguration liegt ein Teil der Spitze der distalen Elektrode in Herzmuskelgewebe, während die proximale Ringelektrode von Blut umgeben ist. Die elektrische Leitfähigkeit des Herzmuskelgewebes ist ca. um den Faktor 10 kleiner als die von Blut.
- Als Sicherheitsfaktor bezeichnet man das Verhältnis aus unipolarer zu bipolarer Spannung. Zu einer worst-case-Abschätzung des Sicherheitsfaktors gelangt man, wenn man die Länge der unipolaren Elektrode ins Verhältnis zum Elektrodenabstand der bipolaren Elektrode setzt [19]. Bei einem Elektrodenabstand von 46 mm und einer Länge der distalen Elektrode von 650 mm ergibt sich für die simulierten Werte ein Sicherheitsfaktor bei der linkspektoralen Implantationsweise von ca. 40 und bei der rechtspektoralen Implantationsweise von ca. 50. Diese Werte hängen vom Ort der Elektrodenspitze im Herzen und von der Orientierung der Elektrodenspitze zur Stromdichteverteilung im Herzgewebe ab. Die in [19] vorgestellte Abschätzung liefert für die linkspektorale Implantation einen Wert von 14.
- Im Vergleich zum inhomogenen Körpermodell wird bei Modellen mit homogener elektrischer Leitfähigkeit eine bipolare Spannung ermittelt, die um einen Faktor 2 bis 3 größer ist. Eine inhomogene Verteilung des Gewebes führt zu einer veränderten Verteilung der induzierten Stromdichte im Bereich des Herzens, so dass ein Einfluss auf die bipolare Spannung unmittelbar einsichtig ist. Da verschiedene homogene elektrische Leitfähigkeiten zu keiner Beeinflussung der bipolaren Spannung führten, lässt sich schlussfolgern, dass es sich - wie im theoretischen Teil der Arbeit erläutert - bei der beeinflussenden Größe um das induzierte elektrische Feld an der Elektrodenspitze handelt (und nicht um die elektrische Stromdichte).
- Die Simulationen zeigen, dass im Allgemeinen mit wachsendem Elektrodenabstand die bipolare Spannung zunimmt.

- Eine Erdung des inhomogenen Körpermodells zeigt keinen nennenswerten Einfluss.
- Die Verwendung von Rumpfmodellen ist zulässig, wenn die Schnittebenen weit genug vom Herzschrittmacher entfernt liegen. Der Abstand der Schnittflächen des Körpermodells zur Spitze der bipolaren Elektrodenanordnung sollte größer als 30 cm sein.
- Gegenüber dem inhomogenen Körpermodell wird im vereinfachten Körpermodell (Flachphantommodell) eine 3 bis 5mal größere bipolare Spannung induziert. Einen sehr großen Einfluss auf die bipolare Spannung hat die Lage der Elektrodenspitze innerhalb des Flachphantoms. Die Einkopplung ist am größten, wenn die Elektrodenspitze im Maximum des induzierten elektrischen Feldes parallel ausgerichtet ist. Dies ist dann der Fall, wenn sich die Elektrodenspitze nahe am Rand des Phantoms befindet und parallel zu diesem ausgerichtet ist. Flachphantome liefern daher nur eine worst-case-Schätzung der bipolaren Spannung.
- Im Vergleich zu einer Exposition mit einem homogenen frontalen Magnetfeld werden durch Exposition mit seitlichen oder senkrechten Magnetfeldern kleinere Werte der unipolaren und bipolaren Spannung hervorgerufen. Grund hierfür sind kleinere Projektionsflächen, die von den magnetischen Feldlinien durchsetzt werden.
- Im Gegensatz zur unipolaren (distalen) Spannung zeigt die bipolare Spannung auf Grund der frequenzabhängigen Leitfähigkeiten des Körpergewebes bei Frequenzen oberhalb von 100 kHz ein vom linearen Verlauf abweichendes Frequenzverhalten.

### 7.11.2 Senkrecht elektrisches Feld

- Für eine Exposition mit einem senkrechten elektrischen Feld zeigen die Simulationen eine Abhängigkeit der bipolaren Spannung von der elektrischen Feldstärke im Bereich der Elektrodenspitze. Für einen Elektrodenabstand von 46 mm und einer Expositionsfrequenz von  $f = 50$  Hz ergibt sich für beide Implantationstechniken ein Wert von ca. 5 für das Verhältnis der unipolaren zur bipolaren Spannung.
- Die Gewebevariationen im Bereich der Elektrodenspitze zeigen eine um 30% höhere bipolare Spannung im Vergleich zur Standardkonfiguration, wenn die Elektrodenspitze komplett von Herzmuskelgewebe umgeben ist. Bei der Standardkonfiguration liegt ein Teil der Spitze der distalen Elektrode in Herzmuskelgewebe, während die proximale Ringelektrode von Blut umgeben ist. Der Grund für die erhöhte bipolare Spannung ist die um einen Faktor 10 kleinere elektrische Leitfähigkeit des Herzmuskelgewebes im Vergleich zum Blut im Herzen.
- Gegenüber einer inhomogenen Gewebeverteilung im Körpermodell ergeben sich für homogene Verteilungen kleinere Werte der bipolaren Spannung, die mit steigender Leitfähigkeit sinken. Im Vergleich zum inhomogenen Körpermodell ergibt sich für eine homogene Gewebeverteilung mit der Leitfähigkeit

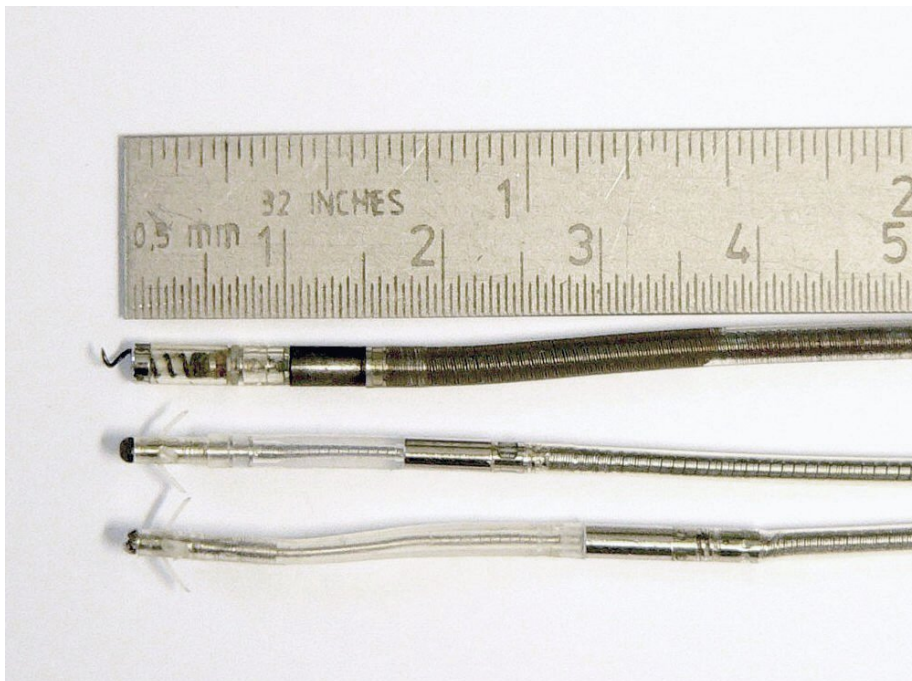
$\sigma = 0,233 \text{ S/m}$  ein um 80% geringerer Wert der bipolaren Spannung. Es zeigt sich der gleiche funktionale Zusammenhang zwischen dem elektrischen Feld innerhalb des homogenen Körpermodells und der elektrischen Leitfähigkeit wie bei einer leitfähigen dielektrischen Kugel.

- Erwartungsgemäß nimmt die bipolare Spannung allgemein mit größer werdendem Elektrodenabstand zu.
- Einen großen Einfluss auf die bipolare Spannung haben Erdungsverhältnisse. Gegenüber dem nicht geerdeten inhomogenen Körpermodell zeigt sich beim geerdeten Modell eine um 80% höhere bipolare Spannung.
- Mit der Frequenz steigt auch die Leitfähigkeit der meisten Gewebe, so dass die unipolaren und bipolaren Spannungen vom linearen Verlauf nach unten hin abweichen.
- Neben der Exposition mit einem homogenen Feld lässt sich auch eine ebene Welle als Feldanregung zur Bestimmung unipolarer und bipolarer Spannungen verwenden.

## 8 Messtechnische Untersuchungen

### 8.1 Ziel der Messungen

Die im vorangegangenen Kapitel vorgestellten Simulationsergebnisse sollen im Folgenden anhand von Messungen verifiziert werden. Bei den experimentellen Untersuchungen wird die bipolare Spannung am Herzschrittmachereingang messtechnisch für den Fall bestimmt, dass der Implantatträger von einem homogenen, frontalen magnetischen Feld  $H_y = 1 \text{ A/m}$  durchsetzt wird. Die Messungen werden für die drei in Abb. 8.1 dargestellten Elektroden mit den Elektrodenabständen 10 mm, 18 mm und 30 mm bei den Frequenzen  $16\frac{2}{3} \text{ Hz}$ , 50 Hz, 100 Hz, 1 kHz, 5 kHz, 10 kHz, 20 kHz und 30 kHz durchgeführt.



**Abb. 8.1** Bipolare Elektroden mit unterschiedlichem Elektrodenabstand

Der Versuchsaufbau besteht aus einem Herzschrittmacher, der in ein mit einer Salzlösung gefülltes Schalenmodell des menschlichen Körpers eingesetzt ist. Die Spannung am Herzschrittmachereingang wird hochohmig gemessen und in ein optisches Signal umgesetzt, das über einen Lichtwellenleiter ausgekoppelt wird. Das optische Signal wird von einer Empfängerschaltung wieder in ein Spannungssignal umgesetzt.

Für die Messungen wird ein realer Herzschrittmacher der Fa. BIOTRONIK (Pikos 01, VVIC/AAIC, unipolar/bipolar) verwendet, bei dem die Herzschrittmacherelektronik durch die elektro-optische Messschaltung ersetzt wird. Zur Erzeugung eines homogenen magnetischen Feldes wird eine Helmholtzspulenanordnung verwendet.

## 8.2 Schaltung zur Messung der bipolaren Spannung

### 8.2.1 Schaltungsentwurf

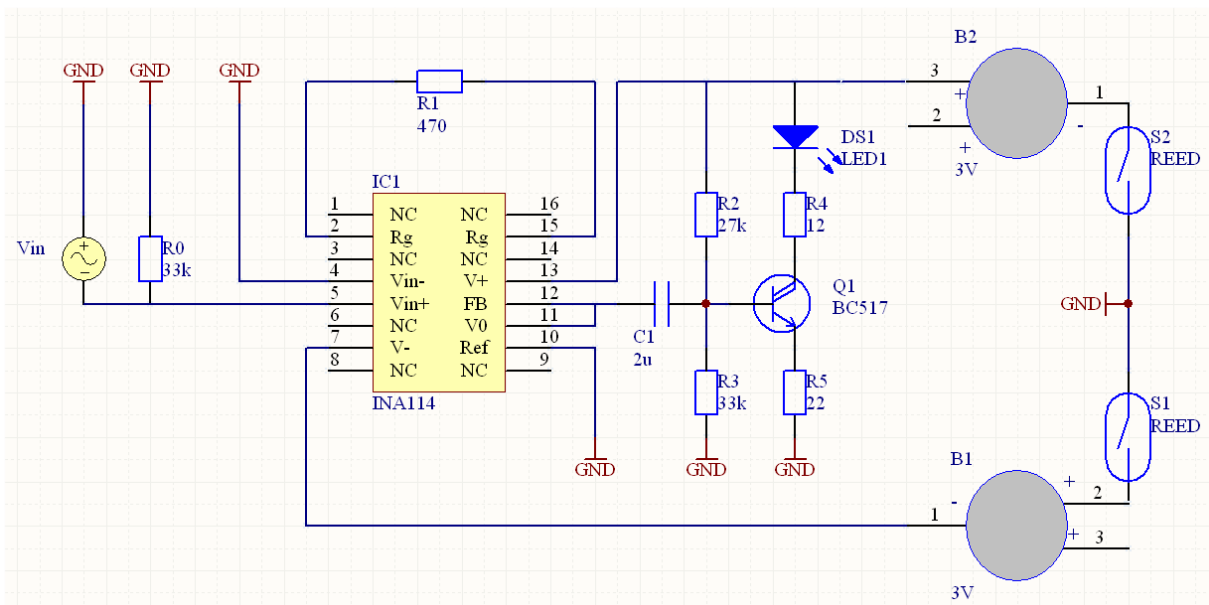
Zur störungsarmen Messung der bipolaren Spannung am Herzschrittmachereingang wird eine Schaltung entworfen, die die gemessene Spannung in ein optisches Signal umwandelt. Dieses wird dann mittels eines Lichtwellenleiters aus dem Herzschrittmachergehäuse ausgekoppelt und von einem optischen Empfänger wieder in ein elektrisches Signal umgewandelt. Die gesamte Übertragungsstrecke ist in Abb. 8.2 dargestellt.



**Abb. 8.2** Übertragungsstrecke aus elektro-optischem und opto-elektrischem Wandler

### 8.2.2 Elektro-optischer Wandler

Ausgangspunkt für den Entwurf des elektro-optischen Wandlers ist eine Schaltung, die im Rahmen des Forschungsprojektes [16] zur Messung unipolarer Störspannungen entwickelt wurde. Kernstück dieser Schaltung war eine Darlington-Schaltung zur Modulation der Lichtintensität einer Leuchtdiode.



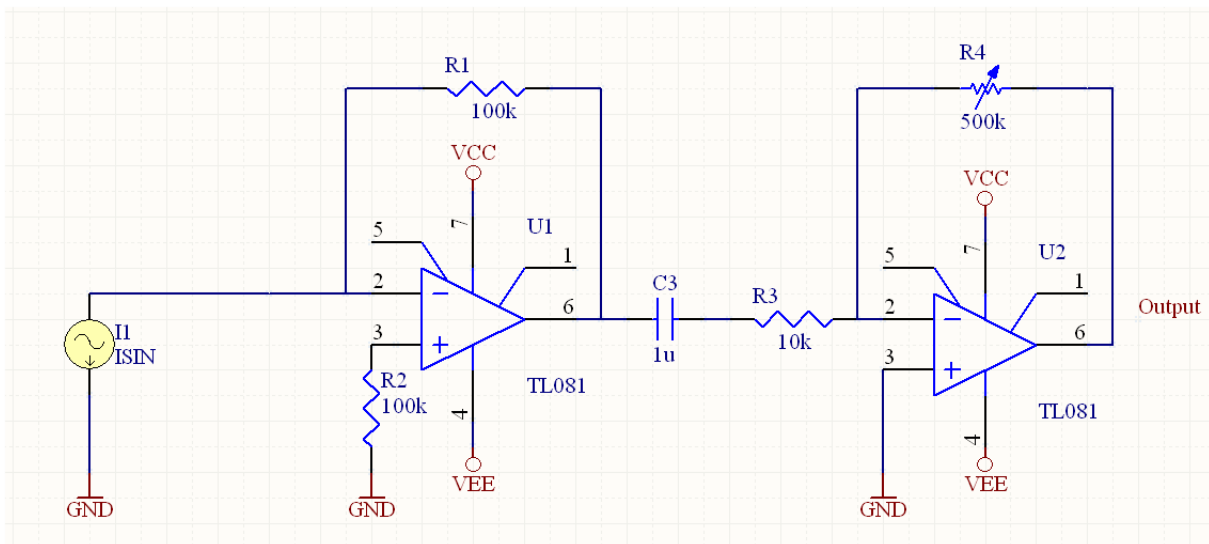
**Abb. 8.3** Schaltung des elektro-optischen Wandlers (Batteriespannung = 3 V)

Die modifizierte Schaltung zur Messung bipolarer Spannungen ist in Abb. 8.3 dargestellt. Um die Darlington-Stufe mit geeigneten Signalamplituden anzusteuern, werden

die bipolaren Spannungen am Herzschrittmachereingang zunächst mittels eines Instrumentenverstärkers (INA114) verstärkt.

### 8.2.3 Opto-elektrischer Wandler

Als opto-elektrischer Wandler dient eine modifizierte Schaltung aus dem Forschungsprojekt [16]. Das optische Signal wird in einem Photodetektor in ein elektrisches Signal umgewandelt und mittels der in Abb. 8.4 gezeigten Operationsverstärkerschaltung verstärkt.



**Abb. 8.4** Empfängerschaltung des opto-elektronischen Wandlers ( $V_{CC} = 10\text{ V}$ ,  $V_{EE} = -10\text{ V}$ )

## 8.3 Kalibrierung der Übertragungsstrecke

Bevor mit der in Kapitel 8.2 entworfenen Übertragungsstrecke Messungen durchgeführt werden können, muss diese zunächst kalibriert werden, d. h. gemäß Abb. 8.2 muss das Verhältnis von Ausgangsspannung  $U_M$  zu Eingangsspannung  $U$  (Übertragungsfaktor  $k$ ) bestimmt werden. Hierzu wird anstelle der Herzschrittmacherelektrode eine geschlossene Rechteckschleife an den Elektrodenanschluss und das Gehäuse des Herzschrittmachers angeschlossen und in ein homogenes magnetisches Feld gebracht. Mit Hilfe des Induktionsgesetzes Gl. 6.1 kann die Spannung  $U$  bestimmt werden, so dass über eine Messung der Spannung  $U_M$  das Übertragungsverhalten charakterisiert wird. Der detaillierte Versuchsaufbau wird im Folgenden beschrieben.

Die Abb. 8.5 zeigt eine schematische Darstellung des Versuchsaufbaus zur Kalibrierung der Übertragungsstrecke. Ein Foto des realisierten Aufbaus ist in Abb. 8.6 wiedergegeben. Das rot dargestellte Helmholtzspulenpaar besteht aus zwei kreisförmigen Einzelspulen mit 30 Windungen und besitzt einen Durchmesser von  $D = 1\text{ m}$ . Der Abstand zwischen den beiden Einzelspulen beträgt  $h = 0,5\text{ m}$ . Das Helmholtzspulenpaar wird über einen Signalgenerator (Agilent 33120 A) und einen Audioverstärker (Pioneer A-105) gespeist. Zur Ermittlung des Stromes  $I$  durch die Helmholtzspulenordnung wird die Spannung  $U_R$  über einem Widerstand  $R$  ( $f < 5\text{ kHz}$ :  $3,9\ \Omega \pm 0,1\%$ ,  $f \geq 5\text{ kHz}$ :  $1\text{ k}\Omega \pm 5\%$ ) bestimmt. Aus dem Strom  $I$  wird dann die magne-



tische Feldstärke in der Mitte der Anordnung berechnet, die zusätzlich noch mit dem Feldmesssystem CHAUVIN ARNOUX 42 überprüft wird.

Auf der Achse einer Kreisspule mit einer Windung ergibt sich das folgende magnetische Feld  $H_k$  [4]

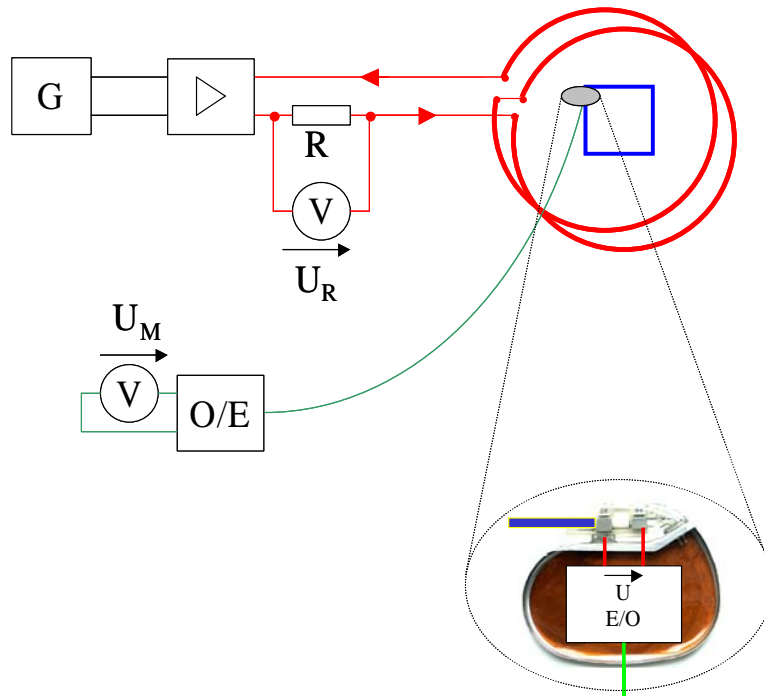
$$H_k = \frac{I}{2} \cdot \frac{(D/2)^2}{\left((D/2)^2 + z^2\right)^{3/2}}. \quad \text{Gl. 8.1}$$

Für die Mitte einer Helmholtzspulenordnung mit  $n$  Windungen ergibt sich durch Überlagerung der Feldkomponenten auf der Achse das magnetische Feld

$$H = \frac{n \cdot I}{2} \cdot \left[ \frac{(D/2)^2}{\left((D/2)^2 + (h/2)^2\right)^{3/2}} + \frac{(D/2)^2}{\left((D/2)^2 + (-h/2)^2\right)^{3/2}} \right]. \quad \text{Gl. 8.2}$$

Die Gl. 8.2 lässt für  $h = D/2$  sich zu folgendem Ausdruck vereinfachen:

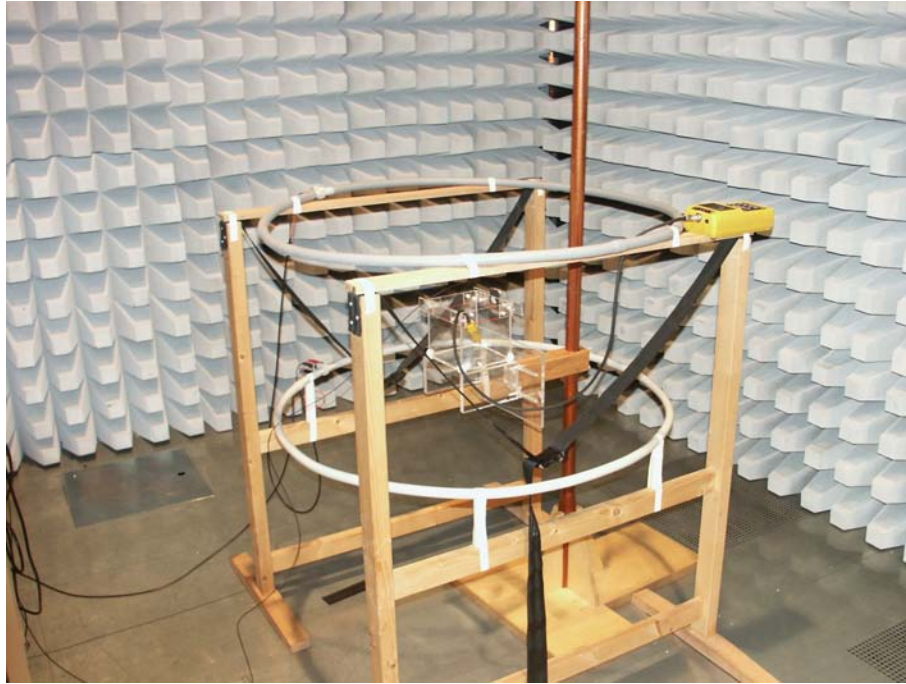
$$H = 1,431 \cdot n \cdot \frac{I}{D}. \quad \text{Gl. 8.3}$$



**Abb. 8.5** Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus zur Kalibrierung der Messstrecke

Das Herzschrittmachergehäuse mit dem elektro-optischen Wandler wird an eine Rechteckschleife mit der aufgespannten Fläche  $A = 15,5 \text{ cm} \times 15,8 \text{ cm}$  angeschlos-

sen. Die induzierte Spannung  $U$  am Herzschrittmachereingang wird aus der Beziehung Gl. 6.1 ermittelt. Durch Messung der Spannung  $U_M$  kann der Übertragungsfaktor  $k$  zwischen der induzierten Spannung  $U$  am Herzschrittmachereingang und der gemessenen Spannung  $U_M$  bestimmt werden.



**Abb. 8.6** Foto des Versuchsaufbaus zur Kalibrierung der Messstrecke

In der Tab. 8.1 sind die Messwerte und der daraus ermittelte Übertragungsfaktor  $k$  zur Kalibrierung der Messschaltung aufgelistet.

**Tab. 8.1** Magnetische Feldstärke  $H_y$ , Messwerte der Spannung  $U_M$  und der daraus berechnete Übertragungsfaktor  $k$  des Versuchsaufbaus zur Kalibrierung der Messstrecke

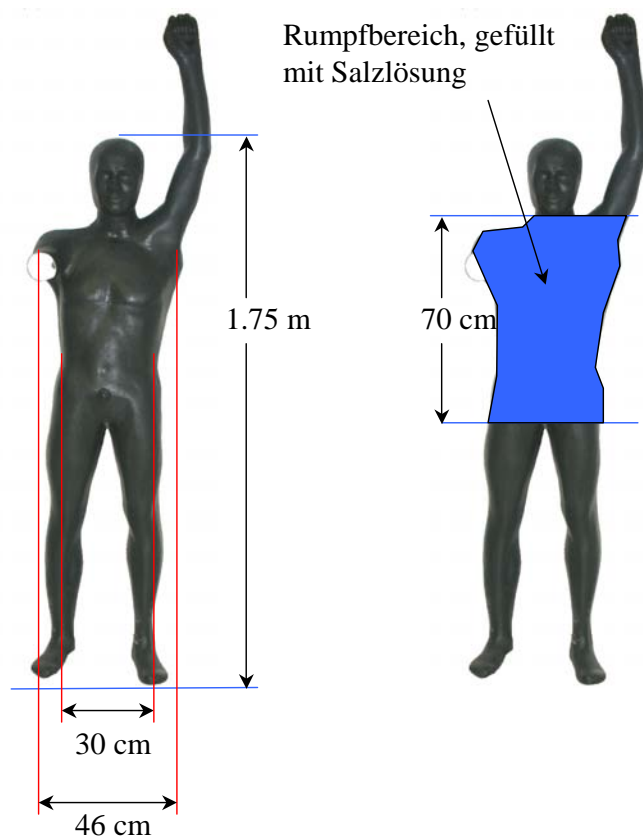
f [Hz]	$H_y$ [A/m]	$U_M$ [V]	$k (U_M/U_{ind})$
16,67	56,9	0,256	1444,72
50	8,91	0,389	4659,27
100	3,28	0,427	6946,8
1000	0,251	0,426	9077,5
5000	0,0879	0,799	9710,17
10000	0,0628	0,996	8478,84
20000	0,0568	1,29	6066,96
30000	0,0496	1,21	4333,17

## 8.4 Messung in einem Modell des menschlichen Körpers

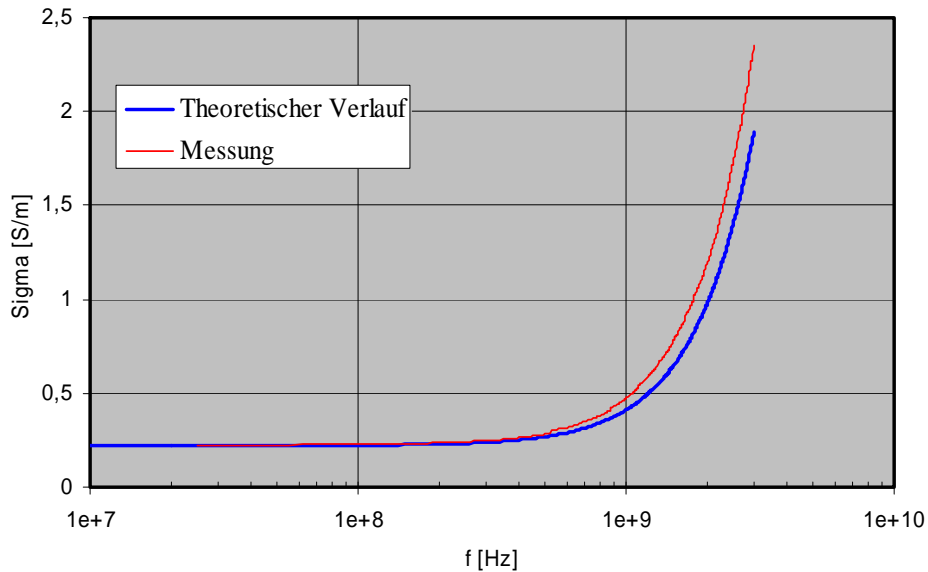
### 8.4.1 Ganzkörperphantom und gewebesimulierende Flüssigkeit

Die Abb. 8.7 zeigt die Abmessungen des verwendeten Ganzkörperphantoms und des mit Salzlösung gefüllten Rumpfbereichs. Die Simulationen zeigen, dass bei Exposition mit einem frontalen magnetischen Feld die Berücksichtigung des Rumpfbereiches ausreicht und somit auf ein Befüllen des gesamten Körpermodells verzichtet werden kann.

Die elektrische Leitfähigkeit der verwendeten Salzlösung im Rumpfbereich des Ganzkörperphantoms im untersuchten Frequenzbereich von  $16\frac{2}{3}$  Hz bis 30 kHz ist im Wesentlichen von der ionischen Leitfähigkeit bestimmt und beträgt im interessierenden Frequenzbereich  $\sigma = 0,23$  S/m. Die Permittivitätszahl beträgt etwa  $\epsilon_r = 80$ . Die dielektrischen Eigenschaften werden bei Frequenzen von  $> 25$  MHz mit einem Materialparametermesssystem (HP 85070B mit HP 8753D Netzwerkanalysator) überprüft. Das Materialparametermessgerät ist erst ab einer Frequenz von 200 MHz spezifiziert, liefert aber bei den vorliegenden dielektrischen Eigenschaften auch bei niedrigeren Frequenzen zuverlässige Messergebnisse. Die Abb. 8.8 zeigt den Vergleich des theoretischen und gemessenen Verlaufs der elektrischen Leitfähigkeit der verwendeten Salzlösung (1,3 g NaCl/1 Liter Wasser) für Frequenzen bis 3 GHz [25].



**Abb. 8.7** Abmessungen des Ganzkörperphantoms und des mit Salzlösung gefüllten Teils



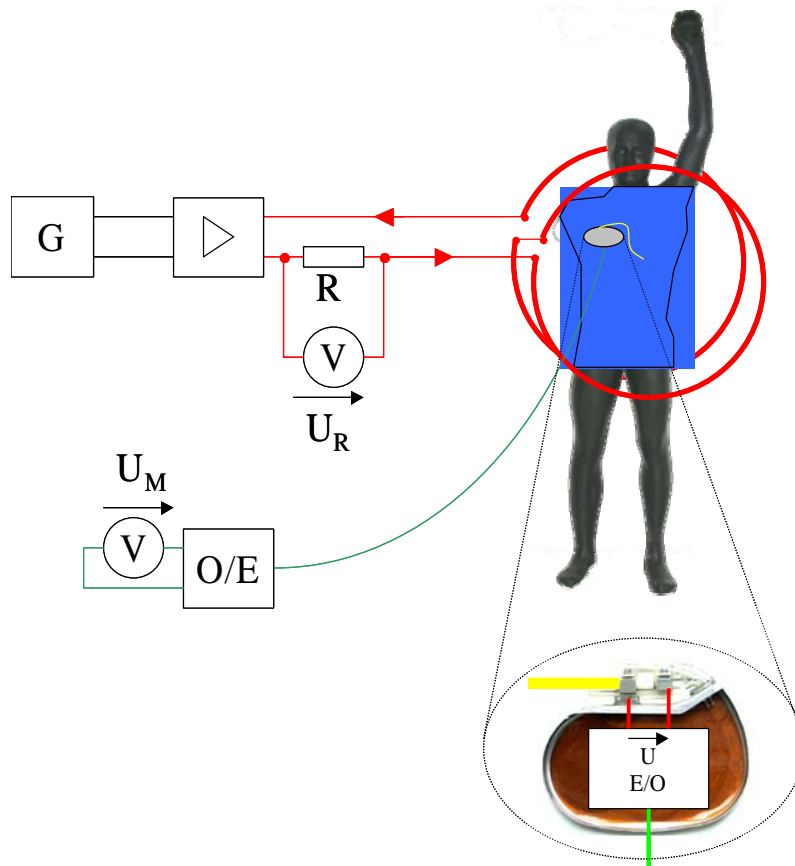
**Abb. 8.8** Vergleich des theoretischen und gemessenen Verlaufs der elektrischen Leitfähigkeit der verwendeten Salzlösung

#### 8.4.2 Versuchsaufbau

Nach der Kalibrierung wird die eigentliche Messung durchgeführt. Hierzu wird die rechteckförmige Kalibrierschleife durch eine bipolare Elektrodenanordnung ersetzt, die dem Verlauf der Elektrode in rechtspektoraler Implantationsweise entspricht. Das Simulationsmodell wird hierbei als Vorlage verwendet. Die Halterung der Elektroden geschieht mittels angebohrter PVC-Gewindestangen, so dass nur eine minimale Störung der Stromdichteverteilung in der gewebesimulierenden Flüssigkeit zu erwarten ist.

Die gesamte Anordnung wird schließlich in das Ganzkörperphantom mit der gewebesimulierenden Flüssigkeit eingetaucht. Die Abb. 8.9 zeigt den schematischen Versuchsaufbau. Der in der EMV-Absorberhalle realisierte Aufbau ist in Abb. 8.10 dargestellt.

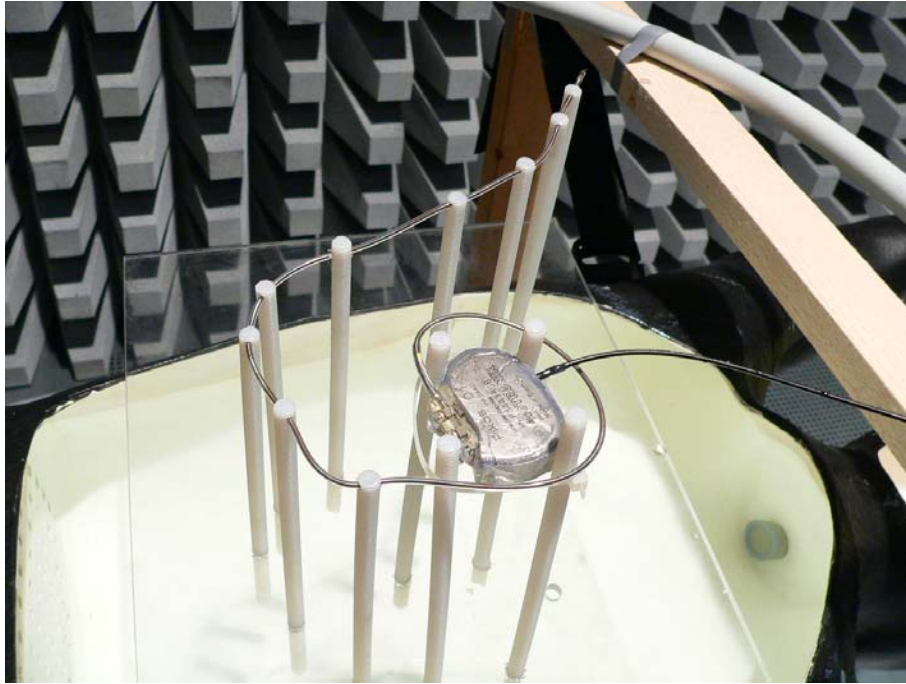
Die Abb. 8.11 bis Abb. 8.13 zeigt die Fixierung und die Platzierung des Herzschrittmachers mit integrierter Messschaltung im Ganzkörperphantom.



**Abb. 8.9** Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus



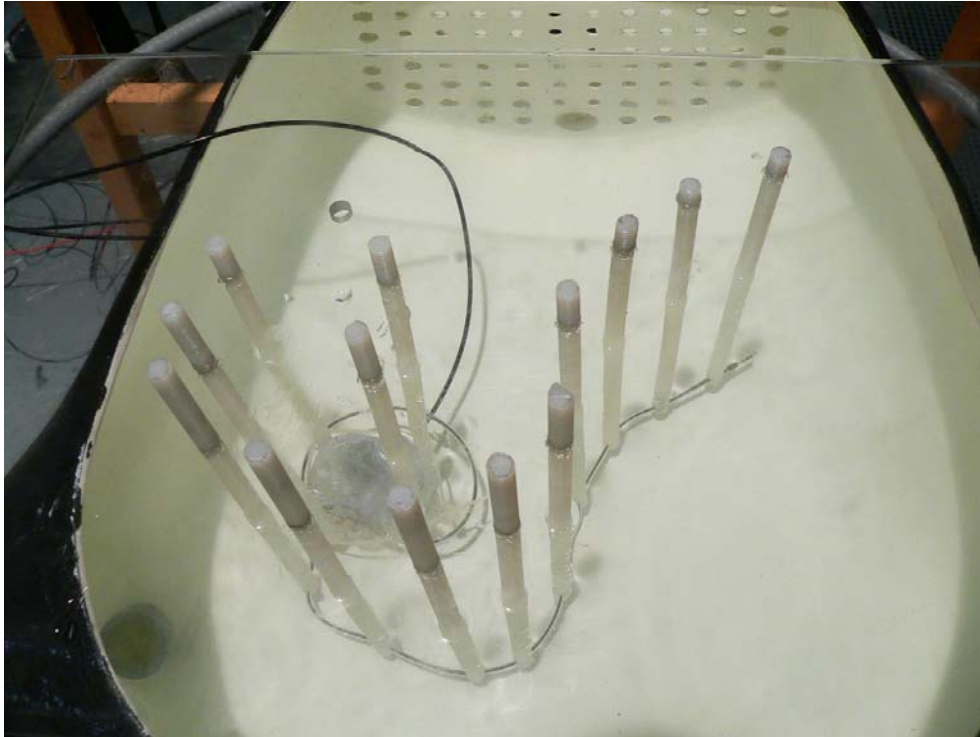
**Abb. 8.10** Foto des Versuchsaufbaus mit Helmholtzspulenordnung und Ganzkörperphantom in der EMV-Absorberhalle



**Abb. 8.11** Nahaufnahme der Fixierung des Herzschrittmachers an den PVC-Gewindestangen in rechtspektoraler Implantationsweise



**Abb. 8.12** Foto zur Darstellung der in das Ganzkörperphantom eingetauchten Herzschrittmacheranordnung



**Abb. 8.13** Nahaufnahme des im Ganzkörperphantom eingetauchten Herzschrittmachers in rechtspektoraler Implantationsweise

### 8.4.3 Messergebnisse

In Tab. 8.2 sind für die verschiedenen Messfrequenzen die Effektivwerte der magnetischen Feldstärkewerte  $H_y$  mit den zugehörigen gemessenen Spannungen  $U_M$  für die drei untersuchten Elektrodenabstände aufgelistet.

**Tab. 8.2** Feldstärkewerte  $H_y$  und gemessene bipolare Spannungen  $U_M$  für drei verschiedene Elektrodenabstände

f [Hz]	10 mm		18 mm		30 mm	
	$H_y$ [A/m]	$U_M$ [mV]	$H_y$ [A/m]	$U_M$ [mV]	$H_y$ [A/m]	$U_M$ [mV]
16,67	79,7	-	74,1	64,3	84,5	52
50	94,3	58,7	49,9	222	50,4	180
100	33,7	61,1	12,9	140	13,2	131
1000	8,57	92,2	1,78	91,8	1,59	195
5000	0,662	34,1	0,351	63,5	0,307	176
10000	0,572	36,4	0,158	51,3	0,165	150
20000	0,55	44,0	0,135	65,1	0,136	165
30000	0,487	45,0	0,202	115	0,139	177

Für die drei verschiedenen Elektrodenabstände sind in Tab. 8.3 die mit Hilfe des Übertragungsfaktors  $k$  ermittelten Effektivwerte der bipolaren Spannung als Funktion der Frequenz zusammengefasst. Die gemessenen Effektivwerte sind auf  $H_y = 1 \text{ A/m}$  skaliert.

**Tab. 8.3** Ergebnisse der gemessenen Effektivwerte der induzierten bipolaren Spannung für drei verschiedene Elektrodenabstände in einem frontalen Magnetfeld  $H_y = 1 \text{ A/m}$

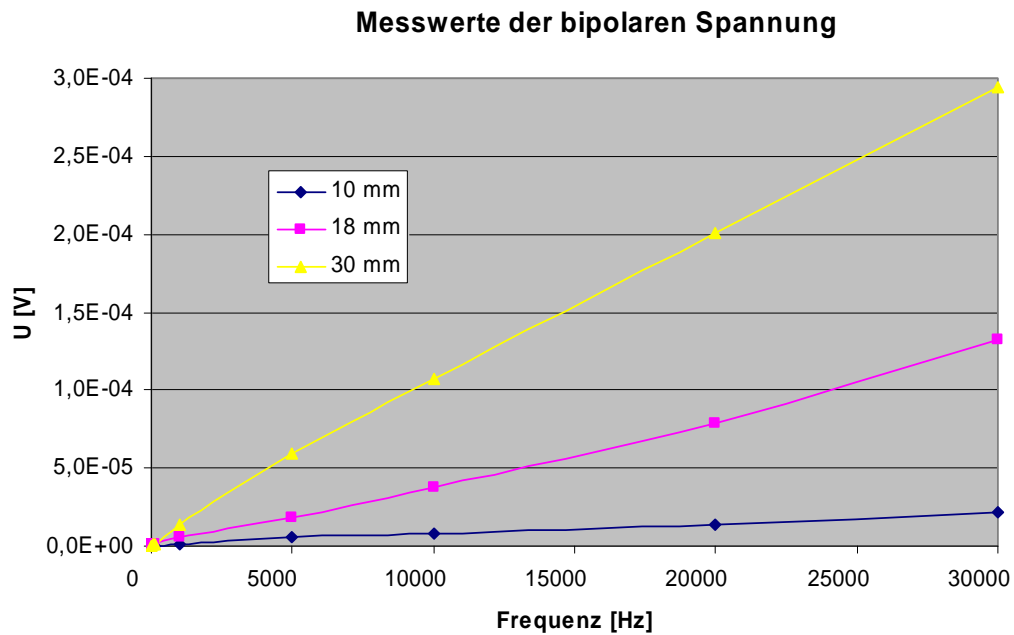
Frequenz [Hz]	$U_{10\text{mm}} [\mu\text{V}]$	$U_{18\text{mm}} [\mu\text{V}]$	$U_{30\text{mm}} [\mu\text{V}]$
16,67	-	0,60	0,43
50	0,13	0,96	0,77
100	0,26	1,56	1,43
1000	1,19	5,68	13,54
5000	5,31	18,65	59,03
10000	7,51	38,17	107,03
20000	13,19	79,19	200,61
30000	21,33	131,97	294,03

Bei der Expositionsfrequenz  $f = 16\frac{2}{3} \text{ Hz}$  ist für die Elektrode mit dem Elektrodenabstand von 10 mm die Messgenauigkeit zu groß, so dass der zugehörige Spannungswert nicht in der Tab. 8.3 aufgeführt ist.

Die Abb. 8.14 zeigt für die drei verschiedenen Elektrodenabstände die gemessenen Effektivwerte der induzierten bipolaren Spannung am Herzschrittmachereingang als Funktion der Frequenz bei Anregung mit einem auf  $H_y = 1 \text{ A/m}$  skalierten frontalen Magnetfeld. Es zeigt sich sehr deutlich der bereits aus den Simulationen erwartete lineare Anstieg der bipolaren Spannung mit der Frequenz und die Induzierung höherer Spannungen bei den Elektroden mit größerem Elektrodenabstand.

Der Effektivwert der bipolaren Spannung ist von der Amplitude und vom Verlauf des elektrischen Feldes im Bereich der Elektrodenspitze abhängig. Die Einkopplung ist am größten, wenn die Elektrodenspitze parallel zu den Feldlinien des elektrischen Feldes bzw. der elektrischen Stromdichte ausgerichtet ist. Bei den Messungen hat sich gezeigt, dass abhängig von der Lage und Orientierung der Elektrodenspitze im Phantom der Effektivwert der bipolaren Spannung maximal um den Faktor 5 beeinflusst werden kann.

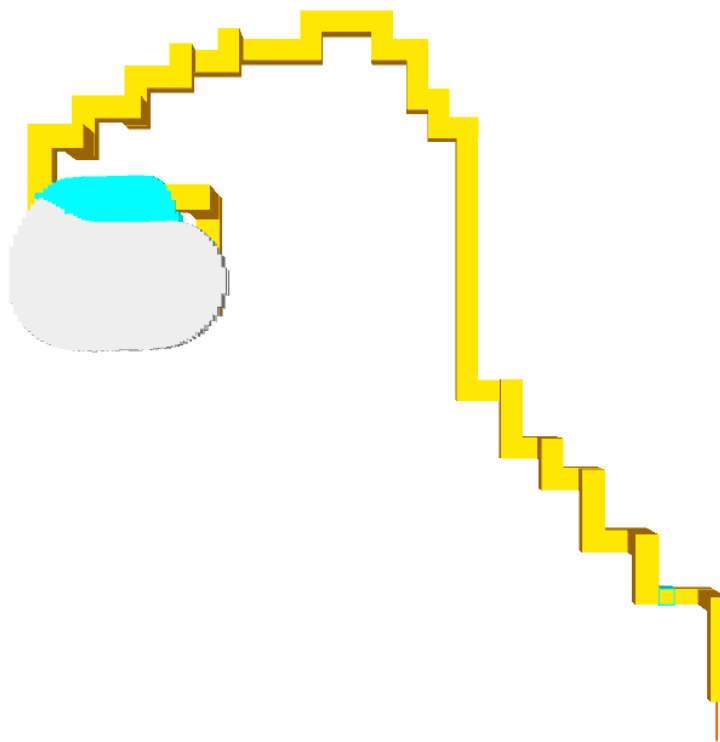




**Abb. 8.14** Gemessene Effektivwerte der induzierten bipolaren Spannung am Herzschrittmachereingang für verschiedene Elektrodenabstände in einem frontalen magnetischen Feld  $H_y = 1 \text{ A/m}$

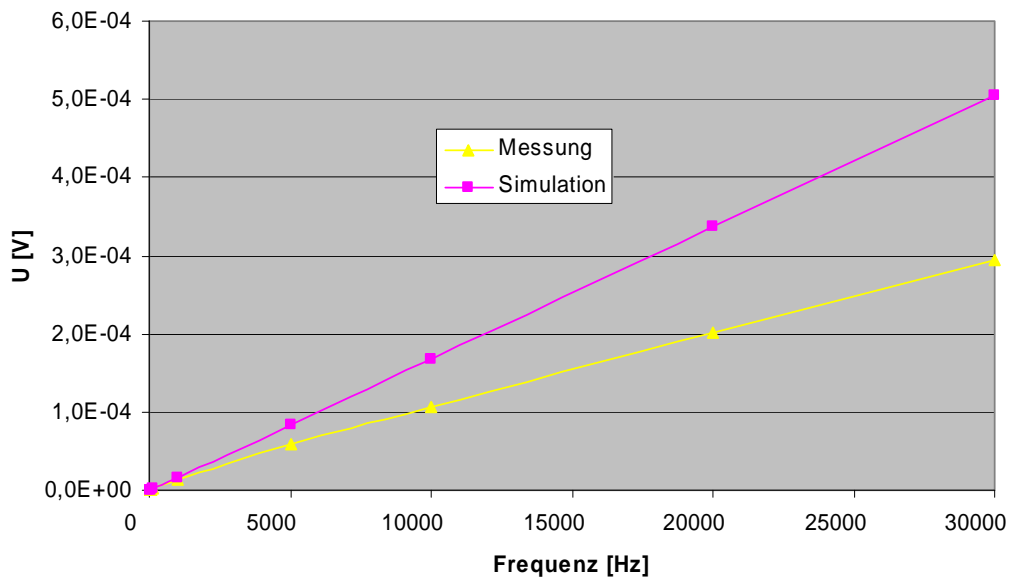
#### 8.4.4 Vergleich der gemessenen bipolaren Spannungen mit Simulationen und Literaturwerten

Zum besseren Vergleich der Simulationsergebnisse mit den Messergebnissen, wird das Simulationsmodell bezüglich der Position und der Orientierung der Elektroden spitze innerhalb des homogenen Körpermodells an die Messkonfiguration angepasst. Die Abb. 8.15 zeigt das Herzschrittmachermodell in rechtspektoraler Implantationsweise mit modifizierter Elektrodenanordnung im Bereich der Elektroden spitze. Im Körpermodell sind die elektrischen Leitfähigkeiten aller Gewebearten auf den Wert  $\sigma = 0,233 \text{ S/m}$  festgelegt. Die Abb. 8.16 zeigt den Verlauf der bipolaren Spannung für die gemessenen und simulierten Effektivwerte der bipolaren Spannung über einen Frequenzbereich von  $16\frac{2}{3} \text{ Hz}$  bis  $30 \text{ kHz}$ . Die Simulationsergebnisse sind auf die Messfrequenzen skaliert. Es zeigt sich eine gute Übereinstimmung in Bezug auf die Größenordnung und den linearen Verlauf. Da das Simulationsmodell einen größeren Elektrodenabstand aufweist, sind die simulierten Effektivwerte der bipolaren Spannung erwartungsgemäß größer. Eine weitere mögliche Abweichung zwischen den gemessenen und den simulierten Werten kann aus den unterschiedlichen Geometrien der Phantome und den damit verbundenen Unterschieden in der Stromdichteverteilung resultieren.



**Abb. 8.15** Herzschrittmachermodell in rechtspektoraler Implantationsweise mit modifizierter Elektrodenanordnung im Bereich der Elektrodenspitze

#### Vergleich Simulation und Messung



**Abb. 8.16** Vergleich der gemessenen und simulierten bipolaren Spannung für ein frontales Magnetfeld  $H_y = 1 \text{ A/m}$  bei einer Frequenz von  $f = 50 \text{ Hz}$

Die Messergebnisse nach Abb. 8.14 und Abb. 8.16 stehen im Widerspruch zu den Messergebnissen der HTWK Leipzig [18], die einen nichtlinearen Verlauf der bipolaren Spannung mit der Frequenz aufzeigen.

## **8.5 Diskussion der Messergebnisse**

Für die drei untersuchten Elektrodenabstände zeigen die Messergebnisse der bipolaren Spannung den schon aus den Simulationen ermittelten linearen Verlauf über die Frequenz.

Unter Berücksichtigung der Unterschiede zwischen der Messanordnung und dem Simulationsmodell zeigt sich eine gute Übereinstimmung der gemessenen mit den simulierten Effektivwerten der bipolaren Spannung.

## 9 Zusammenfassung der Ergebnisse und Schlussfolgerungen

Im Rahmen dieses Forschungsprojektes wurde von der IMST GmbH und der FH Dortmund ein numerisches Kopplungsmodell erarbeitet, das die Transformation eines elektrischen, magnetischen oder elektromagnetischen Feldes außerhalb des Körpers in eine Störspannung am Eingang des Implantates beschreibt. Das numerische Verfahren basiert auf der Methode der finiten Differenzen im Zeitbereich (FDTD). Die Berechnungen wurden mit hochaufgelösten anatomischen Körpermodellen unter Berücksichtigung der realen Implantations- und Expositionssituation durchgeführt und ermöglichen somit im Einzelfall eine wesentlich höhere Genauigkeit der Bewertung des Risikos für den Exponierten.

Umfangreich wurde untersucht, wie hoch der **Modellierungsaufwand** bei der numerischen Simulation der bipolaren Elektrodenanordnung sein muss, um zu effizienten Simulationsmodellen zu gelangen, die aussagekräftige Ergebnisse für die Störspannung bei einem angemessenen Aufwand liefern:

- Als numerisches Modell einer bipolaren Elektrodenanordnung eignet sich eine Zweileiterstruktur. Die beiden Leiter der Elektrodenanordnung sind bei Magnetfeldexposition so anzuordnen, dass von ihnen keine Fläche aufgespannt wird, die von den Feldlinien des magnetischen Feldes durchsetzt werden können.
- Die Dicke der Elektrodenleiter hat keinen entscheidenden Einfluss auf die induzierte bipolare Spannung.
- Die genaue Form der Kontaktfläche des Elektrodenrings (proximale Elektrode) mit dem umliegenden Gewebe hat nur einen untergeordneten Einfluss auf die bipolare Spannung.
- Die Herzschrittmachereingangsimpedanz kann vereinfachend durch einen Leerlauf repräsentiert werden und muss im Einzelnen nicht weiter modelliert werden, da sie deutlich größer als der Gewebewiderstand ausfällt.
- Bei einer Magnetfeldexposition ist für die Ermittlung der bipolaren Spannung die genaue Verlegung der Elektrodenzuführung unerheblich. Bei Betrachtung der unipolaren Spannung bestimmt die Elektrodenzuführung jedoch die aufgespannte Fläche und ist daher sorgfältig zu berücksichtigen.

Niederfrequente magnetische Felder werden in ihrer Verteilung durch die Anwesenheit des Körpers nahezu nicht beeinflusst. Die wichtigsten Ergebnisse für eine Exposition mit einem **Magnetfeld** lassen sich wie folgt zusammenfassen:

- Die Orientierung der Spitze einer bipolaren Elektrodenkonfiguration innerhalb des Körpermodells hat einen großen Einfluss auf die Größe der induzierten bipolaren Spannung. Die Einkopplung ist am größten, wenn die Elektroden spitze parallel zu den Feldlinien des elektrischen Feldes (Stromdichte) ausgerichtet ist. Variationen, die zu einer Veränderung des elektrischen Feldverlaufes im Bereich der Elektroden spitze führen, haben somit einen großen Ein-

fluss auf die induzierte bipolare Spannung. Expositionsszenarien, die zu unterschiedlichen Feldstärkeverläufen im Bereich der Elektroden Spitze führen, sind z. B. Gewebevariationen im Bereich der Spitze (d. h. unterschiedliche Orte der implantierten Spitze) und die Verwendung unterschiedlicher Körpermodelle (Flachphantom, Ganzkörperphantom).

- Als Sicherheitsfaktor bezeichnet man das Verhältnis aus unipolarer zu bipolarer Spannung. Zu einer worst-case-Abschätzung des Sicherheitsfaktors gelangt man, wenn man die Länge der unipolaren Elektrode ins Verhältnis zum Elektrodenabstand der bipolaren Elektrode setzt.
- Anatomische Körpermodelle mit homogener elektrischer Leitfähigkeit zeigen im Vergleich zum inhomogenen Körpermodell eine höhere induzierte Spannung. Eine inhomogene Verteilung des Gewebes führt zu einer veränderten Verteilung der induzierten Stromdichte im Bereich des Herzens, so dass ein Einfluss auf die bipolare Spannung unmittelbar einsichtig ist. Da verschiedene homogene elektrische Leitfähigkeiten zu keiner Beeinflussung der bipolaren Spannung führten, lässt sich schlussfolgern, dass es sich - wie im theoretischen Teil der Arbeit erläutert - bei der beeinflussenden Größe um das induzierte elektrische Feld an der Elektroden Spitze handelt (und nicht um die elektrische Stromdichte).
- Die Simulationen zeigen, dass im Allgemeinen mit wachsendem Elektrodenabstand die bipolare Spannung zunimmt.
- Eine Erdung des inhomogenen Körpermodells zeigt keinen nennenswerten Einfluss.
- Die Verwendung von Rumpfmolellen ist zulässig, wenn die Schnittebenen weit genug vom Herzschrittmacher entfernt liegen. Der Abstand der Schnittflächen des Körpermodells zur Spitze der bipolaren Elektrodenanordnung sollte größer als 30 cm sein.
- Die Exposition mit einem frontalen Magnetfeld stellt den worst-case dar.
- Trotz frequenzabhängiger Gewebeparameter des Körpermodells für den Frequenzbereich von 1 kHz bis 1 MHz weist die unipolare Spannung einen linearen Verlauf auf. Die bipolare Spannung ist etwas empfindlicher gegenüber der frequenzabhängigen Gewebeparametervariation und weicht leicht vom linearen Verlauf ab.

Bei Arbeitsplätzen mit primär niederfrequenten **elektrischen Feldern** muss bei der Bewertung sehr viel differenzierter vorgegangen werden:

- Erwartungsgemäß nimmt die bipolare Spannung allgemein mit größer werdendem Elektrodenabstand zu.
- Einen großen Einfluss auf die bipolare Spannung haben Erdungsverhältnisse. Die geerdeten Modelle wiesen im worst-case den zweifachen Wert der bipolaren Spannung gegenüber einem ungeerdeten Modell auf.

- Bei den Simulationen zeigte sich ein großer Einfluss der Körperform auf die bipolare Spannung.
- Die Simulationen zeigten eine starke Beeinflussung der bipolaren Spannung durch Änderungen der dielektrischen Eigenschaften des Körpermodells. So zeigte sich eine hohe Empfindlichkeit der bipolaren Spannung, wenn im Bereich der Elektrodenspitze das umliegende Gewebe verändert wird. Gegenüber einer inhomogenen Gewebeverteilung im Körpermodell ergeben sich für homogene Verteilungen kleinere Werte der bipolaren Spannung, die mit steigender Leitfähigkeit sinken. Für homogene Gewebeverteilungen zeigt sich der gleiche funktionale Zusammenhang zwischen dem elektrischen Feld innerhalb des homogenen Körpermodells und der elektrischen Leitfähigkeit wie bei einer leitfähigen dielektrischen Kugel.
- Mit zunehmender Frequenz steigt auch die Leitfähigkeit der meisten Gewebe, so dass die unipolaren und bipolaren Spannungen vom linearen Verlauf nach unten hin abweichen.
- Die Elektrodenführung muss nicht explizit berücksichtigt werden. Zur Ermittlung der unipolaren und der bipolaren Spannung reicht es aus, nur die Lage des Herzschrittmachergehäuses und der Elektrodenspitze zu berücksichtigen.

Die Verifizierung des Kopplungsmodells erfolgte anhand von Messungen. Für eine störungsarme Messung wurde hierzu eine lichtwellenleitergebundene Messschaltung entwickelt und in ein reales Herzschrittmachergehäuse eingesetzt. In das Feld einer Helmholtzspulenordnung wurde ein Phantommodell des menschlichen Körpers positioniert, das mit einer gewebesimulierenden Flüssigkeit gefüllt wurde. Die bipolare Elektrode wurde in rechtspektoraler Implantationsweise auf einer PVC-Konstruktion fixiert und im Phantom platziert. Für die drei untersuchten Elektrodenabstände zeigte sich in Übereinstimmung mit den Simulationsergebnissen ein nahezu linearer Verlauf der bipolaren Spannung in Abhängigkeit von der Frequenz.

## 10 Literaturverzeichnis

- [1] **ANSI/AAMI PC69:2000.** Active implantable medical devices—Electromagnetic compatibility—EMC test protocols for implantable cardiac pacemakers and implantable cardioverter defibrillators.
- [2] **Bahr, A.; Bolz, T.; Gollor, U.; Gustrau, F.; Köther, D.:** Schutz von Personen mit Implantaten und Körperhilfen in elektromagnetischen Feldern des Mobilfunks, UMTS, DECT, Powerline und Induktionsfunktanlagen. Abschlußbericht zum Projekt 37/02, erstellt für das Bundesministerium für Wirtschaft und Arbeit, 2005.
- [3] **Bahr, A.; Bolz, T.; Gustrau, F.:** Entwicklung eines numerischen Kopplungsmodells 'Bipolare Herzschrittmacher-Elektrodenanordnungen' für den Frequenzbereich von 10 Hz bis 1 MHz. 1.Zwischenbericht zum Projekt F2090, erstellt für die der Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin, Dortmund/Berlin, 2005.
- [4] **Blume, S.:** *Theorie elektromagnetischer Felder.* Hüthig Verlag, Heidelberg, 1988.
- [5] **Dawson, T.W. et al.:** Pacemaker Interference by Magnetic Fields at Power Line Frequencies. IEEE Trans. Biomed. Eng. 40 (2002), 3, 254-262.
- [6] **DIN EN 50061/A1 (VDE 0750 Teil 9/A1):1996-07.** Sicherheit implantierbarer Herzschrittmacher – Schutz gegen elektromagnetische Störungen; Deutsche Fassung EN 50061:1998/A1:1995.
- [7] **Eggert, S.; Ruppe, I.; Goltz, S.; Hentschel, K.; Keitel, J.:** Störbeeinflussung aktiver elektronischer Implantate durch elektrische, magnetische und elektromagnetische Felder. Schriftenreihe der Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin, Dortmund/Berlin, 1999.
- [8] Empfehlung des Rates vom 12. Juli 1999 zur Begrenzung der Exposition der Bevölkerung gegenüber elektromagnetischen Feldern (0 Hz – 300 GHz) – (1999/519/EG). Amtsblatt der Europäischen Gemeinschaften vom 30.07.1999, L 199/59- L 199/70.
- [9] **EMPIRE™.** User and Reference Manual. IMST GmbH, 2004.
- [10] **EN 45502-2-1:2003:** Active Implantable Medical Devices – Part 2-1: Particular requirements for active implantable medical devices intended to treat bradyarrhythmia (cardiac pacemakers).
- [11] **E DIN VDE 0848-3-1 (VDE 0848 Teil 3-1):2002-05.** Sicherheit in elektrischen, magnetischen und elektromagnetischen Feldern – Teil 3-1: Schutz von Personen mit aktiven Körperhilfsmitteln im Frequenzbereich 0 Hz bis 300 GHz.
- [12] **E DIN VDE 0848-3-1 (VDE 0848 Teil 3-1):2003-10.** Sicherheit in elektrischen, magnetischen und elektromagnetischen Feldern – Teil 3-1: Schutz von Personen mit aktiven Körperhilfsmitteln im Frequenzbereich 0 Hz bis 300 GHz.

- [13] **Gabriel, S; Lau, R.W.; Gabriel, C.** : The dielectric properties of biological tissue: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues. *Phys. Med. Biol.*, 2271-2293, 1996.
- [14] **Gandhi, O.P. ; Chen, J.-Y.**: Numerical Dosimetry at Power-Line Frequencies Using Anatomically Based Models. *Bioelectromagnetics Supplement* (1992), 1, 43-60.
- [15] **Gustrau, F.; Bahr, A.; Goltz, S.; Eggert, S.; Hentschel, K., Ruppe, I.**: Berechnung feldinduzierter Ströme und Stromdichten in Modellen des menschlichen Körpers im Frequenzbereich von 10 Hz bis 30 MHz. Bremerhaven: Wirtschaftsverlag NW 2000 (Schriftenreihe der Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin: Forschung 906).
- [16] **Gustrau, F.; Bahr, A.; Goltz, S.; Eggert, S.; Hentschel, K.**: Numerische Modellierung elektronischer Implantate und Berechnung der Störspannung am Implantateingang. Bremerhaven: Wirtschaftsverlag NW 2003 (Schriftenreihe der Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin: Forschung 988).
- [17] **Hansen, V.; Eibert, T.**: Numerische Verfahren zur Berechnung der von elektromagnetischen Quellen im menschlichen Körper erzeugten Felder. VDE Fachbericht 45. *Biologische Wirkungen elektromagnetischer Felder*. Berlin: VDE-Verlag 1993.
- [18] **Hille, S.**: Analytische, numerische und messtechnische Ermittlung der Störspannungseinkopplung in bipolare Herzschrittmacherelektroden. Master-Arbeit, Fachbereich Elektrotechnik und Informationstechnik, HTWK Leipzig, 2005.
- [19] **Irnich, W.**: Electronic Security Systems and Active Implantable Medical Devices, *Journal of Pacing and Clinical Electrophysiology*, Vol. 25, No. 8, Aug. 2002.
- [20] **Kost, A.**: Numerische Methoden in der Berechnung elektromagnetischer Felder. Berlin: Springer Verlag 1994.
- [21] **Kunz, K.S.; Luebbers, R.J.**: The Finite Difference Time Domain Method for Electromagnetics. Boca Raton: CRC Press 1993.
- [22] **Lippert, H.**: Anatomie, Text und Atlas, Urban und Schwarzenberg, München, 1989.
- [23] **Markewitz, A.**: Jahresbericht 2004 des Deutschen Herzschrittmacher-Registers, Koblenz, 2006.
- [24] **Meckelburg, H.; Jahre, K.; Matkey, K.**: Störfestigkeit von Herzschrittmachern im Frequenzbereich 30 kHz bis 2,5 GHz. Studie der Cetecom, Essen, 1995.
- [25] **Schilt, H.**: Elektrizitätslehre. Birkhäuser Verlag Basel und Stuttgart, 1959.



- [26] **Stuchly, M.A.; Gandhi, O.P.:** Inter-Laboratory Comparison of Numerical Dosimetry for Human Exposure to 60 Hz Electric and Magnetic Fields. *Bioelectromagnetics*, 21:167-174, 2000.
- [27] **Taflove, A.:** Computational Electrodynamics – The Finite Difference Time Domain Method. Boston: Artech House 2000.
- [28] **URL:** <http://www.brooks.af.mil/AFRL/HED/hedr/hedr.html>
- [29] **Yee, K. S.:** Numerical solution of initial boundary value problems involving Maxwell's equations in isotropic media. *IEEE Trans. Antennas Propagat.* (1966), 302-307.

# 11 Abbildungsverzeichnis

	Seite
<b>Abb. 1.1</b> Zusammenwirken von Kopplungsmodell und Störfestigkeit zur Beurteilung der Beeinflussung des Implantats	12
<b>Abb. 2.1</b> Aufbau eines Herzschrittmachers	14
<b>Abb. 2.2</b> Rechtspektorale (a), linkspektorale (b), abdominale (c) und epikardiale (d) Implantationstechnik für Herzschrittmacher	17
<b>Abb. 3.1</b> Anordnung der Feldkomponenten innerhalb der Einheitszelle im Yee-Schema	21
<b>Abb. 4.1</b> Überlagerung gegenläufiger homogener ebener Wellen (HEW) zur Erzeugung homogener elektrischen und magnetischer Felder	26
<b>Abb. 4.2</b> Stromdichte in einem zylindrischen Körper bei Exposition mit einem axial orientierten magnetischen Feld	27
<b>Abb. 4.3</b> Illustration des linearen Anstiegs der Stromdichte mit der Frequenz (hier von 0 Hz bis 10 MHz) (links) sowie mit dem Radius (rechts)	27
<b>Abb. 4.4</b> Induktion einer Spannung $U_i$ in einer einseitig offenen isolierten Leiterschleife, die in einen dielektrischen Körper eingebettet ist	28
<b>Abb. 4.5</b> Induktion einer Spannung $U_i$ in einer beidseitig offenen Leiterschleife, die in einen dielektrischen Körper eingebettet ist	28
<b>Abb. 4.6</b> Homogene elektrisch leitfähige Kugel in einem homogenen äußeren elektrischen Feld $E_{z0}$ und influenzierte elektrischen Feldstärke $E_z$ innerhalb der Kugel	29
<b>Abb. 4.7</b> Elektrisches Feld in der Kugel. (a) Homogene elektrisch leitfähige Kugel mit einem Radius von 165 mm, (b) Kugel nach der Diskretisierung mit 5 mm Auflösung, (c) Simulationsergebnis des elektrischen Feldes in der Kugel bei einem äußeren elektrischen Feld von 1 V/m und einer Frequenz von 1 MHz	30
<b>Abb. 4.8</b> Geöffnete Leiterschleife in einer elektrisch leitfähigen Kugel bei Exposition mit einem äußeren elektrischen Feld	31
<b>Abb. 4.9</b> Fotografische Darstellung von drei verschiedenen bipolaren Elektroden und Definition des Elektrodenabstandes $l$	31
<b>Abb. 4.10</b> Fotografische Darstellung der Elektrodenanschlüsse von zwei verschiedenen Herzschrittmachern	32
<b>Abb. 4.11</b> Darstellung der metallischen Komponenten der Spitzen der koaxialen Elektrodenmodelle	33
<b>Abb. 4.12</b> Grundsätzliche Anordnung der Herzschrittmacher und Elektroden im Blockmodell	34
<b>Abb. 4.13</b> Simulationsergebnisse der koaxialen Elektrodenmodelle für eine Exposition mit einem frontalen Magnetfeld $H = 1 \text{ A/m}$	35

<b>Abb. 4.14</b> Unipolare und bipolare Simulationsergebnisse der koaxialen Modelle im Vergleich mit dem Induktionsgesetz für eine Exposition mit einem homogenen frontalen Magnetfeld ( $H = 1 \text{ A/m}$ )	36
<b>Abb. 4.15</b> Darstellung der metallischen Komponenten der Elektrodenmodelle mit paralleler Leiterführung	37
<b>Abb. 4.16</b> Ergebnisse der Elektrodenmodelle mit paralleler Leiterführung (Z1 bis Z3) im Vergleich zum koaxialen Modell (KEO) für eine Exposition mit einem homogenen frontalen Magnetfeld ( $H = 1 \text{ A/m}$ )	37
<b>Abb. 4.17</b> Elektrodenmodell mit gewendelttem Außenleiter	38
<b>Abb. 4.18</b> Ergebnisse des Elektrodenmodells mit gewendelter Leiterführung (W) im Vergleich zum koaxialen Modell (KEO) für eine Exposition mit einem homogenen frontalen Magnetfeld ( $H = 1 \text{ A/m}$ )	38
<b>Abb. 4.19</b> Ergebnisse der influenzierten, auf die Frequenz bezogenen Spannungen verschiedener Elektrodenmodelle für eine Exposition mit einem homogenen vertikalen elektrischen Feld ( $E = 1 \text{ V/m}$ )	39
<b>Abb. 4.20</b> Ergebnisse der unipolaren und bipolaren Spannungen für verschiedene Elektrodenabstände bei Exposition mit einem homogenen frontalen Magnetfeld ( $H = 1 \text{ A/m}$ )	40
<b>Abb. 4.21</b> Ergebnisse der bipolaren Spannungen für verschiedene Elektrodenabstände bei Exposition mit einem homogenen frontalen Magnetfeld ( $H = 1 \text{ A/m}$ )	41
<b>Abb. 4.22</b> Verschiedene geometrische Formen der distalen und proximalen Elektrode	41
<b>Abb. 4.23</b> Ergebnisse der bipolaren Spannung für verschiedene Formen der distalen Elektrode bei Exposition mit einem homogenen frontalen Magnetfeld ( $H = 1 \text{ A/m}$ )	42
<b>Abb. 4.24</b> Ergebnisse der bipolaren Spannung für verschiedene Längen der proximalen Elektrode bei Exposition mit einem homogenen frontalen Magnetfeld ( $H = 1 \text{ A/m}$ )	42
<b>Abb. 4.25</b> Variation der Lage der Elektrodenzuführung im Blockmodell	43
<b>Abb. 4.26</b> Ergebnisse der unipolaren und bipolaren Spannungen für eine veränderte Lage der Elektrode im Blockmodell bei Exposition mit einem homogenen frontalen Magnetfeld ( $H = 1 \text{ A/m}$ )	44
<b>Abb. 4.27</b> Ergebnisse der bipolaren Spannung für verschiedene Eingangswiderstände am Eingang des Herzschrittmachers bei Exposition mit einem homogenen frontalen Magnetfeld ( $H = 1 \text{ A/m}$ )	44
<b>Abb. 4.28</b> Ergebnisse der unipolaren und bipolaren Spannung für verschiedene Elektrodenabstände bei Exposition mit einem homogenen vertikalen elektrischen Feld ( $E = 1 \text{ V/m}$ )	45
<b>Abb. 4.29</b> Ergebnisse der unipolaren und bipolaren Spannung für eine veränderte Lage der Elektrodenzuführung im Blockmodell bei Exposition mit einem homogenen vertikalen elektrischen Feld ( $E = 1 \text{ V/m}$ )	46

<b>Abb. 5.1</b>	Moderner bipolarer Herzschrittmacher nach Entfernen der metallischen Abdeckung (links) und Herzschrittmacherelektronik (rechts)	48
<b>Abb. 5.2</b>	Abmessungen des bipolaren Herzschrittmachermodells (Maße in cm)	49
<b>Abb. 5.3</b>	Detaildarstellung des Elektrodenanschlusses beim bipolaren Herzschrittmacher	49
<b>Abb. 5.4</b>	Diskretisiertes Simulationsmodell des Herzschrittmachers mit bipolarer Elektrodenanordnung in rechtspektoraler Implantationstechnik ohne Isolation der Elektrode	50
<b>Abb. 5.5</b>	Diskretisiertes Simulationsmodell des Herzschrittmachers mit bipolarer Elektrodenanordnung in linkspektoraler Implantationstechnik ohne Isolation der Elektrode	51
<b>Abb. 5.6</b>	AFRL-Körpermodell mit einer Auflösung von 2 mm	52
<b>Abb. 5.7</b>	Transversale und koronale Schnittebene zur Darstellung der Lage des Herzschrittmachers im Körpermodell bei linkspektoraler (Bild links) und rechtspektoraler (Bild rechts) Implantation (Ansicht von schräg vorn)	53
<b>Abb. 5.8</b>	Transversale Schnittebene zur Beschreibung der Lage des Herzschrittmachers im Körpermodell bei linkspektoraler Implantation (Ansicht von schräg oben)	54
<b>Abb. 5.9</b>	Transversale Schnittebene zur Beschreibung der Lage des Herzschrittmachers im Körpermodell bei rechtspektoraler Implantation (Ansicht von schräg oben)	54
<b>Abb. 5.10</b>	Lage des Herzschrittmachers im Körpermodell bei a) links- und b) rechtspektoraler Implantationsweise im Körpermodell (Ansicht mit transparenter Körperoberfläche)	55
<b>Abb. 6.1</b>	Darstellung der aufgespannten Projektionsflächen der Konfiguration aus Herzschrittmacher und distaler Elektrode für die a) linkspektorale und b) rechtspektorale Implantationstechnik	56
<b>Abb. 7.1</b>	Ort der Gewebevariation im Bereich der Elektroden spitze	58
<b>Abb. 7.2</b>	Perspektivische Darstellung der Gewebeverteilung im Herzen für das Standardsimulationsmodell im Bereich der Elektroden spitze	59
<b>Abb. 7.3</b>	Vergleich der bipolaren Spannung für verschiedene Gewebevariationen im Bereich der Elektroden spitze bei Exposition mit einem frontalen Magnetfeld ( $H_y = 1 \text{ A/m}$ , $f = 50 \text{ Hz}$ )	60
<b>Abb. 7.4</b>	Vergleich der bipolaren Spannung für verschiedene Gewebevariationen im Bereich der Elektroden spitze bei Exposition mit einem senkrechten elektrischen Feld ( $E_z = 1 \text{ V/m}$ , $f = 50 \text{ Hz}$ )	61
<b>Abb. 7.5</b>	Vergleich der induzierten bipolaren Spannung für verschiedene elektrische Leitfähigkeiten des Körpermodells bei Exposition mit einem frontalen magnetischen Feld ( $H_y = 1 \text{ A/m}$ , $f = 50 \text{ Hz}$ )	63

<b>Abb. 7.6</b>	Vergleich der bipolaren Spannung für verschiedene elektrische Leitfähigkeiten des Körpermodells bei Exposition mit einem vertikalen elektrischen Feld ( $E_z = 1 \text{ V/m}$ , $f = 50 \text{ Hz}$ )	64
<b>Abb. 7.7</b>	Numerisches Modell der bipolaren Elektrode mit einem Elektrodenabstand von a) 46 mm und b) 16 mm	65
<b>Abb. 7.8</b>	Vergleich der bipolaren Spannung für verschiedene Elektrodenabstände bei Exposition mit einem frontalen Magnetfeld ( $H_y = 1 \text{ A/m}$ , $f = 50 \text{ Hz}$ )	66
<b>Abb. 7.9</b>	Vergleich der bipolaren Spannung $U$ für verschiedene Elektrodenabstände bei Exposition mit einem vertikalen elektrischen Feld ( $E_z = 1 \text{ V/m}$ , $f = 50 \text{ Hz}$ )	67
<b>Abb. 7.10</b>	Vergleich der bipolaren Spannung eines geerdeten und nicht geerdeten Körpermodells für eine Exposition mit einem frontalen Magnetfeld ( $H_y = 1 \text{ A/m}$ , $f = 50 \text{ Hz}$ )	68
<b>Abb. 7.11</b>	Vergleich der bipolaren Spannung des geerdeten und nicht geerdeten Körpermodells für eine Exposition mit einem senkrechten elektrischen Feld ( $E_z = 1 \text{ V/m}$ , $f = 50 \text{ Hz}$ )	69
<b>Abb. 7.12</b>	Verwendete Rumpfm Modelle für eine Magnetfeldexposition zur Untersuchung des Einflusses auf die bipolare Spannung	70
<b>Abb. 7.13</b>	Vergleich der bipolaren Spannung für verschiedene Körpermodelle bei Exposition mit einem frontalen Magnetfeld ( $H_y = 1 \text{ A/m}$ , $f = 50 \text{ Hz}$ )	71
<b>Abb. 7.14</b>	Platzierung des numerischen Herzschrittmachermodells in ein Flachphantommodell für die a) linkspektorale und b) rechtspektorale Implantationsweise	72
<b>Abb. 7.15</b>	Vergleich der bipolaren Spannung für einen Herzschrittmacher in einem inhomogenen Körpermodell und Flachphantom bei Exposition mit einem frontalen Magnetfeld ( $H_y = 1 \text{ A/m}$ , $f = 50 \text{ Hz}$ )	73
<b>Abb. 7.16</b>	Herzschrittmachermodell ohne Isolierung bei Exposition mit einem homogenen Magnetfeld $H_x = 1 \text{ A/m}$ . a) Seitenansicht, b) Draufsicht	74
<b>Abb. 7.17</b>	Frequenzabhängiger Verlauf der unipolaren (distalen) Spannung im Frequenzbereich von 1 kHz bis 1 MHz für eine Exposition mit einem frontalen Magnetfeld $H_y = 1 \text{ A/m}$	76
<b>Abb. 7.18</b>	Frequenzabhängiger Verlauf der bipolaren Spannung im Frequenzbereich von 1 kHz bis 1 MHz für eine Exposition mit einem frontalen Magnetfeld $H_y = 1 \text{ A/m}$	76
<b>Abb. 7.19</b>	Frequenzabhängiger Verlauf der unipolaren (distalen) Spannung im Frequenzbereich von 1 kHz bis 1 MHz für eine Exposition mit einem senkrechten elektrischen Feld $E_z = 1 \text{ V/m}$	77
<b>Abb. 7.20</b>	Frequenzabhängiger Verlauf der bipolaren Spannung im Frequenzbereich von 1 kHz bis 1 MHz für eine Exposition mit einem senkrechten elektrischen Feld $E_z = 1 \text{ V/m}$	78
<b>Abb. 7.21</b>	Exposition des Körpermodells mit einer homogenen ebenen Welle	81

<b>Abb. 8.1</b>	Bipolare Elektroden mit unterschiedlichem Elektrodenabstand	85
<b>Abb. 8.2</b>	Übertragungsstrecke aus elektro-optischem und opto-elektrischem Wandler	86
<b>Abb. 8.3</b>	Schaltung des elektro-optischen Wandlers (Batteriespannung = 3 V)	86
<b>Abb. 8.4</b>	Empfängerschaltung des opto-elektronischen Wandlers (VCC = 10 V, VEE = -10 V)	87
<b>Abb. 8.5</b>	Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus zur Kalibrierung der Messstrecke	88
<b>Abb. 8.6</b>	Foto des Versuchsaufbaus zur Kalibrierung der Messstrecke	89
<b>Abb. 8.7</b>	Abmessungen des Ganzkörperphantoms und des mit Salzlösung gefüllten Teils	90
<b>Abb. 8.8</b>	Vergleich des theoretischen und gemessenen Verlaufs der elektrischen Leitfähigkeit der verwendeten Salzlösung	91
<b>Abb. 8.9</b>	Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus	92
<b>Abb. 8.10</b>	Foto des Versuchsaufbaus mit Helmholtzspulenordnung und Ganzkörperphantom in der EMV-Absorberhalle	92
<b>Abb. 8.11</b>	Nahaufnahme der Fixierung des Herzschrittmachers an den PVC-Gewindestangen in rechtspektoraler Implantationsweise	93
<b>Abb. 8.12</b>	Foto zur Darstellung der in das Ganzkörperphantom eingetauchten Herzschrittmacheranordnung	93
<b>Abb. 8.13</b>	Nahaufnahme des im Ganzkörperphantom eingetauchten Herzschrittmachers in rechtspektoraler Implantationsweise	94
<b>Abb. 8.14</b>	Gemessene Effektivwerte der induzierten bipolaren Spannung am Herzschrittmachereingang für verschiedene Elektrodenabstände in einem frontalen magnetischen Feld $H_y = 1 \text{ A/m}$	96
<b>Abb. 8.15</b>	Herzschrittmachermodell in rechtspektoraler Implantationsweise mit modifizierter Elektrodenanordnung im Bereich der Elektrodenspitze	97
<b>Abb. 8.16</b>	Vergleich der gemessenen und simulierten bipolaren Spannung für ein frontales Magnetfeld $H_y = 1 \text{ A/m}$ bei einer Frequenz von $f = 50 \text{ Hz}$	97

## 12 Tabellenverzeichnis

	Seite
<b>Tab. 2.1</b> Code zur Bezeichnung von Herzschrittmachern	15
<b>Tab. 2.2</b> Beispiele für Betriebsartencodes [10]	16
<b>Tab. 6.1</b> Vergleich der aus dem Induktionsgesetz ermittelten Spannung $U_i$ mit der im inhomogenen Körpermodell berechneten unipolaren Spannung $U_{unip}$ für eine Exposition mit einem frontalen Magnetfeld ( $H_y = 1 \text{ A/m}$ , $f = 50 \text{ Hz}$ )	57
<b>Tab. 6.2</b> Vergleich der nach [5] ermittelten Spannung $U_{int}$ mit der im inhomogenen Körpermodell berechneten unipolaren Spannung $U_{unip}$ für eine Exposition mit einem vertikalen elektrischen Feld ( $E_z = 1 \text{ A/m}$ , $f = 50 \text{ Hz}$ )	57
<b>Tab. 7.1</b> Simulationsergebnisse der induzierten bipolaren Spannung $U$ für verschiedene Gewebekonstellationen im Bereich der Elektroden spitze bei Exposition mit einem frontalen Magnetfeld ( $H_y = 1 \text{ A/m}$ , $f = 50 \text{ Hz}$ )	60
<b>Tab. 7.2</b> Simulationsergebnisse der bipolaren Spannung $U$ für verschiedene Gewebekonstellationen im Bereich der Elektroden spitze bei Exposition mit einem senkrechten elektrischen Feld ( $E_z = 1 \text{ V/m}$ , $f = 50 \text{ Hz}$ )	61
<b>Tab. 7.3</b> Simulationsergebnisse der induzierten bipolaren Spannung $U$ für verschiedene Leitfähigkeiten des Körpermodells bei Exposition mit einem frontalen Magnetfeld ( $H_y = 1 \text{ A/m}$ , $f = 50 \text{ Hz}$ )	62
<b>Tab. 7.4</b> Simulationsergebnisse der induzierten bipolaren Spannung $U$ für verschiedene Leitfähigkeiten des Körpermodells bei Exposition mit einem vertikalen elektrischen Feld ( $E_z = 1 \text{ V/m}$ , $f = 50 \text{ Hz}$ )	64
<b>Tab. 7.5</b> Simulationsergebnisse der induzierten bipolaren Spannung $U$ für verschiedene Elektrodenabstände bei Exposition mit einem frontalen Magnetfeld ( $H_y = 1 \text{ A/m}$ , $f = 50 \text{ Hz}$ )	66
<b>Tab. 7.6</b> Simulationsergebnisse der bipolaren Spannung $U$ für verschiedene Elektrodenabstände bei Exposition mit einem vertikalen elektrischen Feld ( $E_z = 1 \text{ V/m}$ , $f = 50 \text{ Hz}$ )	67
<b>Tab. 7.7</b> Simulationsergebnisse der induzierten bipolaren Spannung $U$ des geerdeten und nicht geerdeten Körpermodells für eine Exposition mit einem frontalen Magnetfeld ( $H_y = 1 \text{ A/m}$ , $f = 50 \text{ Hz}$ )	68
<b>Tab. 7.8</b> Simulationsergebnisse der induzierten bipolaren Spannung $U$ des geerdeten und nicht geerdeten Körpermodells für eine Exposition mit einem senkrechten elektrischen Feld ( $E_z = 1 \text{ V/m}$ , $f = 50 \text{ Hz}$ )	69
<b>Tab. 7.9</b> Simulationsergebnisse der induzierten bipolaren Spannung $U$ für verschiedene Körpermodelle bei Exposition mit einem frontalen magnetischen Feld ( $H_y = 1 \text{ A/m}$ , $f = 50 \text{ Hz}$ )	71
<b>Tab. 7.10</b> Simulationsergebnisse der induzierten bipolaren Spannung $U$ für einen Herzschrittmacher in einem inhomogenen Körpermodell und	

	Flachphantom bei Exposition mit einem frontalen magnetischen Feld ( $H_y = 1 \text{ A/m}$ , $f = 50 \text{ Hz}$ )	72
<b>Tab. 7.11</b>	Simulationsergebnisse der unipolaren und bipolaren Spannung eines Herzschrittmachers in einem Flachphantom für eine Exposition mit einem homogenen frontalen, seitlichen und vertikalen Magnetfeld ( $H = 1 \text{ A/m}$ , $f = 50 \text{ Hz}$ )	74
<b>Tab. 7.12</b>	Simulationsergebnisse der unipolaren und bipolaren Spannung eines Herzschrittmachers in einem nicht geerdeten Körpermodell für eine Exposition mit einem Magnetfeld ( $H_y = 1 \text{ A/m}$ ) unterschiedlicher Frequenzen	75
<b>Tab. 7.13</b>	Simulationsergebnisse der unipolaren und bipolaren Spannung eines Herzschrittmachers in einem nicht geerdeten Körpermodell für eine Exposition mit einem elektrischen Feld ( $E_z = 1 \text{ V/m}$ ) unterschiedlicher Frequenzen	77
<b>Tab. 7.14</b>	Simulationsergebnisse der unipolaren und bipolaren Spannung eines Herzschrittmachers in einem nicht geerdeten Körpermodell für eine Exposition mit einem frontalen Magnetfeld ( $H_y = 1 \text{ A/m}$ , $f = 50 \text{ Hz}$ ) und variierenden Randbedingungen	79
<b>Tab. 7.15</b>	Simulationsergebnisse der distalen und bipolaren Spannung eines Herzschrittmachers in einem nicht geerdeten Körpermodell für eine Exposition mit einem senkrechten elektrischen Feld ( $E_z = 1 \text{ V/m}$ , $f = 50 \text{ Hz}$ ) und variierenden Randbedingungen	80
<b>Tab. 7.16</b>	Simulationsergebnisse der unipolaren und bipolaren Spannung eines Herzschrittmachers in einem nicht geerdeten Körpermodell für eine Exposition mit einem homogenen vertikalen elektrischen Feld $E_z = 1 \text{ V/m}$ , einem frontalen Magnetfeld $H_y = 1 \text{ A/m}$ und einer homogenen ebenen Welle ( $E_z = 1 \text{ V/m}$ , $H_y = E_z/377 \text{ } \Omega$ ) der Frequenz $f = 50 \text{ Hz}$	81
<b>Tab. 8.1</b>	Magnetische Feldstärke $H_y$ , Messwerte der Spannung $U_M$ und der daraus berechnete Übertragungsfaktor $k$ des Versuchsaufbaus zur Kalibrierung der Messstrecke	89
<b>Tab. 8.2</b>	Feldstärkewerte $H_y$ und gemessene bipolare Spannungen $U_M$ für drei verschiedene Elektrodenabstände	94
<b>Tab. 8.3</b>	Ergebnisse der gemessenen Effektivwerte der induzierten bipolaren Spannung für drei verschiedene Elektrodenabstände in einem frontalen Magnetfeld $H_y = 1 \text{ A/m}$	95



## 13 Formelzeichen und Abkürzungen

### Griechische Buchstaben

$\Delta t$	Zeitschritt
$\Delta x, \Delta y, \Delta z$	Kantenlänge der Yee-Zelle [m]
$\varepsilon_0$	Permittivitätskonstante [As/Vm]
$\varepsilon_r$	Permittivitätszahl
$\lambda$	Wellenlänge [m]
$\mu_0$	Permeabilitätskonstante [Vs/Am]
$\mu_r$	Permeabilitätszahl
$\sigma$	Elektrische Leitfähigkeit [S/m]
$\omega$	Kreisfrequenz [1/s]

### Lateinische Buchstaben

$A$	Aufgespannte Fläche [m <sup>2</sup> ]
$B$	Effektivwert der magnetischen Induktion [Vs/m <sup>2</sup> ]
$C$	Lichtgeschwindigkeit
$D$	Effektivwert der elektrischen Verschiebungsdichte [As/m <sup>2</sup> ], Durchmesser des Helmholtzspulen [m]
$E$	Effektivwert der elektrischen Feldstärke [V/m]
$F$	Frequenz [Hz]
$H$	Effektivwert der magnetischen Feldstärke [A/m]
$H$	Höhe [m]
$i, j, k$	Gitterkoordinaten
$l$	Bipolarer Elektrodenabstand
$l_a$	Länge des proximalen Elektrodenrings [m]
$l_i$	Länge der distalen Elektroden spitze [m]
$n$	Natürliche Zahl

$t$	Zeit [s]
$U$	Störspannung [V]
$U_{\text{BIP}}$	Bipolare Spannung [V]
$U_{\text{ind}}$	Induzierte Spannung [V]
$U_{\text{M}}$	Spannung am Ausgang der Messschaltung [V]
$U_{\text{in}}$	Spannungsabfall zwischen HSM-Gehäuse und Spitze der unipolaren Elektrode [V]
$U_{\text{UNIP}}$	Unipolare Spannung [V]

### Abkürzungen und Namen

AFRL	<u>A</u> ir- <u>F</u> orce- <u>R</u> esearch- <u>L</u> aboratory
AutoCAD™	Technisches 3D-Zeichenprogramm
BAuA	Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin
EMF	<u>E</u> lektromagnetisches <u>F</u> eld
EMPIRE	FDTD-Feldberechnungsprogramm, <i><u>E</u>lectro-<u>m</u>agnetic field simulator for the analysis of <u>p</u>ackages, <u>i</u>nterconnects, <u>r</u>adiators and waveguide <u>e</u>lements</i>
EMV	<u>E</u> lektromagnetische <u>V</u> erträglichkeit
FEM	Methode der Finiten Elemente; <i><u>F</u>inite <u>E</u>lement <u>M</u>ethod</i>
FDTD	Methode der Finiten Differenzen im Zeitbereich; <i><u>F</u>inite <u>D</u>ifference <u>T</u>ime <u>D</u>omain</i>
GMT	Verallgemeinerte Mutipoltechnik; <i><u>G</u>eneralized <u>M</u>ultipole <u>T</u>echnique</i>
GANYMEDE	Eingabeeditor von EMPIRE
HEW	<u>H</u> omogene <u>e</u> bene <u>W</u> elle
HSM	<u>H</u> erzschrittmacher
Lp	Linkspektorale Implantationsweise
MoM	Momentenmethode, <i><u>M</u>ethod of <u>M</u>oments</i>
Rp	Rechtspektorale Implantationsweise



## **Teil 2:**

# **Forschungsergebnisse der HTWK Leipzig**

# 1 Einleitung und Problemstellung

Ein großer Fortschritt für die Medizin war die Erfindung und Weiterentwicklung der Herzschrittmacher- und Defibrillatortechnik. Hiermit bestand fortan die Möglichkeit, die Erkrankungen des menschlichen Herzens durch Implantation eines Herzschrittmachers (HSM) oder Defibrillators (ICD) zu lindern. Mit ca. 62.000 Neuimplantationen pro Jahr [14] sind Herzschrittmacher die am häufigsten eingesetzten Geräte für die Therapie bradykarder Herzrhythmusstörungen und häufig das Mittel der Wahl, um den Betroffenen ein normales Leben zu ermöglichen.

Elektromagnetische Felder (EMF) am Arbeitsplatz und im Alltag beeinflussen das HSM-Elektroden-System, und ein sorgloses Leben ist somit für die Implantatträger leider nicht immer gewährleistet. Grund dafür sind die zwei verschiedenen Arten von Herzschrittmacherelektroden. Je nach Programmierung des Schrittmachers und der verwendeten Sonden, wirken diese mehr oder weniger stark als Antenne für EMF. Im Jahre 2004 wurden in Deutschland und Dänemark im Atrium 98% und im Ventrikel 82,4% bipolare Elektroden implantiert [14]. In [13] wurde dafür die vergleichsweise größere Störsicherheit gegenüber der Beeinflussung des Schrittmachers durch externe Störsignale als wesentlicher Beweggrund für die Verwendung bipolarer Sonden angenommen. Ein Grund für den geringen Anteil von Implantationen von bipolaren Sonden im Ventrikel könnte vermutlich eine Publikation aus Dänemark sein, laut derer Patienten mit bipolaren Ventrikelsonden eine signifikant höhere Sterblichkeit aufwiesen als solche mit einer unipolaren Kammerelektrode [13].

Aufgrund dieser Tatsachen muss durch Arbeits- und Betriebsmediziner, Kardiologen, Fachkräfte für Arbeitssicherheit, Berufsgenossenschaften, der Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (BAuA) in zunehmendem Maße die Frage beantwortet werden, ob Träger von elektronischen Implantaten an Arbeitsplätzen mit EMF beschäftigt bzw. nach einer Implantation weiterbeschäftigt werden dürfen. Auch die Alltagsbelastungen durch EMF treten immer mehr in den Vordergrund des Geschehens. Zur Bestimmung der Störspannung am Eingang des Schrittmachers und der allgemeinen Störbeeinflussung elektronischer Implantate gibt es numerische, analytische und messtechnische Verfahren.

Die Literatursichtung ergab, dass es eine Vielzahl von messtechnischen, numerischen und analytischen Untersuchungen zur Störspannungsermittlung am Herzschrittmachereingang und zu Störungen von realen Schrittmachern gibt. Diese Studien beschäftigten sich jedoch fast ausschließlich mit Schrittmachern in unipolarer Elektrodenkonfiguration. In [18] ist der Sicherheitsfaktor der bipolaren Sonde (Quotient aus den induzierten Spannungen der uni- und bipolaren Herzschrittmacherelektrode) mit 10 angegeben. Die Hersteller von Schrittmachern sprechen jedoch von einem doppelten Wert. Ein ähnliches Ergebnis wurde mit einem analytischen Modell auch in [9] festgestellt, wobei die Zusammenhänge zwischen Störspannung und magnetischem Feld nur für bestimmte Parameter gültig sind. Diese doch sehr unzureichenden Aussagen zur Störbeeinflussung von bipolaren Herzschrittmacherelektroden führten zur Initiierung einiger Forschungsprojekte der BAuA.

Ein Teil des Forschungsprojektes F 2090 ist diese Magister-Arbeit mit dem Ziel, analytische und numerische Modelle zu entwickeln, mit denen es möglich ist, die Störspannung am Herzschrittmachereingang mit bipolarer Elektrodenkonfiguration im

Frequenzbereich von 0 ... 30 kHz zu bestimmen. Für die numerischen Simulationen soll das Programm ANSYS, welches die Finite Elemente Methode benutzt, angewendet werden. Zur Erstellung des analytischen Modells ist es notwendig, dass die einzelnen Parameter des Schrittmacher-Elektroden-Systems bestimmt werden. Mit diesem Modell soll erreicht werden, die Störspannung anhand einfach zu gebrauchender Formeln am HSM-Eingang zu ermitteln. Mit geeigneten messtechnischen Untersuchungen sind die entwickelten Modelle zu verifizieren, wobei auch die elektrische Leitfähigkeit  $\kappa$  der umgebenen Natriumchloridlösung (NaCl-Lösung) berücksichtigt werden soll. Weiterhin muss am realen Herzschrittmacher mit uni- und bipolarer Elektrode ein Vergleich der Störbeeinflussung durch ein homogenes magnetisches Feld mit den Ergebnissen der anderen Messungen erfolgen, um die Übertragbarkeit auf diesen zu prüfen.

## 2 Ergebnisse vorangegangener Studien

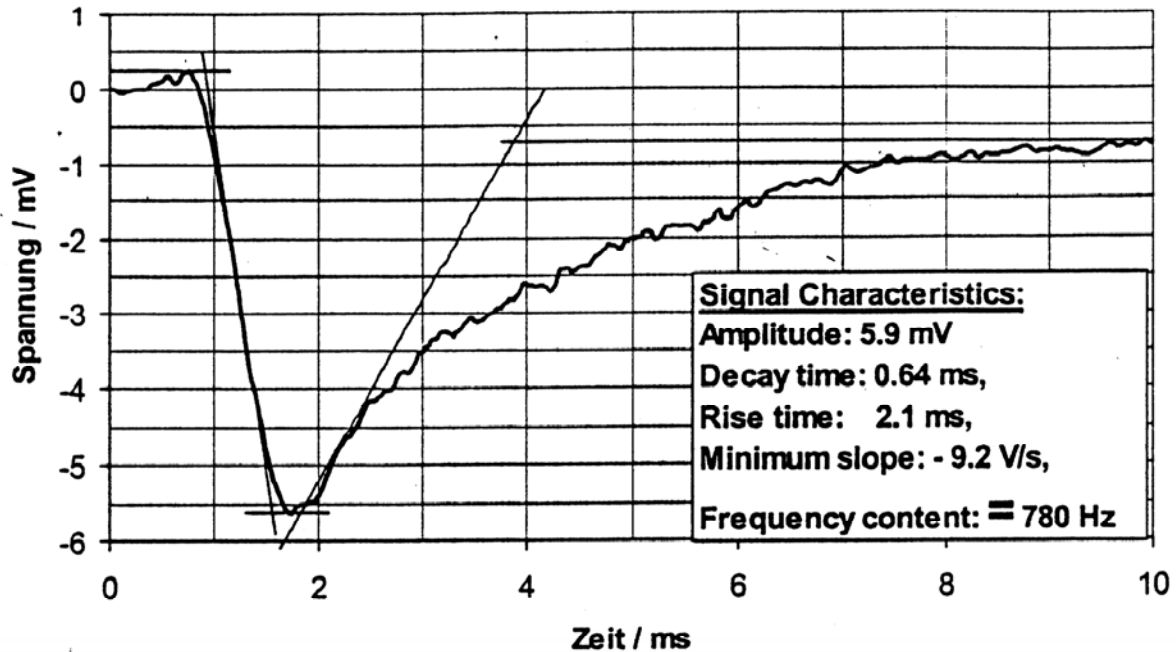
### 2.1 Herzschrittmacher und Bahnstrom

In [1] wurde die Beeinflussbarkeit von HSM durch elektrische Bahnen mit Gleichstrom oder niederfrequentem Wechselstrom untersucht. Die Gleichstromsysteme werden bei Spannungen von 1,5 kV oder 3 kV betrieben. In Deutschland, Österreich, Schweiz, Norwegen und Schweden arbeiten Bahnen mit einer Frequenz von  $16\frac{2}{3}$  Hz bei einer Spannung von 15 kV. Der Hochgeschwindigkeitsverkehr in Frankreich, Italien, Spanien und Ungarn wird mit 50 Hz und vorwiegend mit 25 kV durchgeführt. Ein Reisender, der in Deutschland am Bahnsteig steht, ist in Herzhöhe laut [1] einem elektrischen Feld von ca. 1,5 kV/m ausgesetzt. Für 25 kV ergibt sich die Feldstärke in Brusthöhe zu 2,7 kV/m. Die magnetische Induktion kann an einer Lokomotive bis zu 100  $\mu$ T betragen. In Fahrgasträumen des Transrapid wurden nur sehr geringe Magnetfelder gemessen, die zu keiner Beeinflussung führten. Bahnfahren dürfte auch für Träger mit einem Schrittmacher unzureichender Störfestigkeit nur ein geringes Risiko darstellen, zumal mehrere ungünstige Faktoren zusammen kommen müssten [1].

### 2.2 Filtercharakteristik von Herzschrittmachern

Seit der Einführung der Mobiltelefone hat das Thema „Störbeeinflussung von Herzschrittmachern“ in den neunziger Jahren an Aktualität gewonnen, die es bis heute nicht verloren hat. Der Gebrauch von Handys wird sehr restriktiv gehandhabt, die Einwirkung von Diebstahlwarnanlagen wird als „klinisch nicht relevant“ eingeschätzt, obwohl beide Quellen in ihrer Auswirkung auf den HSM oder den ICD vergleichbar sind. Für genaue Beurteilungen muss die Physik des Störers bekannt sein. Manche Fehleinschätzungen beruhen laut [10] auf falschen Vorstellungen der Störmechanismen, aufgrund derer dann falsch gehandelt oder beraten wird. Die Ausführungen in [10] sollen zeigen, wie heutige Schrittmacher bezüglich Störfestigkeit einzuschätzen sind.

Das vorliegende Forschungsprojekt beschäftigte sich mit der Erfassung von intrakardialen Elektrokardiogrammen (iEKG). Hierfür wurden diese aufgenommen und im Frequenzbereich genauer untersucht. Ziel war es, die Morphologie des intrakardialen Herzsignals zu nutzen, um die Eingangfilter der HSM zu optimieren.



**Abb. 2.1** Zeitlich gedehntes atriales iEKG einer 1,2 mm<sup>2</sup> großen Elektrode [10]

Aus Abb. 2.1 kann man die untere und obere Grenzfrequenz eines Bandpasses bestimmen, die gebraucht werden, um das Herzsignal einigermaßen unverfälscht gewinnen zu können. Die Bandbreite wird nur aus den zeitlichen Größen des Herzsignals bestimmt. Somit benötigt man eine Bandbreite von 1 Hz bis 1000 Hz, um ein unverfälschtes iEKG aufzunehmen.

Es wurde festgestellt, dass das iEKG-Signal eine Morphologie aufweist, die es mit Störsignalen unverwechselbar macht. Das Herzsignal wird nämlich nach [10] als asymmetrisches Dreieck beschrieben, dessen abfallende Flanke sehr steil ist (Abfallszeit moderner Elektroden zwischen 0,5 und 2 ms), während die Anstiegszeit viermal so groß ist.

Außerdem wurde in dieser Arbeit darauf aufmerksam gemacht, dass jedes aufgenommene Signal als Herzsignal gewertet wird. Erst im Verlauf einer Störung „lernt“ der HSM, dass es sich um eine Störung handelt. Eine morphologische Unterscheidung oder eine Periodizitätsprüfung findet nicht statt. Jedes Störsignal mit einer Dauer von 100 ms wird von allen Implantaten dieser Welt wie ein Herzsignal gewertet, obwohl eine 50-Hz-Störung in dieser Zeit fünf Schwingungen ausführt. Nur im Sekundenrhythmus gepulste oder amplitudenmodulierte Störungen sind in der Lage, Schrittmacher zu inhibieren [10].

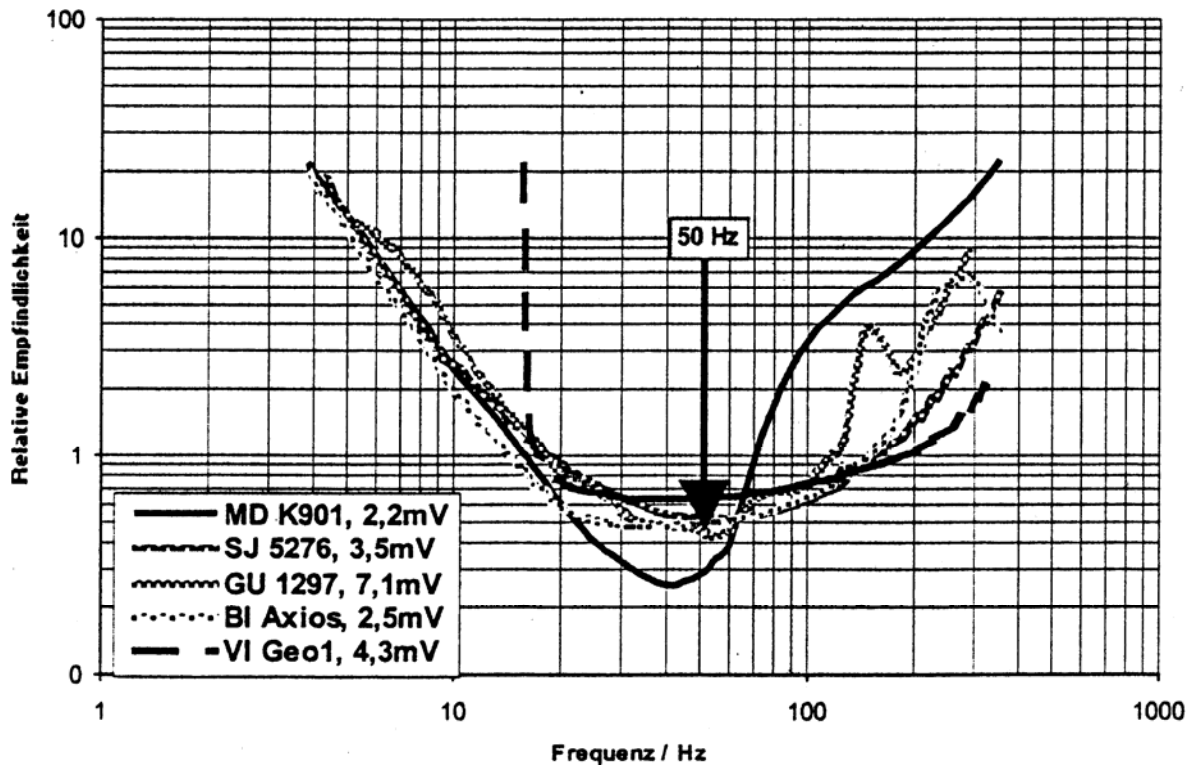
Weiterhin wurden fünf moderne Herzschrittmacher auf ihre Eingangfiltercharakteristik hin untersucht. In Tab. 2.1 sind die Ergebnisse abgebildet. Das Signal-Rausch-Verhältnis wurde umso schlechter, je niedriger die obere Grenzfrequenz des Eingangsbandpasses des Schrittmachers war. Ohne jegliche Filterung würde das Signal-Rausch-Verhältnis 1 betragen.



**Tab. 2.1** Bandpass-Charakteristik und Signal-Rausch-Verhältnis (Signal = 2/13 ms CENELEC, Rauschen = 50 Hz sinus kontinuierlich [10])

Modell	Bandpass / Hz	S/N
MD, K901	27,5 – 57,5	0,29
GU, 1297	28,1 – 70,8	0,46
BI, Axios	18,3 – 106,1	0,49
SJ, 5376	25,8 – 120,8	0,53
VI, Geo 1	18,8 – 153,3	0,65

Der Wert 0,29 besagt, dass das Nutzsignal gegenüber dem Störsignal 3,4fach geschwächt wird. Die Ergebnisse der Bandpässe für die fünf HSM sind in Abb. 2.2 dargestellt. Sinkt der Wert einer Kurve unter 1, ist auch S/N kleiner als 1.



**Abb. 2.2** Filtercharakteristiken verschiedener Schrittmacher: Kontinuierliche Sinusspannungen wurden auf die CENELEC-Empfindlichkeit bezogen [10]

## 2.3 Analytische Lösungen zur Störbeeinflussung

Eine Abschätzung der Störspannung für die unipolare Elektrode ist schon seit längerem bekannt und berechnet sich mit folgender Formel:

$$\underline{U} = j \cdot \omega \cdot B \cdot A. \quad \text{Gl. (2.1)}$$

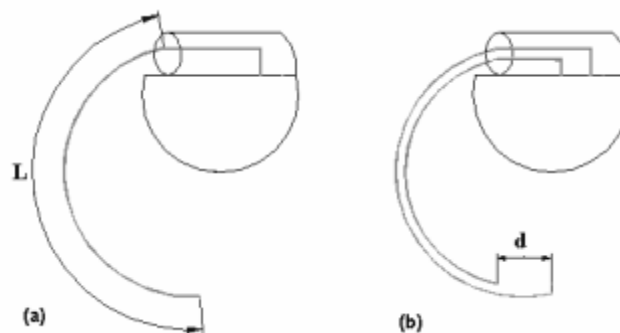
Berechnet man die induzierte Störspannung mit der Teilleitermethode, folgt

$$\underline{U} = j \cdot \omega \cdot B \cdot \frac{q}{2}. \quad \text{Gl. (2.2)}$$

Im Vergleich zum Induktionsgesetz ergibt sich eine um die Hälfte kleinere Störspannung am HSM-Eingang. Auftretende Wirbelströme im Gewebe reduzieren die induzierte Störspannung um ca. die Hälfte. Dieser Effekt ist auch bei Messungen in [5] und [7] festgestellt worden. Schließt man jedoch die aufgespannte wirksame Fläche immer mehr zu einem Kreis, geht die Gl. (2.2) in Gl. (2.1) über.

Für eine bipolare Elektrodenkonfiguration ist eine Störspannungsermittlung nach Gl. (2.1) nicht mehr möglich, da die aufgespannte Fläche nicht erfasst werden kann. In der Literatur wird ein Sicherheitsfaktor der bipolaren Elektroden gegenüber unipolaren Elektroden von 10 angegeben [18]. Das bedeutet, dass die eingekoppelte Störspannung in bipolare Elektroden um den Faktor 10 kleiner ist als bei unipolarer Elektrodenkonfiguration. Dieser Wert ist nach heutigem Wissensstand viel zu gering gewählt.

Ein Vergleich zwischen unipolarer und bipolarer Elektrode bezieht sich auf die Abb. 2.3. Nach [9] bewirkt das frontale homogene magnetische Feld eine Störspannung bei bipolarer Anordnung, die um den Wert  $d/L$  kleiner ist als der vergleichbare „worst case“ bei unipolarer Anordnung. Diese entspricht der linkspektoralen Implantationsweise im Ventrikel. Die Näherung gilt für den Nieder- und Mittelfrequenzbereich in einer physiologischen Kochsalzlösung von 0,9% NaCl pro Liter.



**Abb. 2.3** Vergleich des Kopplungsmechanismus einer unipolaren und einer bipolaren Elektrode [9]

Dieses Modell zur Berechnung des Sicherheitsfaktors von bipolaren Elektroden besitzt nur Gültigkeit für die linkspektorale Anordnung. Dabei entspricht L der Länge der unipolaren Elektrode vom Schrittmacher zur Spitze. Die überschüssige Elektrodenlänge, die um den Schrittmacher gelegt wird, braucht nicht berücksichtigt werden.

## 2.4 In-vivo-Untersuchungen

In einer in-vivo-Studie von Toivonen [20] in Finnland wurden 15 Probanden mit 12 verschiedenen Schrittmachern einem elektrischen und magnetischem 50 Hz mit Zustimmung der Ethikkommission ausgesetzt. Für diese Untersuchungen wurden Patienten mit einem ausreichenden eigenen Herzrhythmus ausgewählt. Alle Schrittmacher wurden im unipolaren ventrikulären Inhibitionsmodus betrieben, wobei vier auch im bipolaren Modus getestet wurden. Für das elektrische und das magnetische Feld wurden vier unterschiedliche Expositionsbereiche unterschieden. Die Messungen fanden entlang einer 400-kV-Freiluftschaltanlage in unterschiedlichen Gebieten mit den in Tab. 2.2 dargestellten Expositionen statt. Das Gebiet I der magnetischen Feldexposition wurde durch ein Paar Drosselspulen erzeugt. Die Exposition im Gebiet II entsprach der Exposition unter einer 110-kV- und das Gebiet III der Exposition unter einer 400-kV-Oberleitung. Die elektrische Feldstärke im Gebiet IV war geringfügig höher als Gebiet III.

**Tab. 2.2** Expositionen des elektrischen und magnetischen Feldes [20]

	Test Areas			
	I	II	III	IV
Elektrisches Feld [kV/m]	1,2 ± 0,1	1,7 ± 0,2	7,0 ± 0,3	8,0 ± 0,5
Magnetisches Feld [µT]	63 ± 21	2,6 ± 1,0	14 ± 4	7,4 ± 2,5

Die Probanden durchliefen die einzelnen Gebiete einmal mit angelegten und ein weiteres Mal mit horizontal ausgestreckten Armen. Im unipolaren Betrieb und bei einer programmierten Empfindlichkeit des Schrittmachers von 1,7 ... 3,0 mV kam es nur bei einem HSM zu einer Störung der Stimulation im Gebiet II. In den Gebieten III und IV inhibierten fünf Schrittmacher, und eine frühzeitige Impulsabgabe wurde in sechs Schrittmacher festgestellt. Die Störungen der Schrittmacher traten deutlich häufiger auf, wenn die Probanden die Gebiete mit ausgestreckten Armen durchliefen.

Weiterhin wurden für die unipolare Elektrode die Wahrnehmungsempfindlichkeiten auf die geringste Stufe (0,5 ... 1,25 mV) programmiert und die Versuchsreihe erneut durchgeführt. Die Herabsetzung der Eingangsempfindlichkeit führte dazu, dass neun von zwölf Schrittmachern inhibierten oder in die asynchrone Betriebsart wechselten.

Unerklärlicherweise wurden einige Schrittmacher in den Gebieten I und II mit niedriger Exposition gestört, aber nicht in den Gebieten III und IV mit viermal so hoher Exposition.

Die bipolaren Schrittmacher wurden nur mit der niedrigsten Wahrnehmungsempfindlichkeit (0,5 ... 1,0 mV) getestet. Nur einer der vier bipolaren Schrittmacher inhibierte zwischenzeitlich im stärksten elektrischen Feld, aber wechselte nicht in die asynchrone Betriebsart. In Tab. 2.3 sind die Störbeeinflussungen der Herzschrittmacher mit bipolarer Sonde dargestellt.

**Tab. 2.3** Störbeeinflussung von bipolaren Implantaten, side = Arme am Körper, elev = Arme horizontal vom Körper weg gestreckt, N = Anzahl der Schrittmacher [20]

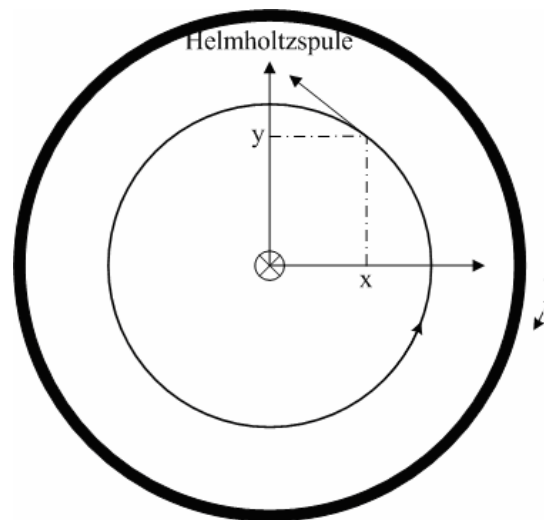
Programmed Sensitivity	N	Pacing Abnormality	Test Areas				
			I	II	III	IV	Any
			Side/Elev	Side/Elev	Side/Elev	Side/Elev	Side/Elev
1,0 mV	2	Inhibited	0/0	0/0	0/0	0/0	0/0
		Premature	0/0	0/0	0/0	0/0	0/0
0,5 mV	2	Inhibited	0/0	0/0	0/1	1/1	1/1
		Premature	0/0	0/0	0/0	0/0	0/0
All Pace-makers	4	Inhibited	0/0	0/0	0/1	1/1	1/1
		Premature	0/0	0/0	0/0	0/0	0/0

### 3 Analytische Berechnungen

#### 3.1 Allgemeine Betrachtungen

##### 3.1.1 Kreisförmiges Modell

Die analytische Berechnung der induzierten Spannung erweist sich unter den gegebenen Voraussetzungen als sehr schwierig. Aus diesem Grund müssen einige Vereinfachungen getroffen werden, mit denen es möglich ist, die eingekoppelte Störspannung in die unipolare und bipolare Elektrode zu beschreiben. In Abb. 3.1 ist die vereinfachte geometrische Anordnung dargestellt.



**Abb. 3.1** Helmholtzspule mit senkrecht in die Papierebene hineinzeigender magnetischer Induktion und analytischem Kreismodell [3]

Das homogene magnetische Feld einer Helmholtzspule erzeugt im Innenraum, also im gefüllten Schalenmodell, eine homogene Induktion, die man mit dem Induktionsgesetz aus Gl. (2.1) beschreiben kann. Die elektrische Feldstärke auf einer Kreisbahn der homogenen Induktion hat demzufolge eine tangentielle Richtung, und aus Gl. (2.1) ergibt sich mit der kreisrunden Fläche:

$$\underline{U} = j \cdot \omega \cdot B \cdot \pi \cdot r^2 . \quad \text{Gl. (3.1)}$$

Die elektrische Feldstärke kann in Abhängigkeit des Radius wie folgt angegeben werden:

$$\underline{E} = \frac{\underline{U}}{2 \cdot \pi \cdot r} = j \cdot \omega \cdot \frac{B}{2} \cdot r \quad \text{Gl. (3.2)}$$

Für die tangentielle elektrische Feldstärke aus Abb. 3.1 kann

$$\vec{E} = j \cdot \omega \cdot \frac{B}{2} \cdot (-\vec{e}_x \cdot y + \vec{e}_y \cdot x) \quad \text{Gl. (3.3)}$$

geschrieben werden. Für ein sehr kleines Wegelement auf diesem Kreis kann man

$$d\vec{s} = \vec{e}_x \cdot dx + \vec{e}_y \cdot dy$$

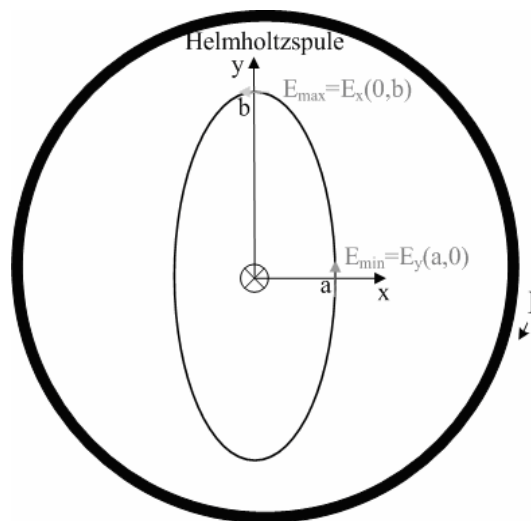
setzen und erhält somit die differenzielle Spannung

$$dU = \vec{E} \cdot d\vec{s} = j \cdot \omega \cdot \frac{B}{2} \cdot (-y \cdot dx + x \cdot dy) \quad \text{Gl. (3.4)}$$

an einem beliebigen Ort in der x-y-Ebene zwischen der Helmholtzspulenordnung.

### 3.1.2 Elliptisches Modell

Eine andere Darstellungsmöglichkeit des leitfähigen Gebiets wurde durch ein elliptisches Modell erreicht. Die Implementierung in das bestehende Kreismodell wird im kommenden Abschnitt näher erläutert. Abb. 3.2 zeigt die schematische Darstellung des elliptischen Berechnungsmodells.



**Abb. 3.2** Helmholtzspule mit senkrecht in die Papierebene hineinzeigender magnetischer Induktion und elliptischem Modell [3]

Ausgangspunkt war wiederum das Induktionsgesetz in differenzieller Form. Für ein sinusförmiges magnetisches Feld in die Papierebene hinein vereinfacht es sich zu:

$$\operatorname{rot}(\vec{E}) = -j \cdot \omega \cdot \vec{B} = -j \cdot \omega \cdot B \cdot \vec{e}_z. \quad \text{Gl. (3.5)}$$

Zur Lösung der Differenzialgleichung

$$\frac{d\vec{E}_y}{dx} - \frac{d\vec{E}_x}{dy} = -j \cdot \omega \cdot B \quad \text{Gl. (3.6)}$$

wurde

$$E_y = \beta \cdot x \quad \text{und} \quad E_x = \alpha \cdot y \quad \text{Gl. (3.7)}$$

als Ansatzfunktion gewählt. Die elektrische Feldstärke hat ebenfalls eine tangentielle Richtung. Von der Normalform der Ellipsengleichung

$$\frac{x^2}{a^2} + \frac{y^2}{b^2} = 1 \quad \text{oder} \quad y = \frac{b}{a} \cdot \sqrt{a^2 - x^2} \quad \text{Gl. (3.8)}$$

bildet man die 1. Ableitung und hat somit die Tangente in jedem Punkt der Ellipsenkurve. Die homogene Differenzialgleichung kann man mit Trennung der Variablen lösen. Setzt man diese mit der 1. Ableitung gleich, erhält man:

$$\frac{E_y}{E_x} = \frac{\beta \cdot x}{\alpha \cdot y} = y' = -\frac{b^2}{a^2} \cdot \frac{x}{y}. \quad \text{Gl. (3.9)}$$

Der aus Gl. (3.9) resultierende Zusammenhang zwischen  $\alpha$  und  $\beta$  wird für die Lösung der inhomogenen Differenzialgleichung

$$\alpha - \beta = -j \cdot \omega \cdot B \quad \text{Gl. (3.10)}$$

verwendet. Somit können die Konstanten  $\alpha$  und  $\beta$  bestimmt und in die Gl. (3.6) eingesetzt werden. Folglich erhält man für die x-Komponente der elektrischen Feldstärke

$$E_x = -j \cdot \omega \cdot B \cdot \frac{a^2 \cdot y}{a^2 + b^2} \quad \text{Gl. (3.11)}$$

und für die y-Komponente

$$E_y = -j \cdot \omega \cdot B \cdot \frac{b^2 \cdot x}{a^2 + b^2}. \quad \text{Gl. (3.12)}$$

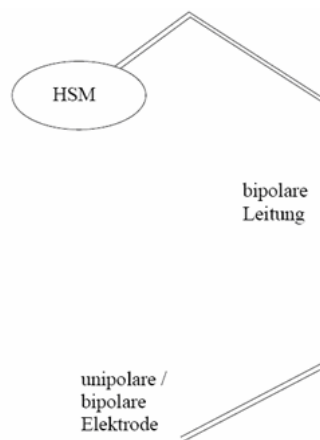
Setzt man in Gl. (3.11) und Gl. (3.12)  $a = b$ , für die die Ellipse in einen Kreis übergeht, erhält man die Komponenten der elektrischen Feldstärke für das in Kapitel

3.1.1 beschriebene Kreismodell. Für die differenzielle Spannung im elliptischen Modell ergibt sich analog zu Gl. (3.4)

$$d\underline{U} = j \cdot \omega \cdot B \cdot \left( -\frac{a^2 \cdot y}{a^2 + b^2} \cdot dx + \frac{b^2 \cdot x}{a^2 + b^2} \cdot dy \right). \quad \text{Gl. (3.13)}$$

### 3.1.3 Flächenberechnung

Die verwendete Methode der Flächenberechnung für das entworfene analytische Modell wird an einem einfachen Beispiel erklärt. In Abb. 3.3 ist der schematische Verlauf einer uni- und einer bipolaren Elektrode dargestellt.

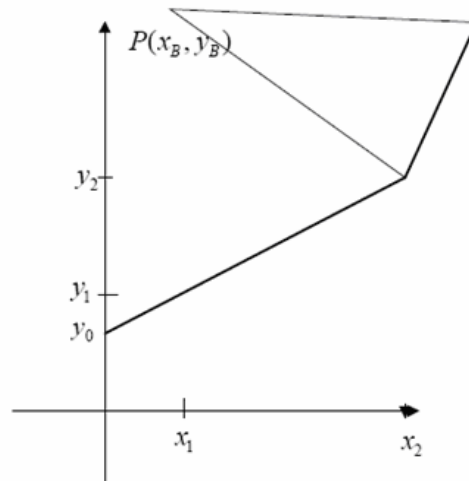


**Abb. 3.3** Vereinfachter Verlauf der uni- und bipolaren Elektrode [3]

Für die bipolare Elektrode wird parallel zur unipolaren ein weiterer Polygonzug gelegt. Der Abstand zwischen diesen Polygonzügen entspricht dem Abstand zwischen Elektrodentip und –ring der bipolaren Sonde.

Die aufgespannte wirksame Fläche der unipolaren Elektrode kann mit dem Kreuzprodukt mathematisch erfasst werden. Die Ermittlung der Länge einer unipolaren Elektrodenschleife im offenen Zustand erfolgt mit dem Satz des Pythagoras. In Abb. 3.4 ist die vereinfachte Anordnung in der x-y-Ebene dargestellt. Die induzierte Spannung kann demzufolge aus dem Kreuzprodukt des Polygonzuges und dem beschriebenen Kreismodell analytisch errechnet werden.





**Abb. 3.4** Schematische Darstellung zur Bestimmung der wirksamen Flächen einer unipolaren Elektrodenanordnung [3]

Für diese Vorgehensweise wird ein Bezugspunkt, z. B. der des Herzschrittmachers  $P(x_B, y_B)$ , festgelegt. Zu diesem Bezugspunkt werden nun die Koordinaten für jeden Teilflächenabschnitt berechnet. Das Kreuzprodukt aus den benachbarten Koordinaten ergibt die Fläche eines Parallelogramms. Demzufolge muss diese noch mit 0,5 multipliziert werden. Für die Darstellung in Abb. 3.4 ergibt sich mit

$$x'_1 = x_1 - x_{HSM} \quad \text{und} \quad y'_1 = y_1 - y_{HSM} \quad \text{Gl. (3.14)}$$

die wirksame Fläche eines Teilabschnittes zu

$$\Delta A = \frac{1}{2} \cdot \begin{vmatrix} x'_1 & y'_1 \\ x'_2 & y'_2 \end{vmatrix} = \frac{1}{2} \cdot (x'_1 \cdot y'_2 - x'_2 \cdot y'_1). \quad \text{Gl. (3.15)}$$

Legt man nun zwei Vektoren an, die die einzelnen Punkte der Elektrodenverlegung beinhalten, kann man diese aufsummieren und erhält die gesamte Fläche der unipolaren Elektrodenverlegung. Bringt man nun z. B. das Kreismodell in die Berechnung der induzierten Spannung mit ein, kann die Abhängigkeit von der Lage der unipolaren Anordnung innerhalb des Kreismodells betrachtet werden.

Die Ergebnisse zeigen, dass eine Variation der unipolaren Elektrodenkonfiguration im Kreismodell keine wesentliche Veränderung der induzierten Spannung für eine geschlossene Schleife zur Folge hat. Eine Abweichung der berechneten Spannung vom Induktionsgesetz tritt nur auf, wenn es sich um eine offene Anordnung handelt.

Eine geschlossene Schleife bedeutet, dass von der unipolaren Elektroden spitze ein Polygonzug zum Herzschrittmachergehäuse gelegt wird. Diese Vorgehensweise wird in sämtlichen analytischen Berechnungen zur Bestimmung der aufgespannten Fläche einer unipolaren Elektrodenanordnung verwendet.

Für das Beispiel aus Abb. 3.4 ergibt sich mit dem Kreismodell und der Funktionsgleichung der Gerade

$$y = y_1 + \frac{y_2 - y_1}{x_2 - x_1} \cdot (x - x_1) = y' \cdot x + y_0 \quad \text{Gl. (3.16)}$$

die induzierte Spannung in diesen Polygonzug. Dafür integriert man Gl. (3.4) über den Weg von  $x_1$  zu  $x_2$ . Für die induzierte Spannung erhält man

$$\Delta \underline{U} = \int_S \vec{E} \cdot d\vec{s} = j \cdot \omega \cdot \frac{B}{2} \cdot \int_{x_1}^{x_2} (-y + x \cdot y') \cdot dx. \quad \text{Gl. (3.17)}$$

Ersetzt man nun noch  $y$  durch die Geradengleichung und  $y'$  durch deren Anstieg, ergibt die Integration nach  $x$  die Spannung für dieses Teilflächenstück zu

$$\Delta \underline{U} = -j \cdot \omega \cdot \frac{B}{2} \cdot (y_1 \cdot x_2 - y_2 \cdot x_1). \quad \text{Gl. (3.18)}$$

Vergleicht man Gl. (3.15) und Gl. (3.18) miteinander, kann man erkennen, dass sich durch Aufsummieren der verschiedenen Punkte die induzierte Spannung in die unipolare Elektrodenanordnung ergibt. Diese Summation wird mit Hilfe eines MATHCAD Programms erledigt.

Für den bipolaren Abschnitt der Anordnung erhält man die induzierte Spannung nach folgender Formel:

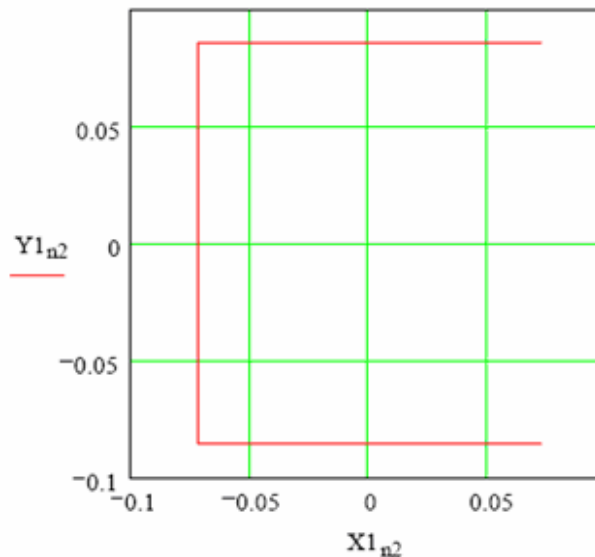
$$\Delta \underline{U} = j \cdot \omega \cdot \frac{B}{2} \cdot (y \cdot \Delta x - x \cdot \Delta y), \quad \text{Gl. (3.19)}$$

wobei  $\Delta x$  und  $\Delta y$  die Elektrodenabmessungen in kartesischen Koordinaten widerspiegeln. Für die bipolare Elektrodenverlegung aus Abb. 3.4 ist ersichtlich, dass sich  $\Delta y$  null ist und sich somit nur für Veränderungen gegenüber der  $y$ -Achse verschiedene Werte der induzierten Spannungen ergeben.

## 3.2 Beispiele

### 3.2.1 Rechteckschleife

Die Anwendung des beschriebenen analytischen Modells wird nun anhand einiger Beispiele erläutert. Als erstes soll ein Rechteck im homogenen Kreismodell berechnet werden, wobei einmal die in Abb. 3.5 dargestellten Leiterzüge gegenüber der Umgebung isoliert und ein andermal mit der Umgebung kontaktiert sind.



**Abb. 3.5** Modellierung eines offenen Rechtecks mit isolierten Leitern [3]

Der Mittelpunkt des Kreismodells liegt bei diesen Berechnungen im Punkt  $P(0,0)$ , und das magnetische Feld mit einer Feldstärke von  $5,31 \text{ mA/m}$  tritt senkrecht durch die Papierebene hindurch. In Tab. 3.1 sind die Ergebnisse für das rechteckige Modell dargestellt. Hierfür wird noch einmal zwischen einem geschlossenen und einem offenen Stromkreis unterschieden.

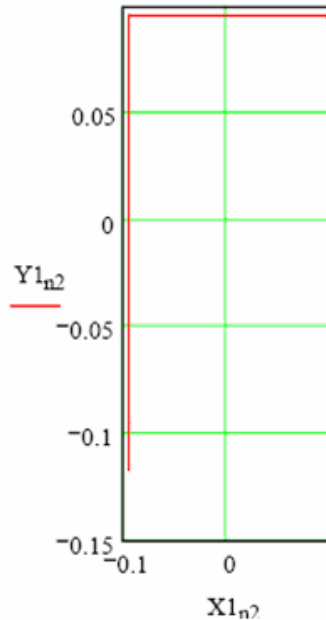
**Tab. 3.1** Induzierte Spannungen für die rechteckige Schleife

	Fläche [cm <sup>2</sup> ]	Induktionsgesetz [U / f / nV / Hz]	$U_{\text{ind}}$ geschlossener Stromkreis [U / f / nV / Hz]	$U_{\text{ind}}$ offener Stromkreis [U / f / nV / Hz]
Isoliert	246,5	1,033	1,033	0,775
Blank	255,0	1,069	1,069	0,535

Die Ergebnisse der induzierten Spannung für den geschlossenen Stromkreis sind in beiden Fällen exakt die, die mit dem Induktionsgesetz errechnet werden können. Variiert man die Position der offenen Rechteckschleife zum Koordinatenursprung, kann man einen deutlichen Unterschied zwischen den Ergebnissen erkennen. Die Ergebnisse der Schleife, die mit der Umgebung kontaktiert ist, ergeben die Hälfte gegenüber dem Induktionsgesetz der Anordnung, da für Kontaktflächen  $\Delta U = 0$  gilt.

### 3.2.2 Dreieckschleife

Analog zur Rechteckschleife wurde eine Elektrodenanordnung modelliert, die einer stark vereinfachten linkspektoralen Implantationsweise gleicht. In Abb. 3.6 ist die Dreieckschleife dargestellt. Zur Berechnung der bipolaren Elektrode wurde mit einem Versatz von 1 mm eine weitere Schleife verlegt, die 22,6 mm oberhalb der Elektrodenspitze endet.



**Abb. 3.6** Vereinfachte Modellierung der linkspektoralen Implantationsweise einer unipolaren Elektrode [3]

Durch die Modellierungsart der bipolaren Elektrode konnte die induzierte Spannung in den coaxialen Teil der Elektroden mit berechnet werden. Das magnetische Feld mit einer Feldstärke von 1 A/m zeigt in die Papierebene hinein und der Mittelpunkt des Kreismodells liegt ebenfalls im Koordinatenursprung.

Da die induzierte Spannung im geschlossenen Stromkreis der Spannung laut Induktionsgesetz entspricht, wurde darauf verzichtet, sie in den Ergebnissen in Tab. 3.2 mit anzugeben. Jedoch wurde in diesen Berechnungen die in die Elektrodenzuleitung induzierte Spannung mit berechnet.

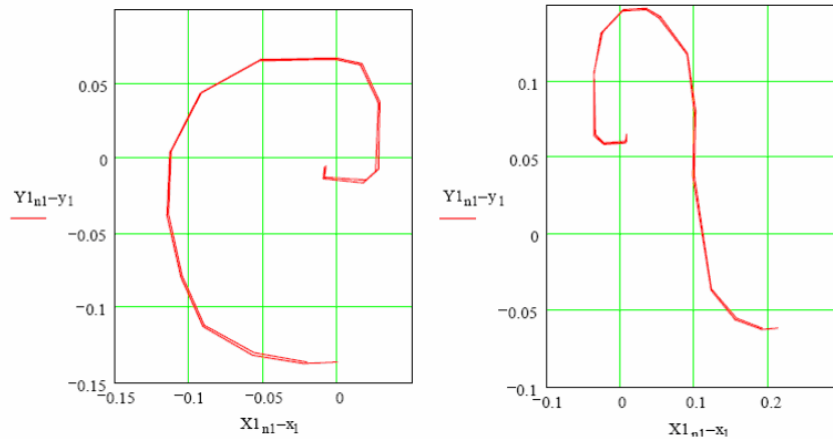
**Tab. 3.2** Induzierte Spannungen für die Dreieckschleife

Fläche [cm <sup>2</sup> ]	Induktionsgesetz [U / f / nV / Hz]	U <sub>ind</sub> offener Stromkreis [U / f / nV / Hz]	U <sub>ind</sub> bipolare Elektrode [U / f / nV / Hz]	U <sub>ind</sub> nur Elektrode [U / f / nV / Hz]
202,0	159,5	151,0	11,09	8,48

Wie sich aus Gl. (3.19) erkennen lässt, weisen die induzierten Spannungen der bipolaren Elektrode und der Elektrodenzuleitung eine Ortsabhängigkeit auf. Das bedeutet, dass eine Positionsänderung der Anordnung innerhalb des Kreismodells zu einer enormen Veränderung der induzierten Spannung führt.

### 3.2.3 Links- und rechtspektorale Schleife

Die Koordinaten des links- und rechtspektoralen Modells wurden aus einem Röntgenbild entnommen und im analytischen Modell implementiert. Abb. 3.7 zeigt die Polygonzüge der zwei Implantationsverläufe. Die wirksame linkspektorale Fläche beträgt  $A_l = 213,5 \text{ cm}^2$  und im rechtspektoralen Modell  $A_r = 102,25 \text{ cm}^2$ .



**Abb. 3.7** Modellierung der links- und rechtspektoralen uni- und bipolaren Elektrodenanordnung im Kreismodell [3]

Für die unipolaren Berechnungen wird ein Magnetfeld mit einer Flussdichte von  $B = 0,5 \text{ mT}$  in die Papierebene hinein verwendet. In Tab. 3.3 ist der Vergleich zwischen den Messergebnissen und der Abhängigkeit der induzierten Spannung von einer offenen bzw. geschlossenen Elektrodenschleife innerhalb der Feldkontur für eine Frequenz von 50 Hz dargestellt.

**Tab. 3.3** Induzierte Spannungen für das links- und rechtspektorale Modell bei 50 Hz und einer magnetischen Induktion von  $B = 0,5 \text{ mT}$

Verlegung	Fläche [cm <sup>2</sup> ]	Induktionsgesetz [U / f / μV / Hz]	U <sub>ind</sub> offene Elektrodenschleife [U / f / μV / Hz]	Messung [μV]
linkspektoral	213,50	3354,0	3450,0	3450,0
rechtspektoral	102,25	1606,0	2700,0	2700,0

Bei den Berechnungen zur geschlossenen Schleife wurde ein Leiter auf dem kürzesten Weg von der unipolaren Elektrodenspitze zum Herzschrittmacher gelegt. Im rechtspektoralen Modell bedeutet das eine Verkleinerung der wirksamen Fläche. Positionsänderungen der geschlossenen Schleife um den Konturmittelpunkt zeigten keinerlei Veränderung der induzierten Spannung. In der offenen rechtspektoralen Elektrodenschleife kam es jedoch zu einer enormen Abweichung des Spannungswertes im Vergleich zum Induktionsgesetz.

Die offene linkspektorale Schleife bildet fast einen Kreis, also eine geschlossene Schleife, und ist somit nicht so stark von der Veränderung der Störspannung bei Positionsänderungen betroffen. Im rechtspektoralen Modell ist die Öffnung der Schleife sehr groß und weist deshalb eine gewaltige Ortsabhängigkeit auf.

In Tab. 3.4 sind die berechneten Ergebnisse des analytischen Modells für eine kreisförmige Feldkontur im Vergleich mit dem Induktionsgesetz für die links- und rechtspektorale Implantationsweise bei einer magnetischen Flussdichte von  $B = 0,5 \text{ mT}$  dargestellt. Aus den berechneten Ergebnissen kann die lineare Frequenzabhängigkeit der induzierten Spannung ablesen werden.

**Tab. 3.4** Induzierte Spannungen nach dem Induktionsgesetz und Ergebnisse der analytischen Berechnung für die links- und rechtspektoralen unipolaren Anordnungen bei einer magnetischen Flussdichte von  $B = 0,5 \text{ mT}$

f [Hz]	linkspektoral [mV]		rechtspektoral [mV]	
	Induktionsgesetz	Berechnung	Induktionsgesetz	Berechnung
16⅓	1,12	1,15	0,54	0,90
50	3,35	3,45	1,61	2,70
400	26,83	27,59	12,85	21,60
1000	67,07	68,99	32,12	53,99
5000	335,37	344,93	160,61	269,95

Die berechneten Ergebnisse der bipolaren Elektroden aus Abb. 3.7 zeigt Tab. 3.5. Der Abstand zwischen Elektrodenring und Elektroden spitze beträgt in diesem Fall 22,6 mm. Die Lage der bipolaren Elektrode im analytischen Modell kann als nahezu horizontal angesehen werden. Nach Gl. (3.19) ergibt daraus eine Ortsabhängigkeit der induzierten Störspannung nur in y-Richtung. Verändert man die y-Position des Modells, so ändert sich auch die der bipolaren Elektrode, und aus der Berechnung der induzierten Spannung ergeben sich andere Werte.

**Tab. 3.5** Induzierte Spannungen nach analytischer Berechnung für die links- und rechtspektoralen bipolaren Anordnungen bei einer magnetischen Flussdichte von  $B = 0,5 \text{ mT}$

<b>f [Hz]</b>	<b>linkspektoral bipolar [μV]</b>	<b>rechtspektoral bipolar [μV]</b>
16⅔	82,3	51,3
50	246,9	153,8
400	1974,8	1230,2
1000	4937,0	3075,4
5000	24685,1	15376,9

Wie auch aus den unipolaren Ergebnissen des analytischen Berechnungsmodells kann man für die bipolaren Elektroden eine lineare Frequenzabhängigkeit erkennen. Betrachtet man Gl. (3.4) zur Berechnung der induzierten Spannung im Kreismodell, kann demzufolge kein anderes Ergebnis erwartet werden.

## 4 Numerische Berechnungen

### 4.1 Einleitung

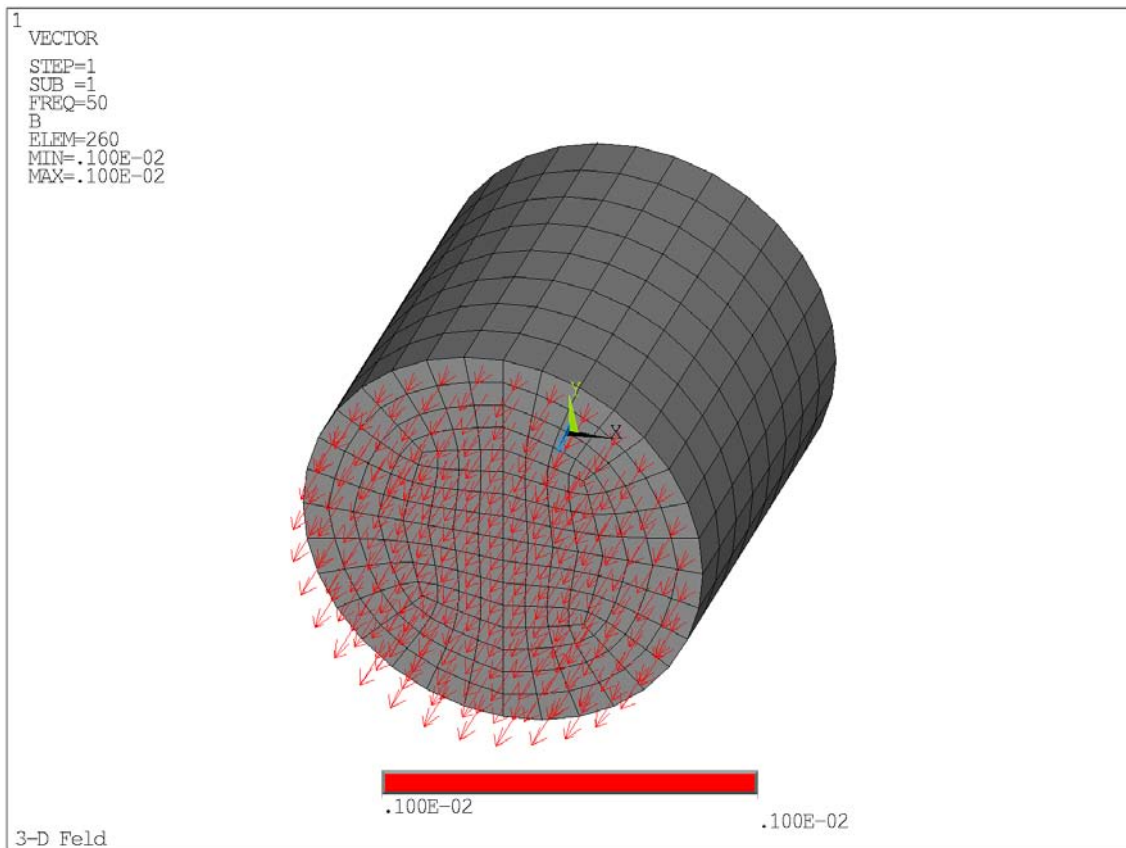
Als kurze Einführung in das Thema der Finiten Elemente Methode (FEM) und die Anwendung des Programms ANSYS® soll hier nur der prinzipielle Ablauf einer Berechnung erläutert werden. Detailliertere Beschreibungen der FEM können in [11] nachgelesen werden. Grundlagen und Anwendungsbeispiele zum Programmpaket ANSYS® findet man in [12], [19] und in der ANSYS-Online-Dokumentation.

Es bestehen zwei Möglichkeiten zur Erarbeitung eines lauffähigen Programms. Zum einen kann über das GUI-Menü (GUI = Graphical User Interface) die Eingabe der Geometrie und der Randbedingungen sowie die Lösung und die Auswertung erfolgen. Die dabei verarbeiteten Daten werden im Arbeitsverzeichnis als log.file abgespeichert. Komfortabler für immer wiederkehrende Berechnungen mit veränderten Parametern ist die Erstellungen einer \*.inp Datei, die mit jedem Editor geschrieben werden kann.

Als einführendes Beispiel soll ein homogenes magnetisches Feld in nur eine Raumrichtung simuliert werden. Als Simulationsraum wurde ein Zylinder gewählt, auf dessen äußere Knoten das Vektorpotenzial aufgebracht wurde.

Zuerst vereinbart man die benötigten Variablen. Dann ruft man den Preprozessor auf, vereinbart die Elementtypen und weist die Materialeigenschaften zu. Danach wird mit der Eingabe der Geometrie begonnen. Es folgen die Anweisungen für die Vernetzung der soeben erstellten Geometrie. Dabei sollte anfangs mit einer groben Maschenweite gearbeitet werden, da dies viel Zeit spart. Wie schon erwähnt, müssen nun die Randbedingungen auf die Knoten oder Elemente aufgebracht werden. In diesem Beispiel ist es das magnetische Vektorpotential auf die Knoten der Außenfläche. Nun muss die gesamte Geometrie selektiert und die Lösung angefordert werden. Für die Auswertung kann man die Postprozessoren /post1 und /post26 verwenden. Diese liefern eine grafische Darstellung der berechneten Größen über der Zeit oder dem Ort. In Abb. 4.1 sind die vernetzte Geometrie des Zylinders und der Vektorplot der magnetischen Flussdichte dargestellt.





**Abb. 4.1** Vektorplot der gerichteten magnetischen Flussdichte in positive z-Richtung mit  $B = 1 \text{ mT}$

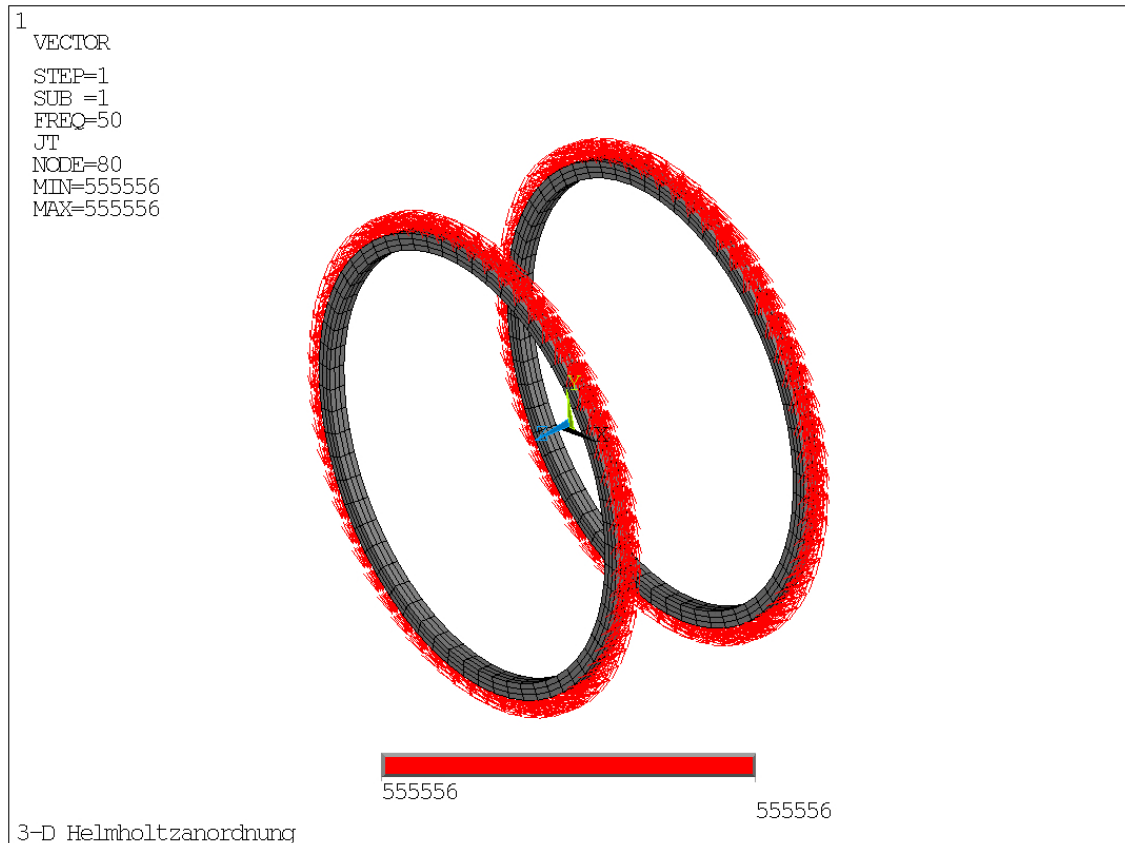
Die Berechnung der Flussdichte erfolgte dabei als harmonische Analyse, was bedeutet, dass die Lösung für 50 Hz erfolgte. Diese Modellierungsvariante eines magnetischen Feldes spart sehr viel Zeit bei der Berechnung und ermöglicht eine präzise Auswertung, da die magnetische Flussdichte im Simulationsraum bekannt ist. Der Wert für das B-Feld wurde in Annäherung an die magnetische Flussdichte des Versuchsaufbaus gewählt.

Für die Ermittlung der in einen Prüfling induzierten Spannung wurde ein Kreisring mit einer Öffnung von  $10^\circ$  und den Materialeigenschaften von Kupfer in dieses Feld eingebracht. Die Auswertung der Ergebnisse erfolgt in Abschnitt 4.2.

## 4.2 Modellierung des magnetischen Feldes

Eine zweite Möglichkeit zur Erzeugung eines homogenen Magnetfeldes bietet die Modellierung einer Helmholtzspule. Für die Geometrie wurden hierfür zwei Kreisringe mit einem Durchmesser von 0,8 m und einen Abstand von 0,4 m erstellt. Eine rechteckige Spulengeometrie ist für die Aufbringung der Lasten nicht zu empfehlen, weil dafür eine schaltungsgespeiste Anordnung und die transiente Lösungsvariante erforderlich wären.

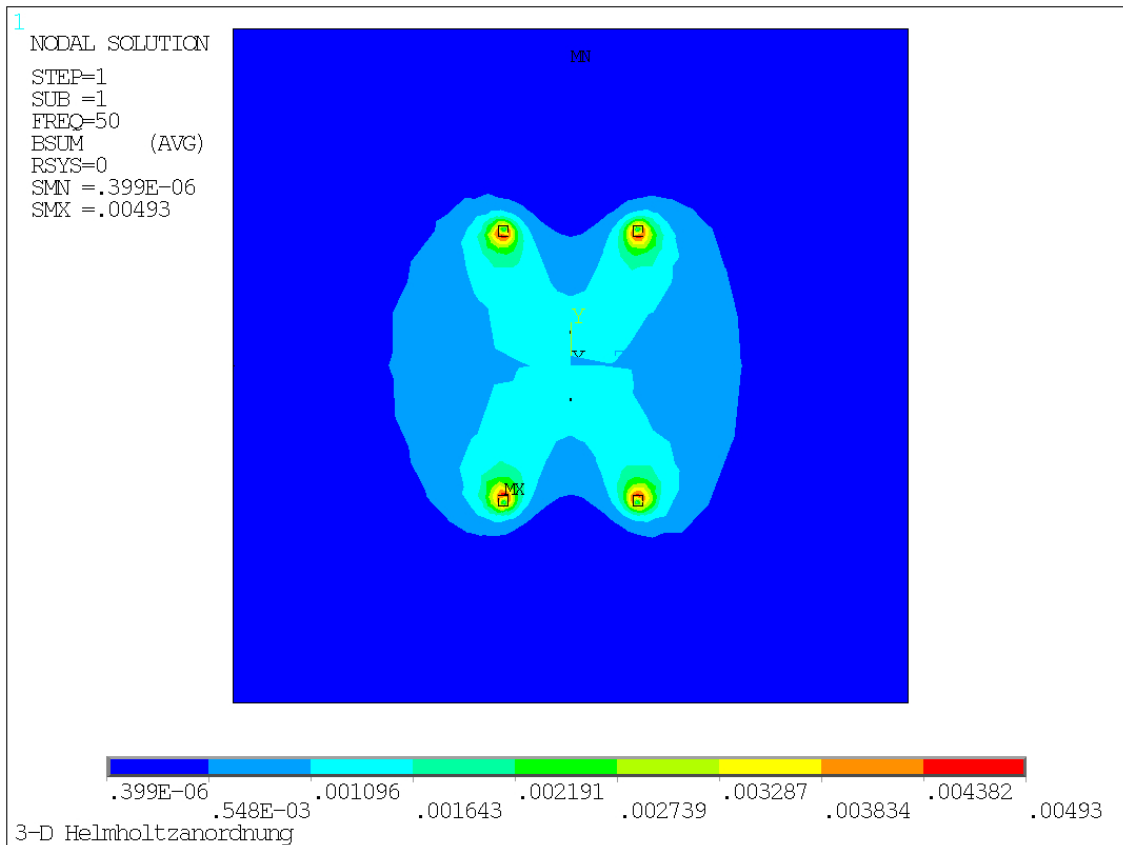
Diese Modellierungsart benötigt für die Berechnungen der Lösung die fünffache Zeit und weist aufgrund der groben Vernetzung gravierende Fehler in den Ergebnissen auf. Diese Vernetzungsfehler können in ANSYS® mit dem Befehl PRERR ausgewertet werden. Auf die einzelnen Elemente der Geometrie wurde eine Stromdichte aufgebracht, die in einer harmonischen Analyse bei 50 Hz das magnetische Feld einer Helmholtzspule erzeugte. Die aufgeprägte Stromdichte und die vernetzte Spulengeometrie sind in Abb. 4.2 dargestellt.



**Abb. 4.2** Vernetzung der Spulengeometrie und Vektorplot der aufgeprägten Stromdichte

Man erkennt aus dem Vektorplot der Stromdichte, dass der Strom in beiden Spulen die gleiche Richtung hat und somit ein homogenes magnetisches Wechselfeld zwischen den Spulen mit  $B = 1$  mT hervorruft.

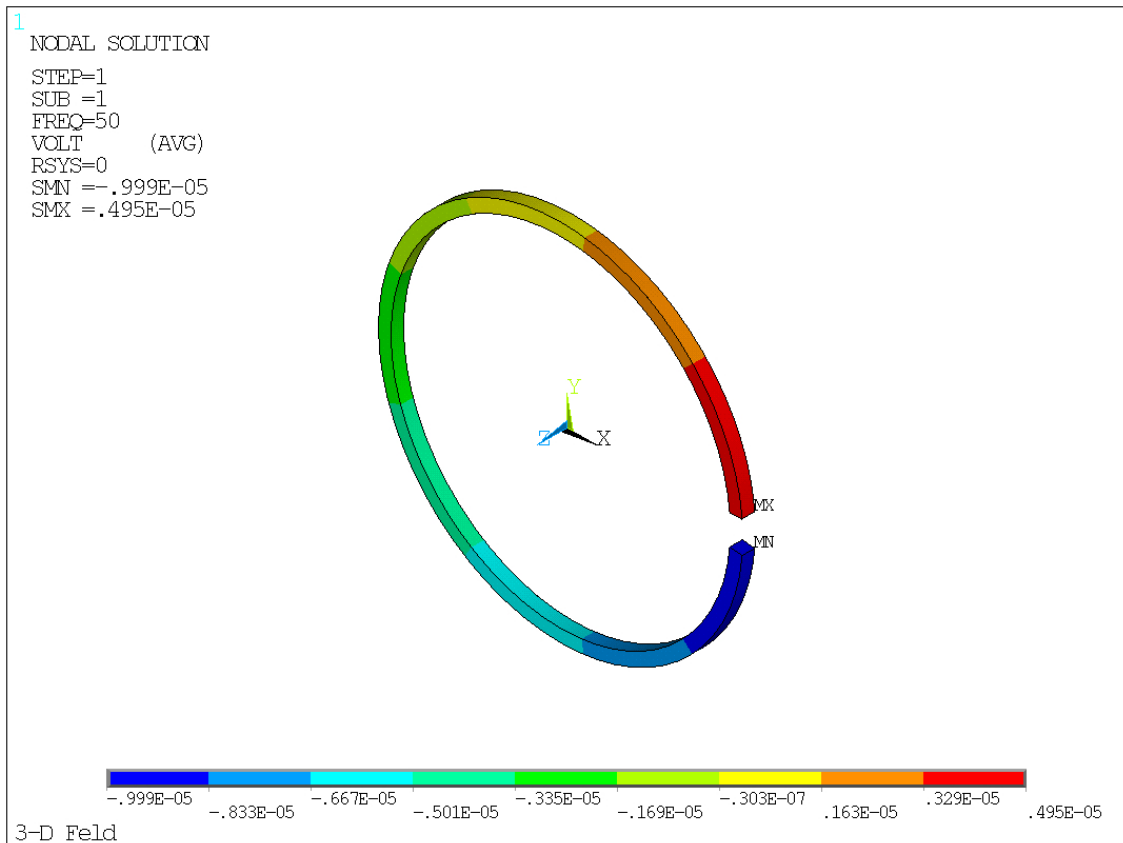
Zur Veranschaulichung des homogenen Bereiches der Helmholtzanordnung ist dieser in Abb. 4.3 aufgezeigt. Der Schnitt zur Darstellung der magnetischen Flussdichte liegt bei  $x = 0$ .



**Abb. 4.3** Homogener Bereich der Helmholtzspule im Schnitt bei  $x = 0$

Man erkennt eine deutlich erhöhte magnetische Flussdichte im Bereich der Spulen im Vergleich zur Flussdichte im inneren. In der Mitte des Bildes ist ebenfalls ein Kreisring mit einer Öffnung von  $10^\circ$  und den Materialeigenschaften von Kupfer implementiert worden, um die induzierte Spannung des magnetischen Wechselfeldes auswerten zu können.

Die Abb. 4.4 zeigt die Spannungsverteilung auf dem Prüfling, hervorgerufen durch das senkrecht durchtretende magnetische 50-Hz-Feld. Dies ist nicht die induzierte Spannung, die man zwischen den Öffnungskontakten des Prüflings mit einem Voltmeter messen kann.



**Abb. 4.4** Potentialverteilung auf dem Prüfling

Eine Erklärung für dieses Potentialbild ist, dass sich durch das magnetische Feld positive und negative Ladungsträger an den Kontaktstellen innerhalb des Leiters so ansammeln, dass an der einen Seite ein Elektrodenmangel und auf der anderen ein Elektronenüberschuss herrscht. Das elektrische Feld verstärkt sich im Bereich der Kontaktflächen und überlagert sich dem ursprünglichen Feld, so dass innerhalb des Prüflings die elektrische Feldstärke gleich null ist. Durch diese Potentialunterschiede bilden sich Wirbelströme im Leiter aus, welche in Abb. 4.5 zu sehen sind.

Bildet man das Linienintegral von einer Kontaktfläche auf der Mittellinie des Leiters zur anderen, ergibt es den Wert null. Dies kann man auch in Abb. 4.4 erkennen.

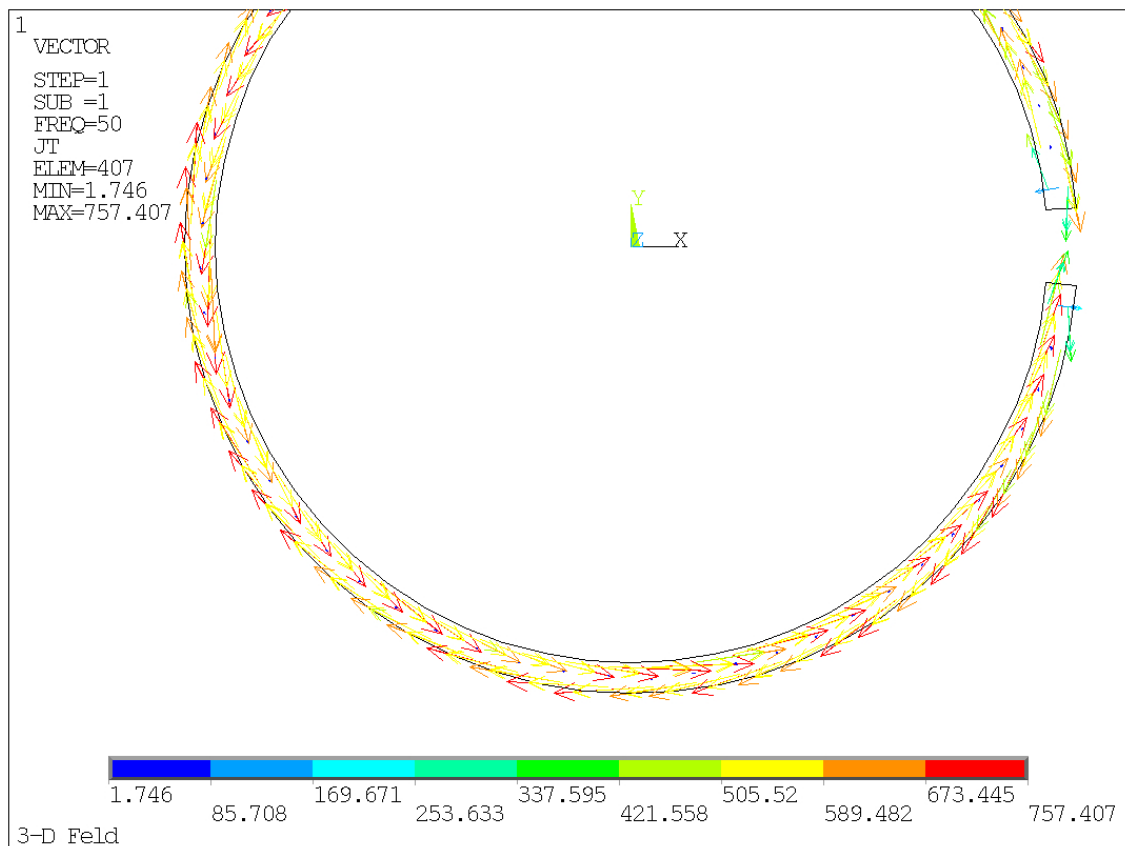
Für ein Linienintegral auf beliebig anderem Weg erhält man

$$\oint \vec{E} \cdot d\vec{s} = -\frac{d\Phi}{dt} \quad \text{Gl. (4.1)}$$

Bildet man nun das Umlaufintegral über den Radius des Prüflings und setzt ein sinusförmiges Feld voraus, ergibt sich

$$\underline{U} = j \cdot \omega \cdot B \cdot A \quad \text{Gl. (2.1)}$$

und die induzierte Spannung kann berechnet werden.



**Abb. 4.5** Wirbelströme im offenen Prüfling

Diese Variante zur Auswertung der induzierten Spannung über die gesamte Kreisfläche kann mit einer Pfadauswertung erfolgen. Dafür wird ein kreisförmiger Pfad auf die Mittellinie des Prüflings gelegt und die hindurch tretenden magnetischen Feldlinien mit dem FLUXV-Makro ausgewertet. Nun multipliziert man diesen Wert des magnetischen Flusses mit der Kreisfrequenz  $\omega$  und erhält die induzierte Spannung. Für diesen Prüfling mit einem Radius von 7 cm ergibt sich:

$$U_{ind} = \Phi \cdot \omega = 1,434 \cdot 10^{-5} \text{Wb} \cdot 2 \cdot \pi \cdot 50 \text{Hz} = 4,51 \text{mV} . \quad \text{Gl. (4.2)}$$

Für diese Auswertung der induzierten Störspannung müssten natürlich die magnetische Flussdichte und die wirksame Fläche bekannt sein, um einen Pfad in die Berechnung integrieren zu können. Dies ist nicht möglich, da die wirksame Fläche des Elektroden-tips nicht bekannt ist. Die Ermittlung der induzierten Störspannung in einer offenen Windung wie dem Prüfling oder der unipolaren oder bipolaren HSM-Elektrode konnte in dieser Magister-Arbeit ebenfalls mit dem FEM-Programm ANSYS<sup>®</sup> nicht durchgeführt werden.

## 5 Messtechnische Untersuchungen

### 5.1 Einleitung

Vorangegangene Messungen zur Ermittlung der Störspannungseinkopplung in bipolare Herzschrittmacherelektroden haben gezeigt, dass es durch den begrenzten Eingangswiderstand der Messschaltung oder des realen Schrittmachers zu einer Abhängigkeit der Störspannung von der NaCl-Lösung kommt. Aufgrund dessen wurde für die Messungen in dieser Arbeit ein exakter Zusammenhang zwischen einer Stoffmenge Natriumchlorid (NaCl) und der elektrischen Leitfähigkeit  $\kappa$  einer NaCl-Lösung ermittelt.

Die messtechnischen Untersuchungen gliedern sich in drei Teile. Im ersten Teil (Kapitel 5.2 und 5.3) wurden die Elektrodenparameter in Abhängigkeit der umgebenden Elektrolytlösung und das daraus resultierende Impedanznetzwerk für die verwendeten Elektroden bestimmt.

Die Messung der eingekoppelten Störspannung in die bipolaren Elektroden (Kapitel 5.4) wurde mit zwei verschiedenen Versuchsaufbauten durchgeführt. Zum einen wurde in ein originales Herzschrittmachergehäuse eine Messschaltung integriert und die induzierte Spannung übertragen. Mit dieser Schaltung besteht auch die Möglichkeit, unipolare und bipolare Ergebnisse zu vergleichen. Zum anderen wurde die Störspannung an den drei Elektroden über ein Koaxialkabel zu einem hoch empfindlichen Verstärker übertragen. Das Koaxialkabel wurde parallel zu den Feldlinien der Helmholtzspulen geführt, um zusätzliche, unerwünschte Einkopplungen in die Übertragungstrecke zu verhindern.

Als abschließender Teil (Kapitel 6.2.5) der messtechnischen Untersuchungen wurden Störschwellenmessungen an einem realen Herzschrittmacher der Firma Biotronik durchgeführt, um einen Vergleich mit den Ergebnissen vorangegangener Messungen zu ermöglichen.

### 5.2 Bestimmung der elektrischen Leitfähigkeit der NaCl-Lösung

Ziel dieser messtechnischen Untersuchungen war es, einen exakten Zusammenhang zwischen einer Stoffmenge NaCl und der elektrischen Leitfähigkeit  $\kappa$  einer NaCl-Lösung zu ermitteln. Grund dieses Versuches ist die starke Abhängigkeit der induzierten Störspannung an der bipolaren Elektrode von der elektrischen Leitfähigkeit des umgebenden Elektrolyts in den in-vitro-Untersuchungen. Mit den gewonnenen Ergebnissen kann für weitere Messungen die elektrische Leitfähigkeit der NaCl-Lösung genau bemessen werden.

Für die Messungen wurde ein Mikroprozessor-Päzisions-Konduktometer LF 539 der Firma WTW verwendet, an das die Leitfähigkeitsmesszelle TectraCon L, deren Elektroden aus Platin bestehen, angeschlossen wurde. Das LF 539 kann für Elektrolytlösungen mit einer elektrischen Leitfähigkeit bis max. 3000 mS/cm benutzt werden. Die Messungenauigkeit beträgt 0,5% vom Messwert.

Da die elektrische Leitfähigkeit stark temperaturabhängig ist, wird ein Temperaturfühler bei den Messungen eingesetzt, um die gemessene elektrische Leitfähigkeit der Lösung in Abhängigkeit von der Temperatur auf eine Leitfähigkeit für die Referenztemperatur von 25°C intern umzurechnen und anzuzeigen. Je nach Höhe der Leitfähigkeit werden verschiedene Frequenzen für die Messungen verwendet. Die Messfrequenz für Lösungen mit einer elektrischen Leitfähigkeit zwischen 0,2 mS/cm und 20 mS/cm, welche für die in-vitro-Messungen relevant sind, beträgt 400 Hz. Mit steigender Leitfähigkeit des Elektrolyten wird auch die Messfrequenz erhöht. Dies erfolgt nur, um stoffliche Veränderungen der Lösung zu vermeiden, da die Ladungsträger in Flüssigkeiten die Ionen sind.

Ausgegangen wurde von einer Lösung mit einer Natriumchloridmenge von 0,1 mol/l. Als Referenzwert wurden 100 ml dieser Lösung angenommen und die elektrische Leitfähigkeit gemessen. Dies entspricht dem Wert 100 ml in Tab. 5.1. Daraufhin wurde dann die Lösung mit deionisiertem Wasser verdünnt und eine Messreihe zur Bestimmung der elektrischen Leitfähigkeit in Abhängigkeit von der Konzentrationsmenge NaCl durchgeführt. In Tab. 5.1 sind die gemessenen Werte für die elektrische Leitfähigkeit dargestellt. Der Wert für  $C_n$  ergibt sich aus der Ausgangskonzentrationsmenge NaCl und dem Verdünnungsfaktor. Zur Festlegung der elektrischen Leitfähigkeit für die in-vitro-Messungen interessiert die Massekonzentration  $C_m$  von NaCl pro Liter. Die Umrechnung der Stoffmengenkonzentration  $C_n$  in die Massekonzentration  $C_m$  ergibt sich wie folgt:

$$C_m = (M_{Na} + M_{Cl}) \cdot C_n = \left( 22,99 \cdot \frac{\text{g}}{\text{mol}} + 35,45 \cdot \frac{\text{g}}{\text{mol}} \right) \cdot C_n \quad \text{Gl. (5.1)}$$

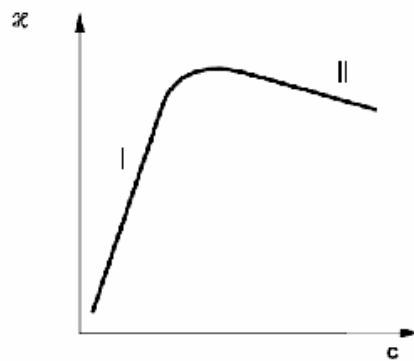
$$C_m = 58,44 \cdot \frac{\text{g}}{\text{mol}} \cdot C_n$$

In Worten ausgedrückt: Man addiert die molaren Massen des Natriums und des Chlors miteinander und multipliziert diesen Wert mit der Stoffmengenkonzentration  $C_n$ . In Tab. 5.1 ist die gemessene elektrische Leitfähigkeit  $\kappa$  und die Massekonzentration  $C_m$  dargestellt.

**Tab. 5.1** Massekonzentration  $C_m$  und die zugehörigen Messwerte der elektrischen Leitfähigkeit  $\kappa$  im Lösungsvolumen  $V$  für 25°C

Volumen in ml (bezogen auf 100 ml)	$C_n$ in mol/l	$C_m$ in g/l	$\kappa$ in mS/cm
10	0,01	0,5844	1,156
20	0,02	1,1169	2,247
40	0,04	2,3376	4,35
60	0,06	3,5064	6,40
80	0,08	4,6752	8,37
90	0,09	5,2596	9,35
100	0,10	5,8440	10,37

Ein exakter Zusammenhang zwischen der Massenkonzentration  $C_m$  und der elektrischen Leitfähigkeit  $\kappa$  der NaCl-Lösung ist noch nicht erkennbar. Deshalb wurde für einen bestimmten Bereich der Leitfähigkeit aus den ermittelten Werten eine Regression vorgenommen. Die Richtigkeit dieser Formel ist bis zu einer elektrischen Leitfähigkeit von 2 S/m gewährleistet. Darüber hinaus kann die tatsächliche Leitfähigkeit vom linearen Anstieg abweichen. Eine schematische Darstellung dieses Zusammenhangs zeigt Abb. 5.1. Der Bereich I kennzeichnet den linearen Anstieg der elektrischen Leitfähigkeit, in dem auch die Messungen durchgeführt wurden. Für sehr viel größere Werte von  $C_m$  erreicht die Leitfähigkeit ein Maximum und nimmt dann trotz steigender Massenkonzentration ab. Grund hierfür ist die steigende Anzahl von Ionen, die zu Behinderungen untereinander führen und somit die Leitfähigkeit herabsetzen. Der Bereich II ist für die in-vitro-Untersuchungen nicht relevant, aber aus Gründen der Vollständigkeit mit angegeben.



**Abb. 5.1** Elektrische Leitfähigkeit  $\kappa$  in Abhängigkeit der Massenkonzentration  $C_m$  [17]

Auf die Herleitung der Berechnungsformeln für die Ausgleichsgerade wird hier verzichtet. Diese können unter anderem in [16] nachgelesen werden. In Abb. 5.2 ist die Punktwolke der Messwerte und die berechnete Regressionsgerade dargestellt. Daraus wird ersichtlich, dass ein linearer Ansatz für die Regressionskurve gewählt werden kann.

Somit erhält man den Ansatz  $y = a \cdot x + b$  oder  $\kappa(C_m) = a \cdot C_m + b$ . Die Steigung oder der Regressionskoeffizient  $a$  wird mit folgender Formel bestimmt:

$$a = \frac{\sum_{i=1}^n C_{mi} \cdot \kappa_i - n \cdot \bar{\kappa} \cdot \bar{C}_m}{\sum_{i=1}^n C_{mi}^2 - n \cdot \bar{C}_m^2} = \frac{43,9514 \cdot \frac{g \cdot mS}{\ell \cdot cm}}{25,3052 \cdot \frac{g^2}{\ell^2}} = 1,73685 \cdot \frac{mS \cdot \ell}{cm \cdot g} \quad \text{Gl. (5.2)}$$

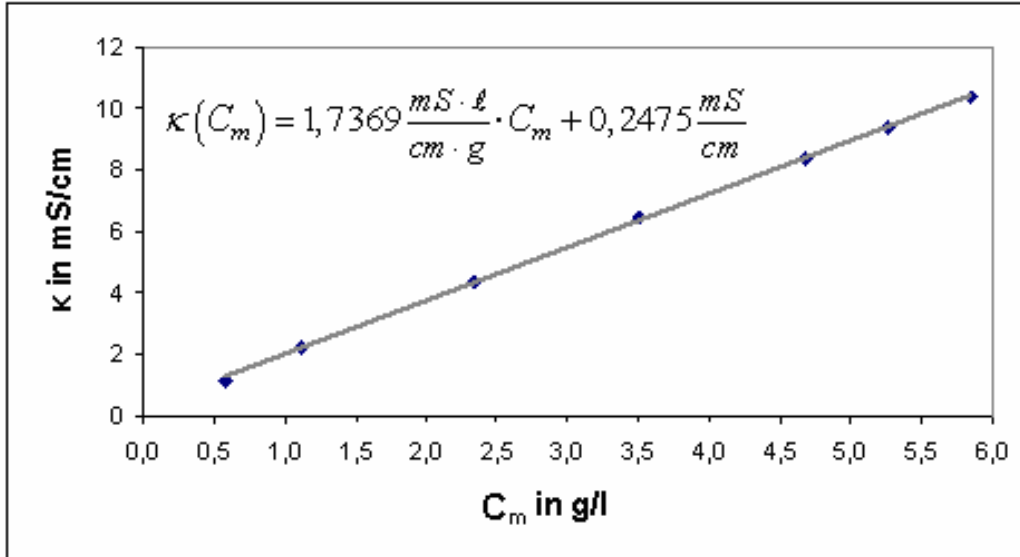
Der Achsenabschnitt  $b$  lässt sich nun unter Zuhilfenahme des Regressionskoeffizienten  $a$  wie folgt bestimmen:

$$b = \bar{\kappa} - a \cdot \bar{C}_m = 6,0347 \frac{mS}{cm} - 1,73685 \frac{mS \cdot \ell}{cm \cdot g} \cdot 3,3320 \frac{g}{\ell} = 0,24752 \frac{mS}{cm} \quad \text{Gl. (5.3)}$$



Somit lautet die Gleichung zur Bestimmung der elektrischen Leitfähigkeit  $\kappa$  in Abhängigkeit der Massenkonzentration  $C_m$  für den angegebenen Bereich:

$$\kappa(C_m) = 1,7369 \frac{\text{mS} \cdot \ell}{\text{cm} \cdot \text{g}} \cdot C_m + 0,2475 \frac{\text{mS}}{\text{cm}}, \quad \kappa \leq 2 \text{ S/m}. \quad \text{Gl. (5.4)}$$



**Abb. 5.2** Zusammenhang zwischen elektrischer Leitfähigkeit der NaCl -Lösung bei unterschiedlichen Mengen von NaCl

Die Abweichungen der Parameter a und b von der Geradengleichung kann ebenfalls berechnet werden. Die Ungenauigkeit lautet wie folgt:

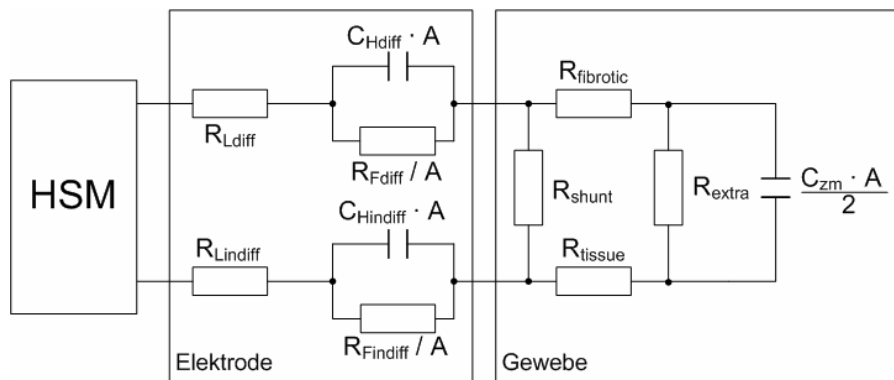
$$s_a = 0,013199 \frac{\text{mS} \cdot \ell}{\text{cm} \cdot \text{g}} \quad \text{und} \quad s_b = 0,051039 \frac{\text{mS}}{\text{cm}}. \quad \text{Gl. (5.5)}$$

Abschließend kann festgestellt werden, dass die Gl. (5.4) einen sehr guten Zusammenhang zwischen Massenkonzentration  $C_m$  und der elektrischen Leitfähigkeit  $\kappa$  liefert. Somit kann für zukünftige in-vitro-Untersuchungen die gewünschte elektrische Leitfähigkeit durch Zugabe von NaCl in deionisiertes Wasser exakt hergestellt werden.

## 5.3 Widerstandsnetzwerk

### 5.3.1 Theoretischer Hintergrund

Eine analytische Lösung der Störeinkopplung in bipolare Herzschrittmacherelektroden setzt die Kenntnis der einzelnen beteiligten Parameter voraus, um ein Berechnungsmodell aufstellen zu können. Für die Untersuchungen wird von einem Ersatzschaltbild Abb. 5.3 nach [2] ausgegangen, in dem die HSM-Elektrode und die Gewebeparameter berücksichtigt werden. Für die Messungen in einem Schalenmodell, gefüllt mit einer NaCl-Lösung, vereinfacht sich dieses Ersatzschaltbild. Für die vorliegenden bipolaren Elektroden im Schalenmodell werden im kommenden Kapitel die einzelnen Parameter messtechnisch bestimmt.



**Abb. 5.3** Ersatzschaltbild eines Stimulationssystems bestehend aus Impulsgenerator, Elektroden und Gewebe [2]

#### 5.3.1.1 Die Elektroden

Der Widerstand  $R_L$  beschreibt den Leitungswiderstand der bipolaren Elektrode, wobei noch zwischen differenter und indifferenter Elektrode unterschieden wird. Der Innenleiter der bipolaren Elektrode, also die Leitung zur Elektrodenspitze, wird dabei als differente und der Außenleiter als indifferente Elektrode bezeichnet. Die HSM-Elektroden stellen einen Festkörper-Elektrolyt-Übergang dar und weisen aufgrund dessen eine kapazitive Eigenschaft auf. Diese werden im Ersatzschaltbild durch die spezifischen Helmholtzkapazitäten  $C_H$  in Abhängigkeit von der differentiellen bzw. indifferenten Elektrodenoberfläche  $A$  beschrieben.  $R_F$  beschreibt den Faraday-Widerstand wiederum in Abhängigkeit von der jeweiligen Elektrodenoberfläche.

#### 5.3.1.2 Das Gewebe

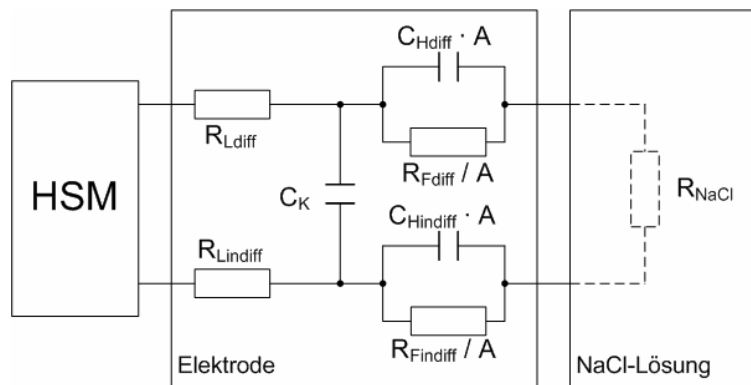
Das elektrochemische Ersatzschaltbild für das Zielorgan besteht in erster Näherung aus einer spezifischen Zellmembrankapazität  $C_{zm}$  und einem parallel angeordneten ohmschen Widerstand  $R_{extra}$ , der den Extrazellularraum berücksichtigt. Etwa vier Wochen nach einer Implantation entsteht ein konstanter Wert für den Widerstand  $R_{fibrotic}$ , welcher durch eine Vernarbung des Gewebes um die Elektrodenspitze entsteht. Die

beteiligten Gewebearten - bei der bipolaren Elektrode sind es Blut, Endokard und Myokard - bilden den Widerstand  $R_{\text{tissue}}$ .

Da bei der Stimulation ein Anteil des Stroms direkt zur indifferenten Elektrode fließt, muss noch ein Verlustwiderstand  $R_{\text{shunt}}$  in das Ersatzschaltbild mit einbezogen werden.

### 5.3.2 Messtechnische Untersuchung

Für die Messungen im Schalenmodell, gefüllt mit einer Elektrolytlösung, vereinfacht sich der Teil des Gewebes aus dem Ersatzschaltbild in Abb. 5.3. Die Zellmembrankapazität  $C_{\text{zm}}$ , der dazugehörige Widerstand  $R_{\text{extra}}$  und der Widerstand des vernarbten Gewebes  $R_{\text{fibrotic}}$  sind in den in-vitro-Untersuchungen nicht mehr vorhanden. Der Messstrom zur Bestimmung der Widerstände der Elektrolytlösung fließt direkt zur Gegenelektrode, und somit können die Widerstände  $R_{\text{tissue}}$  und  $R_{\text{shunt}}$  zu einem Widerstand  $R_{\text{NaCl}}$  zusammengefasst werden. Dieser ist nur noch abhängig von der elektrischen Leitfähigkeit der Lösung und somit von der Massenkonzentration  $C_m$  des in deionisiertem Wasser gelösten Natriumchlorids. Das sich daraus ergebende vereinfachte Ersatzschaltbild ist in Abb. 5.4 dargestellt.

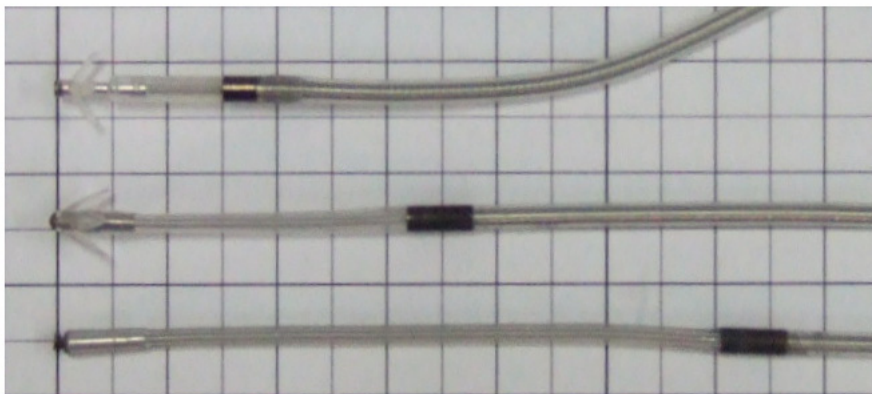


**Abb. 5.4** Vereinfachtes Ersatzschaltbild zur Bestimmung der Widerstandswerte der Elektrolyt-Lösung in Abhängigkeit deren elektrischer Leitfähigkeit

Das Impedanznetzwerk der bipolaren Elektroden ist natürlich immer abhängig von ihrer Geometrie. Deshalb sind die gemessenen Parameter des Netzwerks nur für die in Tab. 5.2 beschriebenen und in Abb. 5.5 dargestellten bipolaren Herzschrittmacherelektroden gültig.

**Tab. 5.2** Wichtige Kennwerte der verwendeten bipolaren Elektroden

Elektrodenparameter	Elektrode E1	Elektrode E2	Elektrode E3
Abstand differente, indifferente Elektrode	15 mm	31 mm	60 mm
Fläche Elektrodenring	45 mm <sup>2</sup>	45 mm <sup>2</sup>	45 mm <sup>2</sup>
Fläche Elektrodentip	1,5 mm <sup>2</sup>	3,5 mm <sup>2</sup>	2 mm <sup>2</sup>
Fixierung	Passiv	Passiv	aktiv
Länge	53 cm	60 cm	53 cm

**Abb. 5.5** Verwendete bipolare Elektroden auf kariertem Papier

Der Zuleitungswiderstand  $R_L$  wurde mit dem Multimeter Fluke 8842A zwischen Elektrodenstecker und Elektrodenspitze bzw. -ring gemessen. Die gemessenen Widerstandswerte sind in Tab. 5.3 dargestellt. Die unterschiedlichen Messwerte der Zuleitungswiderstände sind auf die Gesamtlänge der Elektroden zurückzuführen. Die Verwendung desselben Materials führt zu einem Widerstandsbelag, der für die 31-mm- und 60-mm-Elektroden mit ca. 100  $\Omega$ /m gleich ist.

**Tab. 5.3** Widerstand des Innen- und Außenleiters der verwendeten bipolaren Elektroden

Elektrodentyp	Innenleiter	Außenleiter
15 mm	27,215 $\Omega$	52,932 $\Omega$
31 mm	57,535 $\Omega$	56,263 $\Omega$
60 mm	52,283 $\Omega$	47,142 $\Omega$

Zur Bestimmung der Koppelkapazität zwischen Innen- und Außenleiter wurde das RLC-Meter Fluke PM 6304 an den Stecker der Elektroden angeschlossen und die Messungen für Frequenzen zwischen 50 Hz und 100 kHz in Luft durchgeführt. Aufgrund dessen sind für die Messungen in Tab. 5.4 keine Angaben für den ohmschen Widerstand zwischen Elektrodentip und -ring angegeben.

Es ist ersichtlich, dass sich für alle Frequenzen ungefähr derselbe Kapazitätswert einstellt. Aus der Phasenverschiebung  $\Phi$  zwischen Testspannung und Teststrom kann man erkennen, dass es sich ausschließlich um den Scheinwiderstand einer Kapazität handelt.

**Tab. 5.4** Phasenverschiebung, Kapazitäts- und Impedanzwerte für die 15-mm-, 31-mm- und die 60-mm-Elektrode in Luft

f [Hz]	15-mm-Elektrode			31-mm-Elektrode			60-mm-Elektrode		
	C / [pF]	Z / [MΩ]	$\Phi$ / [°]	C / [pF]	Z / [MΩ]	$\Phi$ / [°]	C / [pF]	Z / [MΩ]	$\Phi$ / [°]
50	144,40	22,900	-89,6	144,10	22,100	-89,9	128,30	24,800	-89,8
100	142,70	11,150	-90,0	143,50	11,090	-90,0	130,10	12,230	-90,0
500	142,62	2,232	-90,0	143,72	2,215	-89,9	130,11	2,447	-89,8
1000	142,39	1,118	-89,9	142,89	1,114	-90,0	129,83	1,224	-90,0
5000	142,12	0,224	-89,9	142,77	0,223	-90,0	129,65	0,246	-90,0
10000	141,96	0,113	-90,0	142,72	0,112	-90,0	129,64	0,123	-90,0
15000	141,94	0,090	-90,0	142,72	0,074	-90,0	129,63	0,082	-90,0
20000	141,95	0,056	-90,0	142,71	0,056	-90,0	129,61	0,061	-90,0
100000	142,43	0,011	-89,8	142,99	0,011	-89,6	129,86	0,012	-89,7

Zur Ermittlung der Widerstandswerte der bipolaren Elektroden wurde ein Schalenmodell mit deionisiertem Wasser befüllt, dessen elektrische Leitfähigkeit nach jeder Messung schrittweise erhöht wurde. Die Massenkonzentration  $C_m$  für 5 Liter deionisiertes Wasser wurde nach Gl. (5.4) berechnet. In Tab. 5.5 sind die elektrischen Leitfähigkeiten für die fünf Messreihen und die benötigte Menge an Natriumchlorid dargestellt.

**Tab. 5.5** Menge des benötigten Natriumchlorids für die elektrische Leitfähigkeit der jeweiligen Messreihe

$\kappa$ in S/m	$C_m$ in g/l	$C_m$ in g/(5l)	zugemischt in g
0,2	1,01	5,05	5,05
0,4	2,16	10,80	5,75
0,6	3,31	16,55	5,75
0,7	3,89	19,45	2,90
0,8	4,46	22,30	2,85

Die bipolare Elektrode wurde mittig im Gefäß platziert und mit dem RLC-Meter Fluke PM 6304 die Widerstands- und Kapazitätswerte der drei Elektroden gemessen. Mit dem RLC-Meter besteht die Möglichkeit, bei unterschiedlichen Frequenzen und Test-

spannungen die Übergangsimpedanzen vom Elektrodentip zum Elektrodenring für unterschiedliche Leitfähigkeiten der NaCl-Lösung zu ermitteln. Als Testsignal dient eine Wechselspannung mit einem Effektivwert von 2 V und Frequenzen von 50 Hz, 100 Hz, 500 Hz, 1 kHz, 5 kHz, 10 kHz, 15 kHz, 20 kHz und 100 kHz.

Mit dem RLC-Meter wären Gleichspannungstestsignale zwar möglich, jedoch treten dabei stoffliche Veränderungen der Elektrolytlösung auf, die die elektrische Leitfähigkeit beeinflussen würden. Außerdem würden sich am Elektrodentip und Elektrodenring Reaktionsprodukte bilden, durch welche Polarisationspotentiale entstehen, die der von außen angelegten Spannung entgegenwirken. Dies hätte eine Verfälschung des Messergebnisses zur Folge. In Tab. 5.6 sind die Ergebnisse der Messung für eine elektrische Leitfähigkeit der NaCl-Lösung von 0,2 S/m und der verwendeten bipolaren Elektroden dargestellt.

**Tab. 5.6** Widerstands-, Kapazitäts- und Impedanzwerte für die 15-mm-, 31-mm- und die 60-mm-Elektrode für eine Leitfähigkeit von 0,2 S/m

f [Hz]	15-mm-Elektrode			31-mm-Elektrode			60-mm-Elektrode		
	R / [kΩ]	C / [nF]	Z / [kΩ]	R / [kΩ]	C / [nF]	Z / [kΩ]	R / [kΩ]	C / [nF]	Z / [kΩ]
50	1,648	413,80	1,612	1,423	294,30	1,411	1,1069	283,20	1,102
100	1,513	153,40	1,498	1,382	124,40	1,374	1,0834	117,90	1,08
500	1,416	18,71	1,412	1,3066	14,42	1,304	1,0388	14,29	1,038
1000	1,379	6,51	1,377	1,2863	5,31	1,285	1,0245	5,61	1,024
5000	1,342	0,83	1,341	1,2592	0,61	1,259	1,0028	0,72	1,003
10000	1,332	0,41	1,331	1,2526	0,31	1,252	0,9968	0,36	0,997
15000	1,3267	0,29	1,326	1,2494	0,23	1,249	0,9939	0,26	0,994
20000	1,324	0,25	1,323	1,2473	0,20	1,247	0,9924	0,22	0,992
100000	1,308	0,15	1,298	1,2391	0,14	1,231	0,9846	0,14	0,981

Aus Gründen der Übersichtlichkeit sind hier nur die Werte für die niedrigste und die höchste elektrische Leitfähigkeit der Elektrolytlösung aufgeführt. Die vollständigen Ergebnisse der Messreihen sind im Anhang aufgeführt. Ein Vergleich der Ergebnisse aus Tab. 5.6 mit denen aus Tab. 5.7 (Ergebnisse bei 0,8 S/m) zeigt, dass die elektrische Leitfähigkeit der NaCl-Lösung einen deutlichen Einfluss auf die Impedanzen zwischen Elektrodentip und Elektrodenring hat.

**Tab. 5.7** Widerstands-, Kapazitäts- und Impedanzwerte für die 15-mm-, 31-mm- und die 60-mm-Elektrode für eine Leitfähigkeit von 0,8 S/m

f [Hz]	15-mm-Elektrode			31-mm-Elektrode			60-mm-Elektrode		
	R /[ $\Omega$ ]	C /[nF]	Z /[ $\Omega$ ]	R /[ $\Omega$ ]	C /[nF]	Z /[ $\Omega$ ]	R /[ $\Omega$ ]	C /[nF]	Z /[ $\Omega$ ]
50	500,8	1975,00	478,3	502,8	1216,00	493,7	383,4	1132,00	379,9
100	452,1	770,30	441,6	473,9	501,90	468,7	369,0	467,60	366,9
500	398,9	75,30	397,2	433,8	61,90	432,3	345,2	56,10	344,6
1000	389,4	28,21	388,5	424,5	25,78	423,9	338,9	22,20	338,5
5000	375,4	2,84	375,2	407,9	2,68	407,1	328,7	2,48	328,6
10000	371,9	1,14	371,8	402,7	1,07	402,6	326,1	1,01	326,0
15000	370,4	0,71	370,3	400,9	0,64	400,8	324,9	0,62	324,8
20000	369,5	0,51	369,4	399,8	0,46	399,7	324,2	0,45	324,1
100000	365,5	0,15	365,2	395,3	0,14	395,0	321,1	0,13	320,9

Die zusätzlichen Ionen haben einen erhöhten Messstrom zur Folge und bewirken deshalb einen geringeren Widerstand zwischen Elektrodentip und -ring. Wie schon erwähnt, ist dies aber nur bis zum Erreichen des Maximums der Kurve in Abb. 5.1 gewährleistet. Vergrößert sich die Anzahl der Ionen weiter, behindern sich diese, und der Widerstandswert erhöht sich trotz steigender Anzahl von NaCl-Ionen wieder.

Weiterhin ist aus den Ergebnissen erkennbar, dass mit zunehmender elektrischer Leitfähigkeit der NaCl-Lösung die Helmholtzkapazität immer größere Werte annimmt. Auch hierfür ist die höhere Anzahl von Ionen in der Elektrolytlösung verantwortlich. Bei 100 kHz und darüber ist die Helmholtzdoppelschicht aber vernachlässigbar, da der immer schnellere Wechsel der Polarität am Elektrodentip und am Elektrodenring keine elektrostatische Wechselwirkung zwischen der Elektrodenoberfläche und den polaren Wassermolekülen zustande kommen lässt und sich somit keine gerichtete Monolage bilden kann, an der sich die gelösten Ionen aus der NaCl-Lösung zur Ladungskompensation anlagern würden. Daraus lässt sich schließen, dass für Frequenzen oberhalb von 100 kHz nur noch die Leiter-Leiter-Kapazität im Ersatzschaltbild berücksichtigt werden muss. Zieht man die Koppelkapazität von der gemessenen Kapazität ab, erhält man die Helmholtzkapazität, hervorgerufen durch die Festkörper-Elektrolyt-Übergänge in Abhängigkeit der Elektrodenoberfläche.

## 5.4 Störspannung in bipolaren Elektroden

### 5.4.1 Externe Messschaltung

Bei den Untersuchungen in [6] und [7] traten ziemliche Probleme bei der messtechnischen Ermittlung der Störspannung in bipolare Herzschrittmacherelektroden auf. Die zu messenden Spannungen für  $16\frac{2}{3}$  Hz und 50 Hz lagen betragsmäßig im Mikrovoltbereich und waren somit nur mit sehr hohen Messgenauigkeiten zu bestimmen. Dies war ausschlaggebend für die Entwicklung eines neuen Versuchsaufbaus, bei dem ein hochempfindlicher externer Messverstärker verwendet wurde. Als Feldquelle kam eine Helmholtzspule aus zwei kreisförmigen Einzelspulen mit je 160 Windungen, einem Durchmesser von  $D = 30$  cm und einem Spulenabstand von  $h = 15$  cm zum Einsatz. Mit dieser Anordnung kann eine maximale magnetische Flussdichte von  $B = 0,95$  mT erzeugt werden. Die Frequenz des magnetischen Feldes wurde in 6 diskreten Schritten von  $16\frac{2}{3}$  Hz, 50 Hz, 420 Hz, 1033 Hz, 6930 Hz und 14900 Hz eingestellt, wobei bis 1033 Hz die maximale Flussdichte zur Verfügung stand. Für die zwei weiteren Frequenzen sank der Maximalwert auf  $250 \mu\text{T}$  bei 6930 Hz und auf  $50 \mu\text{T}$  bei 14900 Hz ab. Diese Voraussetzung wurde zur Unterteilung der Messungen genutzt. Somit wurden Messreihen mit  $50 \mu\text{T}$ ,  $250 \mu\text{T}$  und  $950 \mu\text{T}$  bei den elektrischen Leitfähigkeiten der NaCl-Lösung von  $0,2$  S/m,  $0,4$  S/m,  $0,6$  S/m,  $0,7$  S/m und  $0,8$  S/m durchgeführt. Die bipolaren Elektroden wurden mittig zwischen der Helmholtzspule im Schalenmodell platziert. Die Verbindung zwischen Elektrode und koaxialer Messleitung wurde mit einem Adapter realisiert, mit dem die unerwünschten Einkopplungen so klein wie möglich gehalten werden konnten. Abb. 5.6 zeigt den Adapter, der nach dem International Connector Standard gefertigt wurde.



**Abb. 5.6** Adapter nach IS-1 zur Verbindung von HSM-Elektrode und Messleitung

Am anderen Ende ist eine BNC-Buchse zur Verbindung mit der Messleitung montiert. Dieser Versuchsaufbau gestattet es, die induzierte Störspannung an jeder bipolaren Herzschrittmacherelektrode ab 1990 zu messen. Die koaxiale Messleitung zum Verstärker wurde parallel zu den Feldlinien der Helmholtzspule verlegt, um auch hier die ungewollten Einkopplungen in die Übertragungsstrecke zu minimieren.





**Abb. 5.7** Versuchsaufbau mit Helmholtzspule, Oszilloskop, Spannungsmesser, Messverstärker und Laptop zur Verstärkersteuerung

Als Messverstärker kam der SR560 LOW-NOISE-PREAMPLIFIER der Firma SRS Stanford Research Systems zum Einsatz. Die Verstärkung des Eingangssignals kann von 1 bis 50000 in Zehnerpotenzen erfolgen. Weiterhin kann nach dem Eingangverstärker ein Bandpass zugeschaltet werden, der es ermöglicht, nur die gewählten Störspannungen herauszufiltern. In Tab. 5.8 ist die obere und untere Grenzfrequenz für die jeweilige Messfrequenz angegeben.

**Tab. 5.8** Untere und obere Grenzfrequenz des Eingangsbandpasses

Messfrequenz [Hz]	$f_u$ [Hz]	$f_o$ [Hz]
$16\frac{2}{3}$	3	30
50	10	100
420	100	1000
1033	300	3000
6930	3000	10000
14900	3000	30000

Wie in Abb. 5.7 zu sehen, wurde an den Verstärker ein Oszilloskop und ein Effektivwertmessgerät der Firma Fluke angeschlossen. Das Oszilloskop diente dabei zur Kontrolle des sinusförmigen Verlaufes der gemessenen induzierten Störspannung. Am Effektivwertmessgerät konnte dann sehr genau die Störspannung abgelesen werden. In Tab. 5.9 sind die Ergebnisse für eine Leitfähigkeit der Elektrolytlösung von 0,2 S/m bei einer magnetischen Flussdichte von 50  $\mu\text{T}$  dargestellt.

**Tab. 5.9** Störspannung an den bipolaren Elektroden bei einem  $\kappa = 0,2 \text{ S/m}$  und einem B-Feld von  $50 \mu\text{T}$

f [Hz]	$U_{ss15}$ [mV]	$U_{ss31}$ [mV]	$U_{ss60}$ [mV]
14900	714,20	557,30	545,20
6930	54,82	43,040	41,74
1033	1,13	0,904	0,86
420	0,193	0,16	0,15

Zum Vergleich sind in Tab. 5.10 ebenfalls die Ergebnisse für die Leitfähigkeit von  $0,2 \text{ S/m}$  dargestellt, jedoch wurde die magnetische Flussdichte auf  $250 \mu\text{T}$  erhöht. Somit ergab sich für diese Messreihe eine maximale Frequenz von  $6930 \text{ Hz}$ .

**Tab. 5.10** Störspannung an den bipolaren Elektroden bei einem  $\kappa = 0,2 \text{ S/m}$  und einem B-Feld von  $250 \mu\text{T}$

f [Hz]	$U_{ss15}$ [mV]	$U_{ss31}$ [mV]	$U_{ss60}$ [mV]
6930	217,6	213,2	208,7
1033	5,69	4,57	4,33
420	1,004	0,821	0,767

Dividiert man die Störspannungen aus Tab. 5.10 durch 5 und vergleicht sie mit den Ergebnissen aus Tab. 5.9, kann man sehen, dass eine lineare Abhängigkeit der magnetischen Flussdichte und der induzierten Störspannung gemäß dem Induktionsgesetz besteht. Bezieht man jetzt noch die Frequenzabhängigkeit der Störspannung in die Betrachtungen mit ein, kann man erkennen, dass diese eine Nichtlinearität mit sich bringt. Der Faktor zwischen  $420 \text{ Hz}$  und  $1033 \text{ Hz}$  beträgt rund 2,46. Gemäß Induktionsgesetz müsste die induzierte Störspannung bei  $1033 \text{ Hz}$  2,46mal höher als bei  $420 \text{ Hz}$  sein, nämlich  $2,47 \text{ mV}$ .

Erhöht man die elektrische Leitfähigkeit der NaCl-Lösung auf  $0,8 \text{ S/m}$ , reduziert sich die induzierte Störspannung erheblich. Die Messergebnisse für die magnetische Flussdichte von  $50 \mu\text{T}$  und  $250 \mu\text{T}$  sind in Tab. 5.11 und Tab. 5.12 dargestellt.

**Tab. 5.11** Störspannung an den bipolaren Elektroden bei einem  $\kappa = 0,8 \text{ S/m}$  und einem B-Feld von  $50 \mu\text{T}$

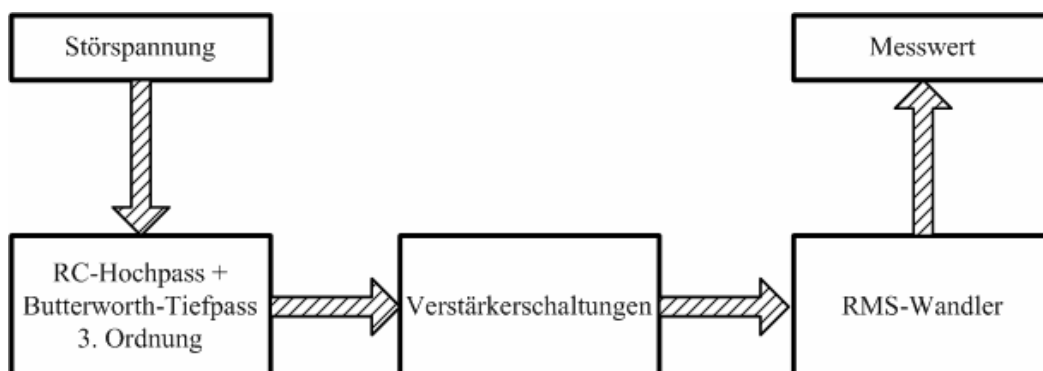
f [Hz]	$U_{ss15}$ [mV]	$U_{ss31}$ [mV]	$U_{ss60}$ [mV]
14900	260,2	226,7	209,7
6930	20,12	17,54	16,14
1033	0,426	0,382	0,336
420	0,0728	0,0664	0,0558

**Tab. 5.12** Störspannung an den bipolaren Elektroden bei einem  $\kappa = 0,8 \text{ S/m}$  und einem B-Feld von  $250 \mu\text{T}$

f [Hz]	$U_{ss15}$ [mV]	$U_{ss31}$ [mV]	$U_{ss60}$ [mV]
6930	99,4	87,2	80,0
1033	2,142	1,922	1,70
420	0,384	0,352	0,299

#### 5.4.2 Integrierte Messschaltung

Die Messschaltung besteht aus einer in SMD-Technik gefertigten Leiterplatte, die in ein HSM-Gehäuse eingesetzt wurde. Die Elektroden können so in ihrer üblichen Weise mit dem Schrittmacher verbunden werden. Die Schaltung wird extern mit einer Gleichspannung versorgt. Über drei Schalter kann die Betriebsart zwischen uni- und bipolar gewählt und der erforderliche Messbereich eingestellt werden. In Abb. 5.8 ist ein grobes Blockschaltbild der verwendeten Messschaltung dargestellt. Der Mess-eingang wird durch einen RC-Hochpass mit einer Grenzfrequenz von  $f_g = 20 \text{ mHz}$  gleichspannungsfrei entkoppelt. Der folgende Butterworthtiefpass 3. Ordnung filtert die hochfrequenten Störsignale heraus und agiert gleichzeitig als Impedanzwandler.

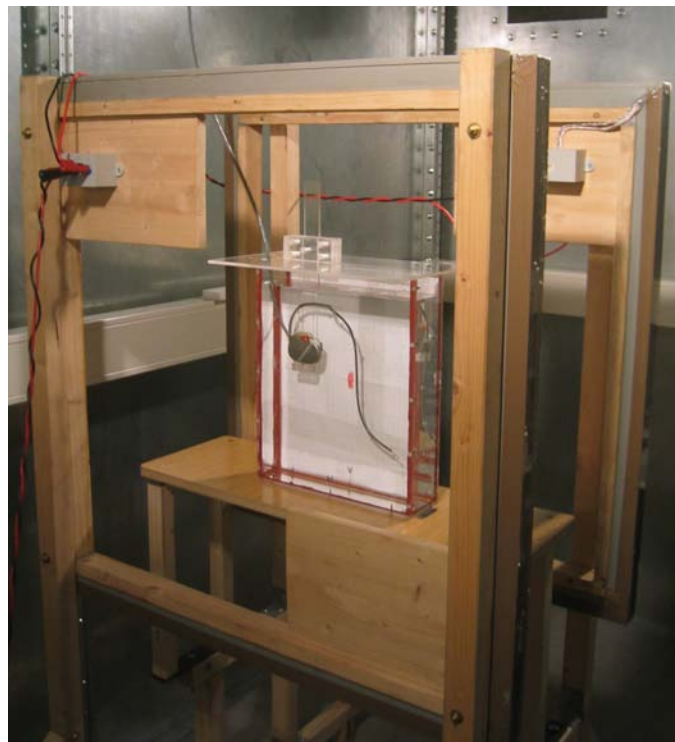


**Abb. 5.8** Schematischer Aufbau der integrierten Messschaltung

Die Verstärkerschaltung setzt sich aus drei nicht invertierenden Schaltungen, die umschaltbar in verschiedenen Verstärkerstufen arbeiten können, zusammen. Das folgende Bandsperrfilter linearisiert den Frequenzgang der Messwertaufnahme. Die Umschaltung der vier Messbereiche und der Betriebsart erfolgt über einen niederohmigen digital gesteuerten Analogswitch. Die verstärkten Messsignale werden dann mit einem RMS-Wandler in eine Effektivspannung umgesetzt und mit einer weiteren Differenzverstärkerstufe auf 0 ... 5 V verstärkt.

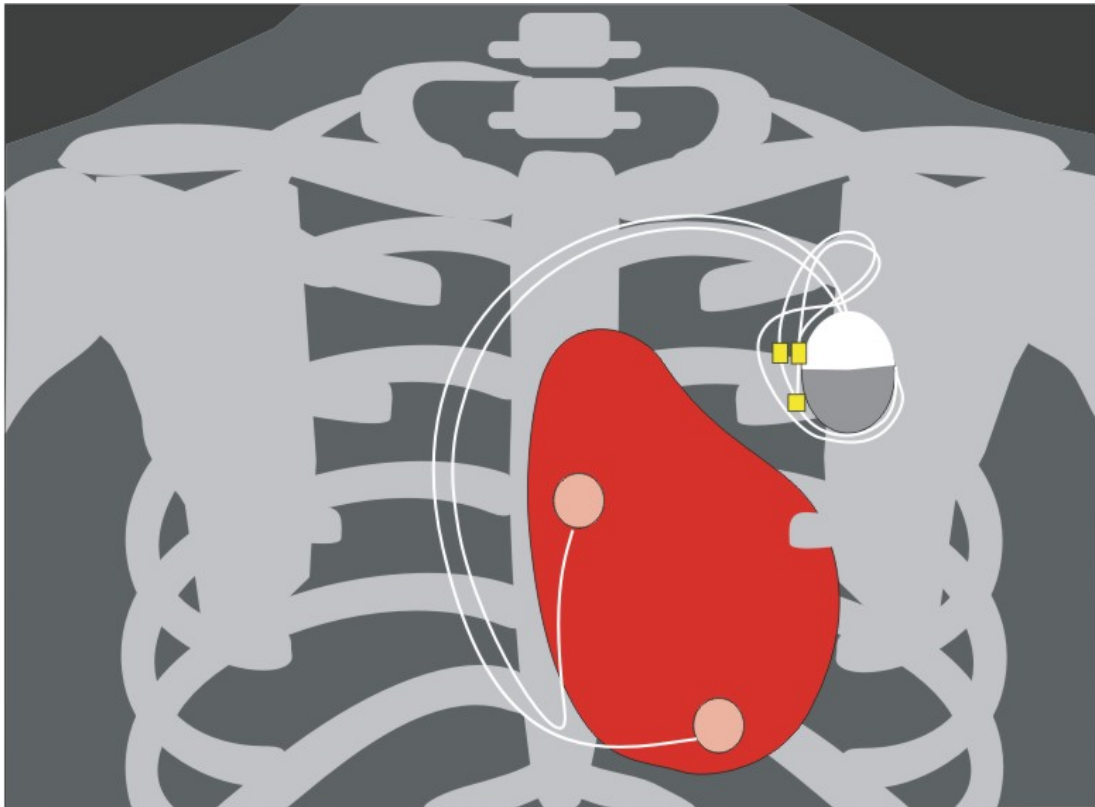
Das zur Versuchsdurchführung benötigte magnetische Feld wird in der in Abb. 5.9 dargestellten Helmholtzordnung erzeugt. Diese besteht aus zwei rechteckigen Einzelspulen mit je 100 Windungen, einer Seitenlänge von  $a = 80$  cm und einem Spulenabstand von  $h = 40$  cm. Das Helmholtzspulenpaar wurde von einem Leistungsverstärker der Firma Spitzenberger & Spieß gespeist, welcher von einem computergenerierten Frequenzgenerator angesteuert wurde. Die magnetische Flussdichte in der Mitte der Spule kann auf dem Monitor des Steuercomputers abgelesen werden.

Für diese Messungen wurde die rechteckige Helmholtzordnung gewählt, weil damit die vierfache magnetische Flussdichte und ein größerer Bereich des homogenen magnetischen Feldes erzielt werden kann. Vorangegangene Messungen zeigten, dass ein B-Feld von 1 mT und eine bipolare Elektrodenkonfiguration bei  $16\frac{2}{3}$  Hz und 50 Hz keine messbaren Ergebnisse lieferten. Mit diesen Voraussetzungen im Zusammenspiel mit der integrierten Messschaltung sollen nun präzisere unipolare und bipolare Messungen im unteren NF-Bereich durchführbar sein.



**Abb. 5.9** Rechteckige Helmholtzspule mit rechtspektoraler Messanordnung im Schalenmodell

Zur Realisierung der unipolaren Messung wurde die Elektrode an einem PVC-Modell befestigt, welches dem links- und rechtspektoralen Verlauf im menschlichen Körper angenähert ist. Das linkspektorale Modell wurde einem Röntgenbild nachempfunden (nachgezeichnet in Abb. 5.10). Die markierten Kreise stellen die Lage der Elektrodenspitze im Atrium und Ventrikel dar. Für das rechtspektorale Modell wurde der Verlauf der Elektrode im Herzen übernommen und anschließend der linkspektorale Verlauf gespiegelt. Die unipolare 15-mm-Elektrode spannt im linkspektoralen Modell eine wirksame Fläche von  $A_{lk} = 214 \text{ cm}^2$  und im rechtspektoralen eine Fläche von  $A_{rk} = 102,25 \text{ cm}^2$  auf.



**Abb. 5.10** Mögliche Lage des Schrittmachers sowie der Elektrodenspitzen in Atrium und Ventrikel bei linkspektoraler Implantation

Eine Variation der elektrischen Leitfähigkeit der physiologischen Kochsalzlösung und der verschiedenen Elektroden wurde nicht durchgeführt, da dies auf die unipolare HSM-Elektroden-Anordnung keinen wesentlichen Einfluss hat. In Tab. 5.13 und Tab. 5.14 sind die Ergebnisse des links- und rechtspektoralen Modells bei einer Leitfähigkeit des Elektrolyts von  $0,2 \text{ S/m}$  dargestellt.

**Tab. 5.13** Störspannung in der linkspektoralen HSM-Elektroden-Konfiguration

f [Hz]	B [mT]	U <sub>ssLP</sub> [mV]
16 $\frac{2}{3}$	0,50	1,20
50	0,50	3,45
400	0,50	29,00
1000	0,50	68,50
5000	0,25	175,00

**Tab. 5.14** Störspannung in der rechtspektoralen HSM-Elektroden-Konfiguration

f [Hz]	B [mT]	U <sub>ssRP</sub> [mV]
16 $\frac{2}{3}$	0,50	0,88
50,0	0,50	2,70
400,0	0,50	22,00
1000,0	0,50	50,50
5000,0	0,25	127,50

Da der Herzschrittmacher für die bipolare Messung als Gegenelektrode nicht relevant ist, wurde darauf verzichtet, ihn mit in die NaCl-Lösung zu tauchen. Die Messungen der induzierten Störspannung wurden bei magnetischen Flussdichten von  $B = 0,275 \dots 4,4$  mT und bei Frequenzen von 16 $\frac{2}{3}$  Hz, 50 Hz, 400 Hz, 1000 Hz und 5000 Hz durchgeführt. Die Verkleinerung der magnetischen Flussdichte für höhere Frequenzen ist auf den steigenden Scheinwiderstand des Versuchsaufbaus zurückzuführen. Bei Frequenzen höher als 5 kHz ist der Leistungsverstärker nicht mehr in der Lage, einen Strom durch die Spulen und Kompensationskondensatoren zu treiben, der eine magnetische Flussdichte größer 0,5 mT erzeugt. Da eine höhere Frequenz aber eine deutlich größere induzierte Störspannung am Messeingang bewirkt, ermöglichte dies eine Verminderung der magnetischen Flussdichte. Außerdem zeigten die Messungen aus Kapitel 5.4.1, dass die Störspannung linear mit der Flussdichte zunimmt. Somit kann man die gemessenen Störspannungen auf beliebige Werte der Flussdichte umrechnen. Eine Interpolation der Störspannungen auf andere Frequenzen kann nicht erfolgen, da bisher ungeklärte Einflüsse durch die elektrische Leitfähigkeit einen nichtlinearen Zusammenhang zeigten.

Das Schalenmodell und somit auch die drei Elektroden wurden genau in der Mitte der Helmholtzanordnung positioniert, um die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse zu gewährleisten. Die analytische Lösung hatte gezeigt, dass eine Verschiebung auf der x-Achse für eine senkrecht positionierte Elektrode eine immense Beeinflussung hervorruft. Wie auch in den vorangegangenen Messungen wurde die elektrische Leitfähigkeit der Lösung von 0,2 S/m auf 0,8 S/m schrittweise erhöht. In Tab. 5.15 und Tab. 5.16 sind die Ergebnisse für 0,2 S/m und 0,8 S/m dargestellt. Die vollständige

Auflistung der Störspannungen für die unterschiedlichen Leitfähigkeiten ist im Anhang aufgeführt.

**Tab. 5.15** Störspannung an den bipolaren Elektroden bei einer elektrischen Leitfähigkeit der NaCl-Lösung von 0,2 S/m

f [Hz]	B [mT]	$U_{ss15}$ [mV]	$U_{ss31}$ [mV]	$U_{ss60}$ [mV]
16 $\frac{2}{3}$	4,40	0,100	0,152	0,064
50	4,40	0,420	0,718	0,365
400	2,20	7,250	8,400	6,500
1000	1,10	23,600	28,500	21,500
5000	0,275	140,000	115,000	113,000

**Tab. 5.16** Störspannung an den bipolaren Elektroden bei einer elektrischen Leitfähigkeit der NaCl-Lösung von 0,8 S/m

f [Hz]	B [mT]	$U_{ss15}$ [mV]	$U_{ss31}$ [mV]	$U_{ss60}$ [mV]
16 $\frac{2}{3}$	4,40	0,026	0,050	0,097
50	4,40	0,142	0,277	0,430
400	2,20	3,39	3,66	3,00
1000	1,10	10,10	11,1	8,80
5000	0,275	58,50	52,00	48,10

Stellt man die Ergebnisse bei unterschiedlichen Leitfähigkeiten der Elektrolytlösung gegenüber, zeigt sich wieder eine eindeutige Verringerung der induzierten Störspannung bei höherer NaCl-Konzentration. Rechnet man die Werte der magnetischen Flussdichte bei 400 Hz und 1000 Hz auf die Werte aus Kapitel 5.4.1 um, zeigt sich eine sehr gute Übereinstimmung der Ergebnisse.

## 6 Auswertung

### 6.1 Beurteilung der analytischen und numerischen Ergebnisse

Das analytische Modell für die unipolaren Elektrodenanordnungen zeigt im Vergleich zum Induktionsgesetz und zu den Messungen sehr gute Übereinstimmungen. Das Kreismodell erklärt die auftretenden Abhängigkeiten einer offenen Elektrodenschleife von der Position, der Kontur und der Feldquelle. In Tab. 6.1 sind die berechneten und gemessenen Ergebnisse zur links- und rechtspektoralen Implantationsweise aufgeführt.

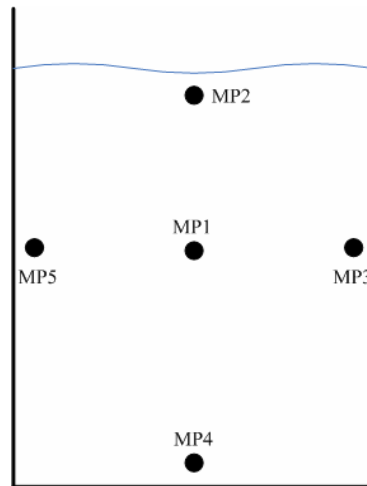
**Tab. 6.1** Störspannung (analytische Berechnung und Messung) für die links- und rechtspektorale unipolare Anordnung bei einer magnetischen Flussdichte von  $B = 0,5 \text{ mT}$

f [Hz]	Messung linkspektoral [mV]	Berechnung linkspektoral [mV]	Messung rechtspektoral [mV]	Berechnung rechtspektoral [mV]
$16\frac{2}{3}$	1,20	1,15	0,88	0,90
50	3,45	3,45	2,70	2,70
400	29,00	27,59	22,00	21,60
1000	68,50	68,99	50,50	53,99
5000	350,00	344,93	255,00	269,95

Wie schon in Kapitel 3.2.3 erwähnt, sind Spannungen in den offenen Elektrodenschleifen besonders positionsabhängig. Dies gilt ebenso für die bipolaren Elektroden, bei denen eine Verschiebung auf der x-Achse bei vertikaler Verlegung einen ca. 30mal höheren Wert ergeben hat. Aus diesem Grund wurde in den bipolaren Messungen versucht, die Elektroden immer exakt im Mittelpunkt der Helmholtzspule zu platzieren. An dieser Position wird jedoch eine minimale Spannung induziert. Da die bipolaren Elektroden in vertikaler Richtung vermessen wurden, kann diese Messanordnung als eine offene Elektrodenschleife angesehen werden.

Mit den Messungen der 31-mm-Elektrode konnte die Ortsabhängigkeit im Schalenmodell nachgewiesen werden. In Abb. 6.1 sind die verschiedenen Messpunkte im Schalenmodell angegeben. Die elektrische Leitfähigkeit der NaCl-Lösung betrug dabei  $0,2 \text{ S/m}$ , und das Schalenmodell befand sich genau mittig innerhalb der rechteckigen Helmholtzspule.





**Abb. 6.1** Schalenmodell mit verschiedenen Messpunkten (MP) zur Bestimmung der Ortsabhängigkeit der bipolaren Elektroden

In Tab. 6.2 sind die Messergebnisse der Ortsabhängigkeitsmessung dargestellt. Aus den Ergebnissen und

$$dU = \vec{E} \cdot d\vec{s} = j \cdot \omega \cdot B \cdot (-y \cdot dx + x \cdot dy) \quad \text{Gl. (6.1)}$$

kann man erkennen, dass die induzierte Spannung für eine vertikal verlegte Elektrode nur eine Ortsabhängigkeit von der x-Komponente hat. Für die Beispiele der links- und rechtspektoralen Implantationsweise kehrt sich dies um, denn die Elektroden- spitze kann in diesen Modellen als horizontal angesehen werden.

**Tab. 6.2** Störspannung an der bipolaren 31-mm-Elektrode für die verschiedenen Messpunkte bei einer elektrischen Leitfähigkeit der NaCl-Lösung von 0,2 S/m

f [Hz]	B [mT]	MP1 [mV]	MP2 [mV]	MP3 [mV]	MP4 [mV]	MP5 [mV]
16 $\frac{2}{3}$	4,00	0,052	0,081	1,56	0,030	1,4
50	4,00	0,252	0,213	4,55	0,253	4,2
400	2,00	7,1	7,8	20,9	6,75	18,4
1000	1,00	20,9	22,5	33,5	19,85	31,0
5000	0,25	119,5	121,0	137,0	121,5	135,0

Bi- und unipolar induzierte Spannungen in kleine resultierende Flächen bzw. offene Elektrodenschleifen zeigten in den Messungen eine enorme Abhängigkeit von der elektrischen Leitfähigkeit der Elektrolytlösung und der Frequenz, die mit analytischen und numerischen Modellen nicht erklärt werden können. Diese lassen sich vermutlich nur mit messtechnischen Untersuchungen und mit Hilfe von physikalischen Modellen betrachten, welche den Festkörper-Elektrolyt-Übergang berücksichtigen.

## 6.2 Beurteilung der messtechnischen Ergebnisse

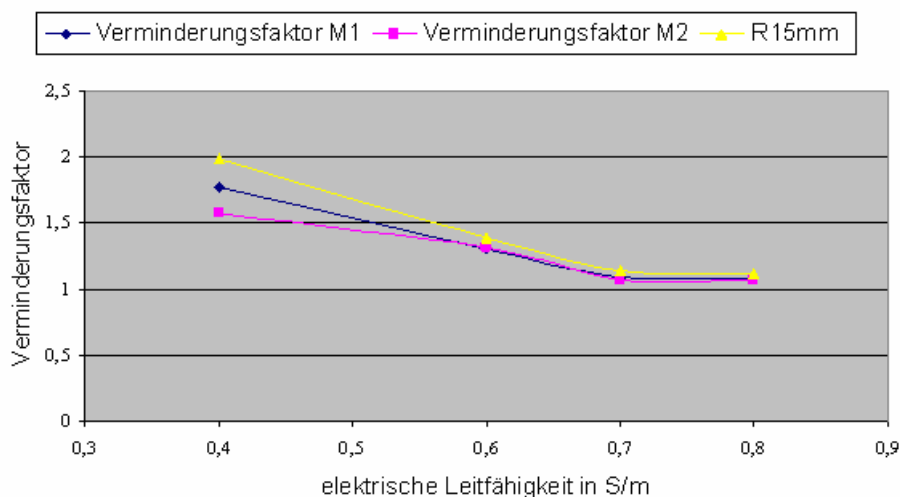
### 6.2.1 Verminderungsfaktor

Als erstes soll der vieldiskutierte Einfluss der elektrischen Leitfähigkeit der umgebenden Natriumchloridlösung ausgewertet werden. Die Verdopplung der elektrischen Leitfähigkeit von 0,2 auf 0,4 S/m hat keine Verringerung der induzierten Störspannung um die Hälfte zur Folge. Deshalb wurde nach einer Darstellungsmöglichkeit gesucht, die den Einfluss auf die induzierte Störspannung widerspiegelt. Der Verminderungsfaktor  $V$  kann nach folgender Formel bestimmt werden, wobei  $\Delta\kappa$  die Schrittweite der elektrischen Leitfähigkeit repräsentiert:

$$V(\kappa) = \frac{U_{SS}(\kappa)}{U_{SS}(\kappa - \Delta\kappa)} = \frac{R_{15}(\kappa)}{R_{15}(\kappa - \Delta\kappa)} \quad \text{Gl. (6.2)}$$

Zum Vergleich wurden die Messergebnisse der externen und der internen Messung über der elektrischen Leitfähigkeit aufgetragen. Dafür wurde mit den Störspannungen der 15-mm-Elektrode bei der Frequenz von 6930 Hz und einem magnetischen Feld von 200 A/m der Verminderungsfaktor für die unterschiedlichen Leitfähigkeiten eingeführt. Für die interne Messschaltung sind ebenfalls die Werte für die 15-mm-Elektrode, aber bei 5000 Hz, zur Bestimmung des Verminderungsfaktors herangezogen worden. Dieser berechnet sich bei 0,4 S/m aus der Störspannung bei 0,2 S/m geteilt durch die Störspannung bei 0,4 S/m. In Abb. 6.2 sind die Ergebnisse für die Verminderungsfaktoren dargestellt.

Außerdem wurden noch die gemessenen Widerstandswerte der 15-mm-Elektrode bei 5000 Hz in die grafische Auswertung des Verminderungsfaktors mit einbezogen. Die Abkürzung M1 steht für den Verminderungsfaktor der Messergebnisse aus der externen Messschaltung, M2 für die interne Messschaltung und R15mm für die Widerstandswerte.



**Abb. 6.2** Verminderungsfaktor der induzierten Störspannung und der Widerstandswerte für die 15-mm-Elektrode

Aus Abb. 6.2 kann man deutlich erkennen, dass die elektrische Leitfähigkeit bei völlig unterschiedlichen Messaufbauten zur Störspannungsermittlung doch annähernd den gleichen Einfluss auf die Verminderung der Störspannung hat. Weiterhin gleichen die Verminderungsverhältnisse der Widerstandswerte der HSM-Elektrode sehr gut dem Verlauf des Verminderungsfaktors der jeweiligen Störspannungsmessung.

Die Messungenauigkeit des Verminderungsfaktors bei 0,4 S/m der internen Messschaltung kann auf einen Messfehler zurückgeführt werden. Das aufgezeichnete Verstärker Ausgangssignal erzeugte ein magnetisches Feld von 0,25 mT und nicht wie in den weiteren Messungen bei 5000 Hz von 0,275 mT.

Für den Verminderungsfaktor kann festgestellt werden, dass sich für jede gemessene Frequenz annähernd der gleiche Faktor zwischen den Leitfähigkeiten einstellt. Die Größe des Faktors variiert nur beim ersten Leitfähigkeitswert 0,4 S/m um 0,5% und ist dabei noch von der verwendeten Elektrode abhängig. Bei allen anderen Leitfähigkeiten stellt sich für alle bipolaren Elektroden der gleiche Wert ein. Weiterhin sind für die Messreihen bei verschiedenen magnetischen Feldstärken mit der externen Messschaltung die gleichen Verminderungsfaktoren festgestellt worden. Dies lässt den Schluss zu, dass nur die Anzahl der gelösten NaCl-Ionen einen Einfluss auf den Verminderungsfaktor hat und die Elektrodeneigenschaften wie Abstand und Oberfläche nicht berücksichtigt werden müssen.

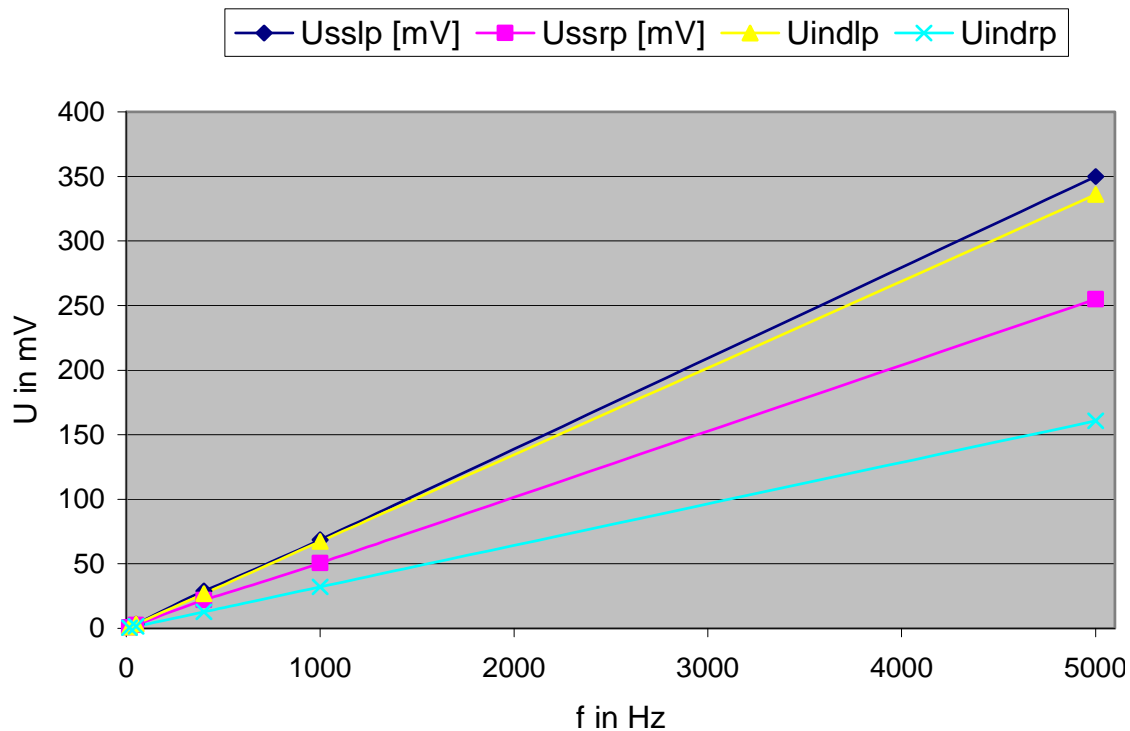
### 6.2.2 Störspannungen an der unipolaren Elektrode

Für die Auswertung der Störspannung am Eingang des Schrittmachers wurden die Ergebnisse aus Kapitel 5.4.2 auf eine magnetische Flussdichte von 0,5 mT umgerechnet und zur Überprüfung der Linearität in Abb. 6.3 grafisch dargestellt.

Mit den wirksamen Flächen  $A_{lk} = 214 \text{ cm}^2$  des links- und  $A_{rk} = 102,25 \text{ cm}^2$  des rechtspektoralen Modells wurden nach

$$\underline{U} = j \cdot \omega \cdot B \cdot A \quad \text{Gl. (6.3)}$$

auch die induzierten Störspannungen nach dem Induktionsgesetz mit in die Darstellung aufgenommen. Das linkspektorale Modell unterscheidet sich hierbei nur geringfügig von den Spannungen nach Induktionsgesetz. Grund für die sehr gute Übereinstimmung ist, dass für geschlossene oder fast geschlossene isolierte Leiter das Induktionsgesetz angewendet werden kann.



**Abb. 6.3** Störspannungen des rechts- und linkspektoralen Modells bei einer magnetischen Flussdichte von  $B = 0,5 \text{ mT}$  und einer Leitfähigkeit von  $0,2 \text{ S/m}$

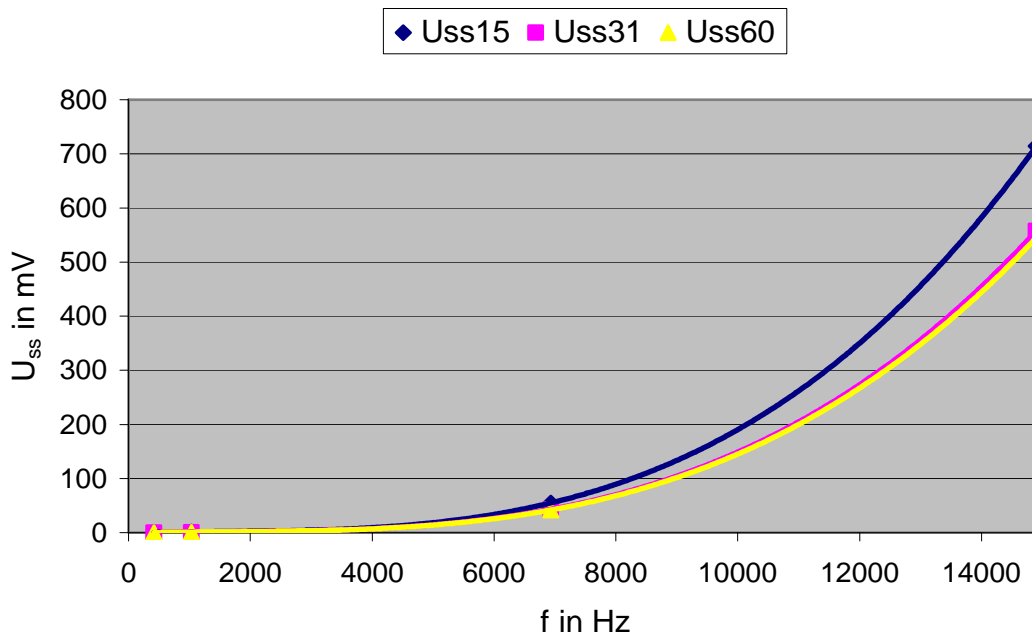
Der sehr große Unterschied zwischen den Spannungen im rechtspektoralen Modell und denen nach Induktionsgesetz ist mit dem analytischen Berechnungsmodell durch die offene Schleife zu erklären. Die induzierte Spannung einer offenen Elektrodenschleife weist eine starke Ortsabhängigkeit gegenüber dem magnetischen Feld auf und kann dadurch auch höhere Spannungswerte als das Induktionsgesetz liefern.

### 6.2.3 Störspannungen an der bipolaren Elektrode

Die messtechnische Ermittlung der Störspannung mit dem externen Verstärker lieferte sehr zufriedenstellende Ergebnisse für die diskreten Frequenzen von 420 Hz, 1033 Hz, 6930 Hz und 14900 Hz. Für die Frequenzen  $16\frac{2}{3} \text{ Hz}$  und 50 Hz wurde kein sinusförmiger Verlauf der verstärkten Störspannung am Oszilloskop beobachtet. Obwohl die Messungen in der EMV-Kammer stattfanden, war es möglich, den Einfluss des 50-Hz-Störfeldes in den Ergebnissen nachzuweisen.

Durch die Filterung des Messsignals konnten zwar die Störungen für die Messungen oberhalb von 50 Hz herausgefiltert werden, jedoch für  $16\frac{2}{3} \text{ Hz}$  und 50 Hz war eine Trennung von Nutz- und Störsignal mit dem Eingangsbandpass des Verstärkers nicht zu erreichen. Erschwerend kam hinzu, dass bei einer magnetischen Induktion von  $0,95 \text{ mT}$  für  $16\frac{2}{3} \text{ Hz}$  und 50 Hz nur sehr kleine Störspannungen in den bipolaren Elektroden induziert werden.

Abb. 6.4 zeigt den interpolierten Verlauf der induzierten Störspannung in die drei Elektroden bei einer elektrischen Leitfähigkeit von 0,2 S/m und einer magnetischen Flussdichte von  $B = 50 \mu\text{T}$ .



**Abb. 6.4** Interpolierte Störspannungen an den bipolaren Elektroden zwischen 420 Hz und 14900 Hz

Der grafische Verlauf der Störspannung zeigt eindeutig, dass es sich bei der Einkopplung in die bipolare Elektrode um eine nichtlineare Frequenzabhängigkeit handelt. Außerdem ist die Störspannungseinkopplung in die kürzeste HSM-Elektrode am größten. Die Einkopplungen in die 31-mm- und 60-mm-Elektrode sind nach Abb. 6.4 annähernd gleich, wobei die induzierte Spannung in der 60-mm-Elektrode etwas kleiner ist. Grund hierfür könnte der in Kapitel 5.3.2 beschriebene mechanische Aufbau der Elektroden sein.

Betrachtet man aber z. B. die Störspannungseinkopplung, gemessen mit der integrierten Messschaltung, zeigt sich bei 0,8 S/m und niedrige Frequenzen von  $16\frac{2}{3}$  Hz und 50 Hz die eigentlich erwartete Abhängigkeit der Störspannung vom Abstand des Elektrodentips zum Elektrodenring.

Dies lässt die Vermutung zu, dass der Einfluss der elektrischen Leitfähigkeit zwischen den diskreten Frequenzschritten 50 Hz und 420 Hz erst zum Tragen kommt und somit eine Veränderung der induzierten Störspannung bewirkt.

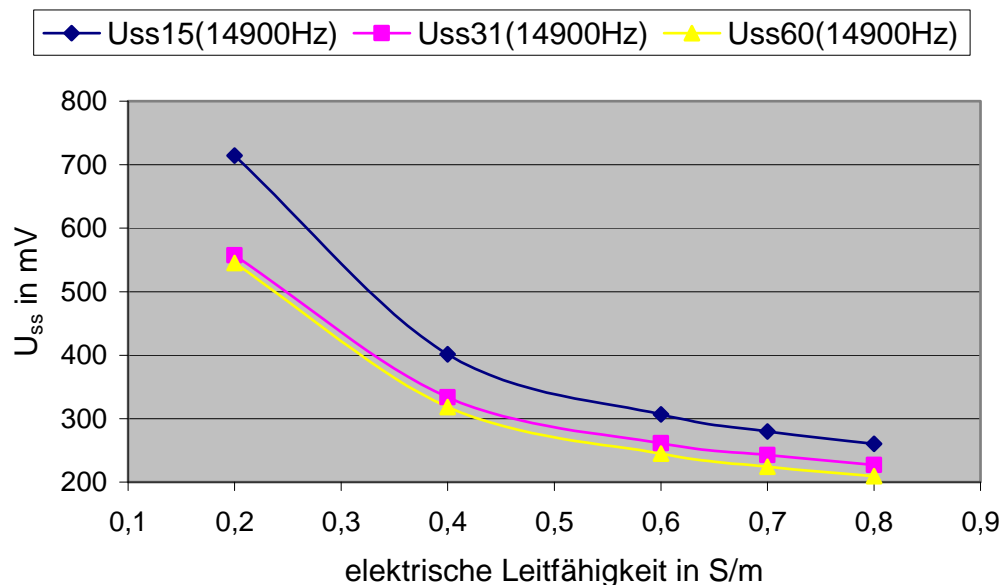
In Tab. 6.3 sind die mit der integrierten Messschaltung ermittelten Störspannungen bei 0,8 S/m dargestellt. Steigt die Frequenz weiter an, stellt sich die gleiche Tendenz wie in Abb. 6.4 ein. Die in die 15-mm-Elektrode induzierte Störspannung ist am größten, gefolgt von der 31-mm- und der 60-mm-Elektrode.

**Tab. 6.3** Störspannung an den bipolaren Elektroden bei einer elektrischen Leitfähigkeit der NaCl-Lösung von 0,8 S/m

f [Hz]	B [mT]	$U_{ss15}$ [mV]	$U_{ss31}$ [mV]	$U_{ss60}$ [mV]
16 $\frac{2}{3}$	4,40	0,026	0,050	0,097
50	4,40	0,142	0,277	0,430
400	2,20	3,39	3,66	3,00
1000	1,10	10,10	11,1	8,80
5000	0,275	58,50	52,00	48,10

In den Messergebnissen, die mit der externen Messschaltung ermittelt worden sind, ist diese Tendenz schon ab 420 Hz deutlich zu beobachten. Für die integrierte Messschaltung tritt dieses Phänomen erst bei 5000 Hz auf, wobei schon ab 400 Hz kein Bezug zwischen dem Abstand der Anode und Kathode der jeweiligen Elektrode zur Störspannung besteht. Aus den anderen Messungen für die verschiedenen Leitfähigkeiten ist der Zusammenhang zwischen Abstand und induzierter Störspannung nicht ersichtlich. Dass die induzierte Spannung in der 15-mm-Elektrode am größten ist, kann jedoch in jeder Messreihe beobachtet werden.

In Abb. 6.5 sind zur Veranschaulichung die induzierten Störspannungen bei 14900 Hz für die drei Elektroden in Abhängigkeit von der elektrischen Leitfähigkeit dargestellt. Daraus wird wiederum ersichtlich, dass die Störspannung an der 15-mm-Elektrode am größten ist und die Störspannungen der 31-mm- und der 60-mm-Elektrode einander gleichen.



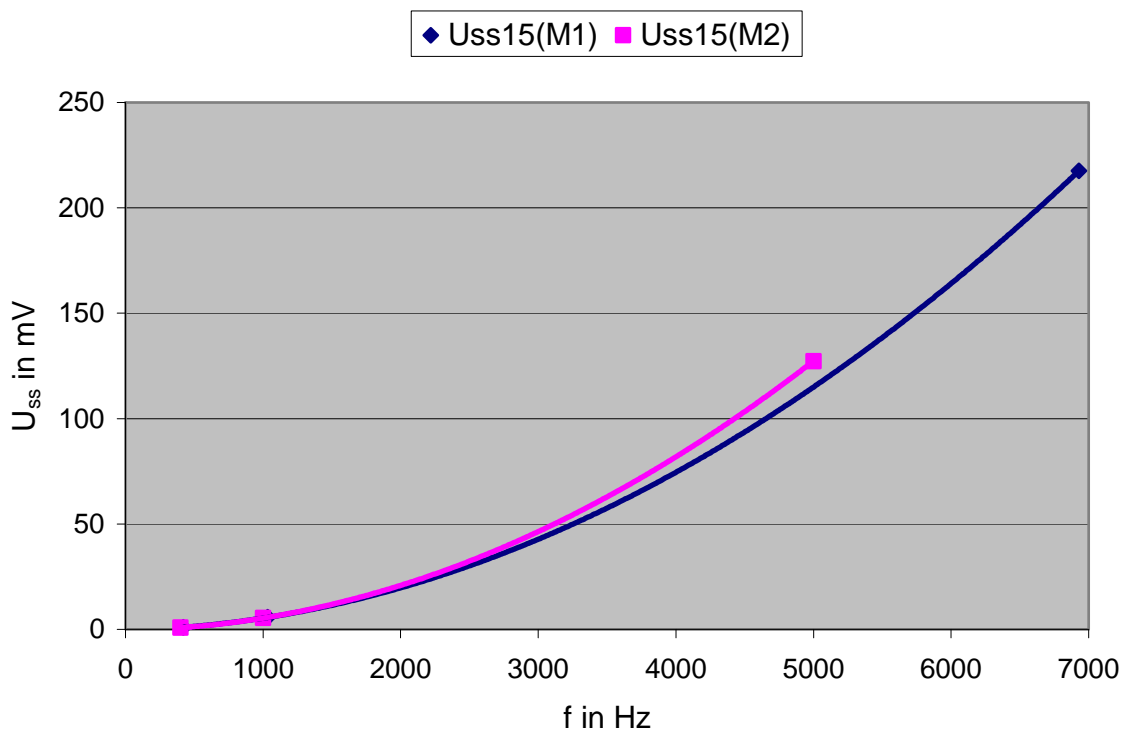
**Abb. 6.5** Induzierte Störspannung bei 14900 Hz für die drei Elektroden in Abhängigkeit der elektrischen Leitfähigkeit

Weiterhin kann ein Zusammenhang mit dem beschriebenen Verminderungsfaktor erkannt werden, welcher einen ähnlichen Verlauf aufweist. Dieser spiegelt ebenso die Tendenz wieder, dass die Störspannung für noch höhere Leitfähigkeiten der NaCl-Lösung wahrscheinlich einem Endwert entgegenstreben wird.

Der sehr starke Abfall der induzierten Spannung zwischen einer Leitfähigkeit von 0,2 S/m und 0,4 S/m um fast die Hälfte zeigt am eindrucksvollsten den Einfluss der elektrischen Leitfähigkeit der umgebenden NaCl-Lösung. Dieser Effekt kann mit jeder bipolaren Elektrode bei beliebiger Frequenz und magnetischen Flussdichte nachgewiesen werden. Eine Messung der induzierten Spannung in deionisiertem Wasser, also bei einer elektrischen Leitfähigkeit kleiner 300  $\mu\text{S/m}$ , konnte nicht durchgeführt werden, da der Eingangswiderstand durch das sehr hochohmige Wasser eine Messung unmöglich machte.

Eine Bewertung der erzielten Messergebnisse ist umso einfacher, wenn das gleiche Ergebnis mit unterschiedlichen Versuchsaufbauten und Messschaltungen erreicht werden kann. Deshalb soll im Folgenden ein Vergleich der gemessenen Störspannungen mit den zwei Messschaltungen stattfinden. Dafür wurden die Messergebnisse der integrierten Messschaltung für die 15-mm-Elektrode bei einer elektrischen Leitfähigkeit von 0,2 S/m auf eine magnetische Flussdichte von  $B = 250 \mu\text{T}$  umgerechnet und mit denen der externen Messschaltung verglichen.

Die grafische Darstellung der Ergebnisse in Abb. 6.6 zeigt eine sehr gute Übereinstimmung. Somit kann festgestellt werden, dass der Einfluss der elektrischen Leitfähigkeit auf die induzierte Spannung mit unterschiedlichen Versuchsaufbauten gemessen und dadurch die Reproduzierbarkeit der Messergebnisse deutlich gemacht werden konnte. Die sehr gute Übereinstimmung der Messwerte kann ohne weiteres auch mit den Ergebnissen der anderen bipolaren Elektroden nachgewiesen werden.



**Abb. 6.6** Vergleich der Ergebnisse der induzierten Störspannung der zwei Messschaltungen für die 15-mm-Elektrode bei einer elektrischen Leitfähigkeit von 0,2 S/m und einer magnetischen Flussdichte von  $B = 250 \mu\text{T}$

### 6.2.4 Sicherheitsfaktor der bipolaren Elektrode

Der „Sicherheitsabstand“ (Sicherheitsfaktor) zwischen uni- und bipolarer Elektrode ist gleich dem Quotienten aus der induzierten Spannung an der uni- und der bipolaren Herzschrittmacherelektrode und kann nach [10] mit folgender Formel berechnet:

$$\frac{U_{unipolar}}{U_{bipolar}} = \frac{L}{d} \quad \text{Gl. (6.4)}$$

Die Gesamtlänge L der drei bipolaren Elektroden variiert zwar zwischen 53 cm und 60 cm, ist für diesen Vergleich aber nicht relevant. Hierfür zählt nur die Elektrodenlänge vom Schrittmacher zum Elektrodentip. Somit ergibt sich aus dem Messaufbau für alle Elektroden der Wert zu L = 49,5 cm. Der Abstand d zwischen Elektrodentip und Elektrodenring beträgt 15 mm, 31 mm und 60 mm.

In Tab. 6.4 sind die Sicherheitsfaktoren aus den Messungen der integrierten Messschaltung und die nach Gl. (6.4) berechneten dargestellt. Dafür wurden die bipolaren Messergebnisse bei einer elektrischen Leitfähigkeit von 0,8 S/m auf eine magnetische Flussdichte von 0,5 mT umgerechnet. Danach wurden die Störspannungen der unipolaren, linkspektoralen Messung durch die bipolaren Ergebnisse für die jeweilige Frequenz geteilt.

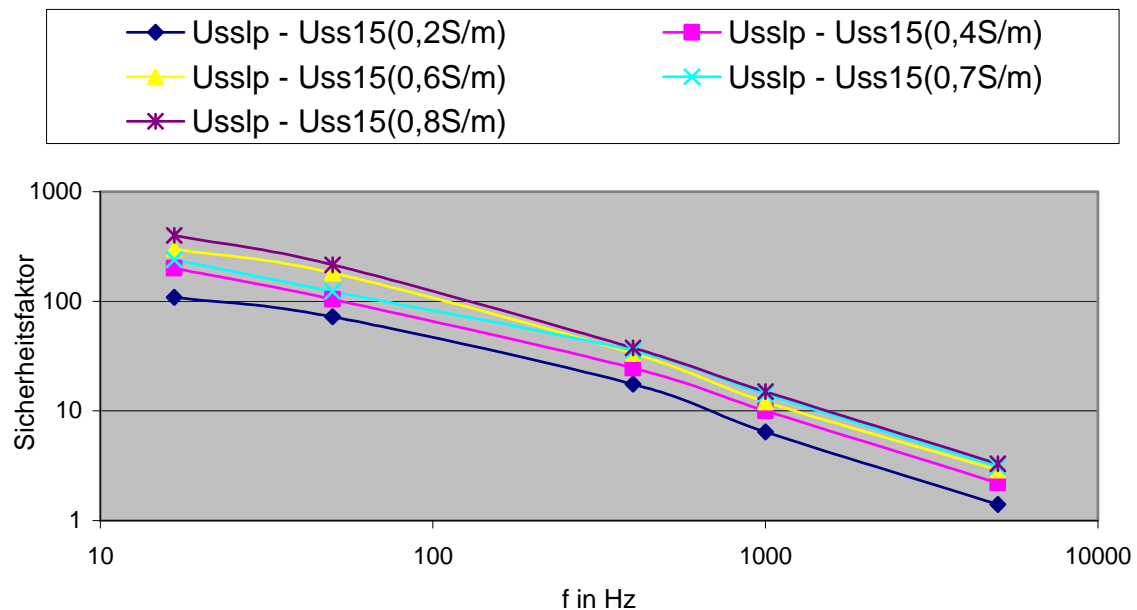
**Tab. 6.4** Sicherheitsfaktor der bipolaren Elektroden gegenüber der linkspektoralen unipolaren Messung im Vergleich mit den Sicherheitsfaktoren nach [10]

f [Hz]	$U_{sslp} - U_{ss15}$ (0,8S/m)	$U_{sslp} - U_{ss31}$ (0,8S/m)	$U_{sslp} - U_{ss60}$ (0,8S/m)	15 mm lrnich	31 mm lrnich	60 mm lrnich
16 $\frac{2}{3}$	400,0	210,5	109,1	33,0	16,0	8,3
50	215,6	109,5	70,7	33,0	16,0	8,3
400	37,7	34,9	42,5	33,0	16,0	8,3
1000	15,0	13,6	17,1	33,0	16,0	8,3
5000	3,3	3,7	4,0	33,0	16,0	8,3

Die Reduzierung der induzierten Störspannung durch den Einfluss der elektrischen Leitfähigkeit der physiologischen Kochsalzlösung kann mit dieser Formel nicht betrachtet werden. Nach Gl. (6.4) ergibt sich der größte Sicherheitsfaktor für die 15-mm-Elektrode. Die Messergebnisse haben aber gezeigt, dass ab 400 Hz die eingekoppelte Störspannung in diese Elektrode am größten ist und somit den niedrigsten Sicherheitsfaktor aufweist. Außerdem berücksichtigt dieses Modell nicht den Einfluss der elektrischen Leitfähigkeit und deren Einfluss auf die induzierte Störspannung.

In Abb. 6.7 sind die Sicherheitsfaktoren für die 15-mm-Elektrode für unterschiedliche Leitfähigkeiten in doppellogarithmischem Maßstab dargestellt. Hierfür wurden die bipolaren Störspannungen wiederum zur unipolaren, linkspektoralen Messung ins Verhältnis gesetzt.

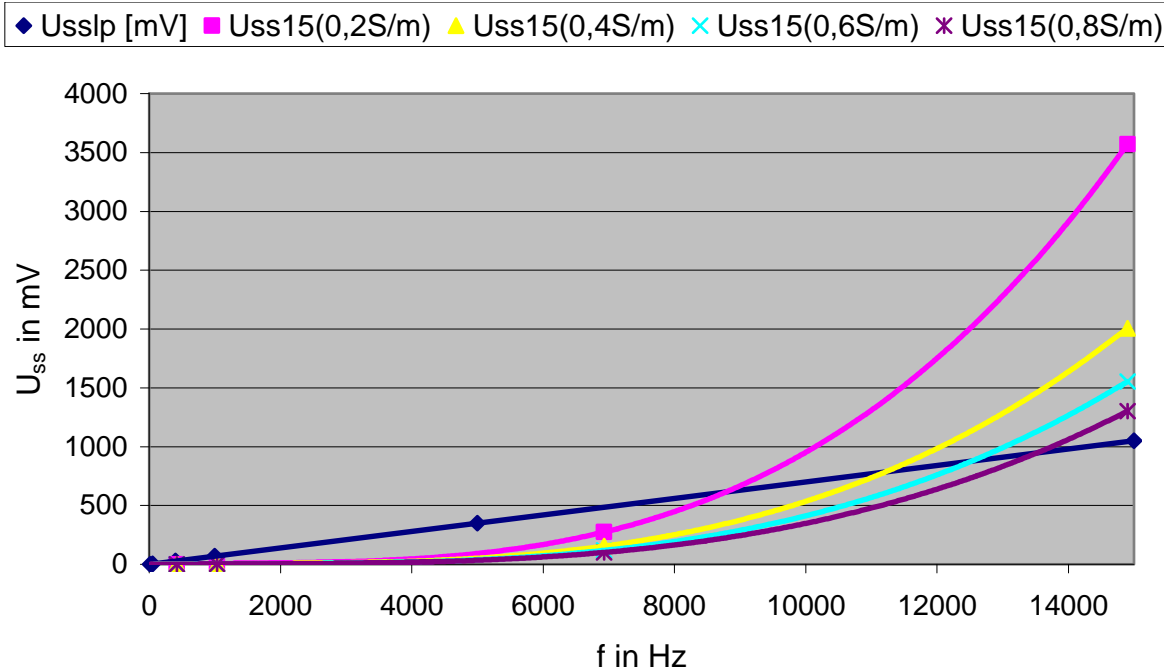




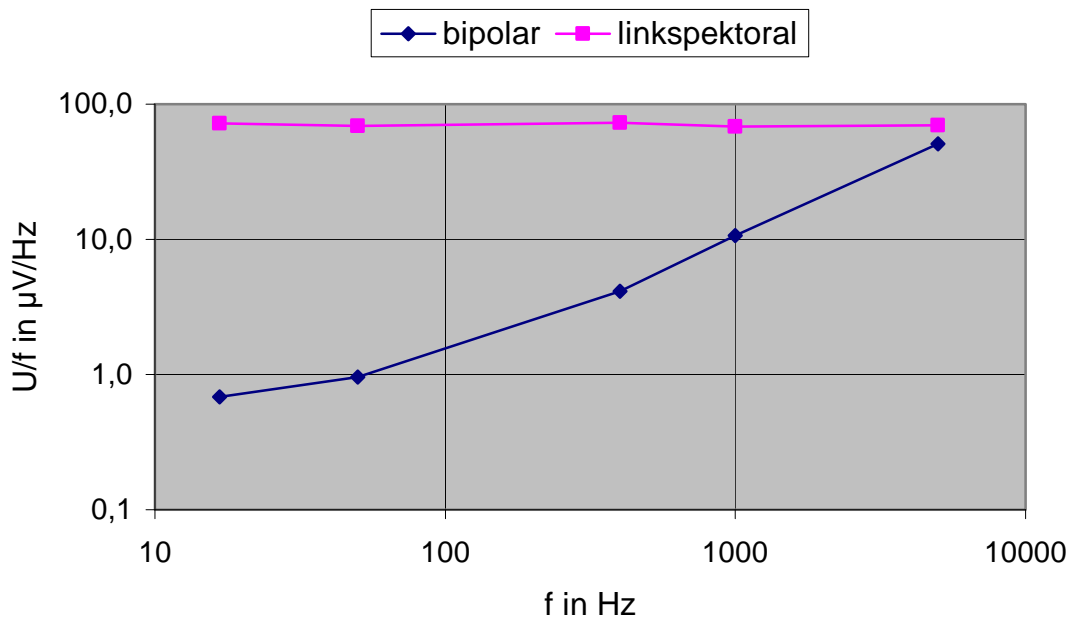
**Abb. 6.7** Sicherheitsfaktoren der 15-mm-Elektrode in Abhängigkeit von der Frequenz für die verschiedenen Leitfähigkeiten

Es ist erkennbar, dass der Sicherheitsfaktor ebenfalls deutlich von der elektrischen Leitfähigkeit der physiologischen Kochsalzlösung abhängt. Bei einer Leitfähigkeit von 0,2 S/m hat der Sicherheitsfaktor im Vergleich zu dem nach Irnich berechneten den fünffachen Wert. Bei einer elektrischen Leitfähigkeit von 0,8 S/m ist der Wert nach Irnich 15mal größer. Weiterhin wurde festgestellt, dass der Gültigkeitsbereich für diesen Sicherheitsfaktor nach Gl. (6.4) nochmals überdacht werden muss. Ab ca. 1000 Hz sinkt der Sicherheitsfaktor der bipolaren Elektroden unter den berechneten Wert.

In einem Forschungsbericht F 5177 der BAuA [4] wurden verschiedene Herzschritt-  
macher leitungsgebunden auf ihre uni- und bipolaren Störschwellen im NF-Bereich untersucht. Dabei kam heraus, dass der Sicherheitsfaktor der bipolaren Elektroden im Bereich von 20 ... 100 Hz zwischen 10 und 1000 lag. Stieg die Frequenz der Störspannung jedoch weiter an, sank das Verhältnis auf 1 ab. Dies bedeutet, dass schon bei ca. 30 kHz die bipolare Elektrode keinen Sicherheitsfaktor gegenüber der unipolaren Anordnung mehr aufweist. Bisher wurde immer eine Grenze von 100 kHz vermutet. Zur Veranschaulichung wurden die Störspannungen der 15-mm-Elektrode für alle Leitfähigkeiten in Abb. 6.8 grafisch aufbereitet. Aus dieser Darstellung kann man die Frequenz ablesen, bei der die bipolare Störspannung der 15-mm-Elektrode die unipolare Störspannung überschreitet.



**Abb. 6.8** Störspannungen an der unipolaren (linkspektorales Modell) und an der bipolaren 15-mm-Elektrode bei einer magnetischen Flussdichte von 0,5 mT zum Vergleich des Sicherheitsfaktors



**Abb. 6.9** Störspannungen an der unipolaren (linkspektorales Modell) und an der bipolaren 15-mm-Elektrode bei einer elektrischen Leitfähigkeit von 0,2 S/m im doppeltlogarithmischen Maßstab

Zur Veranschaulichung der Nichtlinearität der bipolaren Messergebnisse wurde in Abb. 6.9 im doppeltlogarithmischen Maßstab die unipolar induzierte Spannung im

linkspektoralen Modell und die bipolar induzierte Spannung der 15-mm-Elektrode bei einer elektrischen Leitfähigkeit von 0,2 S/m dargestellt.

Die induzierten Spannungen sind dabei jeweils durch die betreffende Frequenz geteilt und über ihr aufgetragen. Für die unipolare Spannung ergibt sich ein nahezu konstanter Verlauf. Die bipolar induzierte Spannung weist jedoch für steigende Frequenzen einen immer steigenden Wert auf. Diese anschauliche Darstellung zeigt abschließend nochmals die Nichtlinearität der bipolaren Spannung, die auf die Festkörper-Elektrolyt-Übergänge und die offenen Elektrodenschleifenanordnung zurückzuführen sind.

### 6.2.5 Störschwellenmessung

Mit diesem Versuchsaufbau soll die in ein reales Herzschrittmachersystem eingekoppelte Störspannung mit dem PC aufgezeichnet werden. Ebenso soll überprüft werden, ab welcher magnetischen Flussdichte der HSM die eingekoppelte Störspannung als eigenes Herzsignal erkennt, somit inhibiert und das Herz nicht mehr stimuliert. Anhand dieser Ergebnisse soll ein Vergleich mit den Messwerten aus Kapitel 5.4.1 und 5.4.2 zeigen, ob diese mit einander korrelieren. Außerdem soll mit diesen Ergebnissen die Filtercharakteristik von realen Schrittmachern überprüft und somit eine Aussage zur Störbeeinflussung in Abhängigkeit der Frequenz gemacht werden.

Die unipolaren Störschwellenmessungen des ACTROS DR wurden in Verbindung mit denen der bipolaren durchgeführt. Somit konnte hier auch der Einfluss der elektrischen Leitfähigkeit der NaCl-Lösung auf die unipolaren Elektroden ausgewertet werden. Dabei zeigte sich jedoch kein wesentlicher Unterschied in der Störschwelle zwischen 0,2 S/m und 0,8 S/m bei den 50-Hz-Messungen. Der 20fach höhere Wert der Störschwelle bei  $16\frac{2}{3}$  Hz ist auf die Filtercharakteristik des ACTROS DR zurückzuführen.

In [10] hat das linkspektorale Modell eine wirksame Fläche von  $A = 225 \text{ cm}^2$ . Dadurch kann ein Schrittmacher schon von einer magnetischen Flussdichte von ca. 70  $\mu\text{T}$  bei 50 Hz gestört werden. Nach E DIN VDE 0848-3-1 [21] ergibt sich die magnetische Induktion für eine mögliche Störung des Schrittmachers von 90  $\mu\text{T}$ , wobei eine Wahrnehmungsempfindlichkeit von 2 mV Spitze-Spitze vorausgesetzt wurde, welche aber nicht der programmierten Eingangsempfindlichkeit des Schrittmachers entspricht. Somit können keine Rückschlüsse auf die eingekoppelte Störspannung aus der ermittelten Störschwelle gezogen werden. Es besteht jedoch die Möglichkeit, über den Atriumkanal des EPR 1000 C die induzierte Spannung zu ermitteln.

Die gemessenen Störschwellen bei 50 Hz liegen im berechneten Bereich von Irnich. Die Variation der Eingangsempfindlichkeit des Schrittmachers und der Implantationsweise führten zu einer Erhöhung der Störschwelle und lieferten somit Werte, die im Alltag von Implantatträgern selten vorkommen. Jedoch traten bei der Messung der Störschwellen Probleme auf, bei denen der Herzschrittmacher die Störspannung als Herzsignal erkannte. Diese Inhibierung des Schrittmacherimpulses trat auch bei  $16\frac{2}{3}$  Hz auf, obwohl der HSM diese Frequenz mit seinem Eingangsfiler dämpft. In [10] wurde jedoch davon ausgegangen, dass eine Inhibierung des Schrittmachers

nur mit im Sekundenrhythmus gepulsten oder amplitudenmodulierten Störungen möglich ist.

Die Störschwelle im bipolaren Betrieb stieg bei einer elektrischen Leitfähigkeit der Elektrolytlösung von 0,8 S/m um den Faktor 2,6 an. Ähnliche Werte haben auch die Messungen zur Störspannungsermittlung ergeben.

Dies lässt den Schluss zu, dass die Leitfähigkeit der umgebenden Lösungen doch einen erheblichen Einfluss auf die induzierte Spannung und somit auch auf die Störschwelle des Schrittmachers hat.

Die magnetfeldgebundene Störschwellenermittlung ermöglicht durch Programmierung des Schrittmachers eine vielfältige Variation der beteiligten Parameter. Außerdem kann durch das EPR 1000 C der exakte Verlauf der Schrittmacherkanäle aufgezeichnet und ausgewertet werden. Aufgrund der Abtastrate von 512 Hz ist eine Erfassung von höherfrequenten Störspannungen mit diesem Versuchsaufbau nicht möglich.

Versucht man nun den Sicherheitsfaktor der bipolaren Elektrode gegenüber der unipolaren Anordnung abzuschätzen, muss man die empfohlene Eingangsempfindlichkeit von 1,5 mV für die bipolare Anordnung heranziehen.

Betrachtet man weiterhin den ungünstigsten Fall, nämlich 50 Hz und 0,2 S/m, ergibt sich ein Sicherheitsfaktor von ca. 40. Dieser kann noch deutlich höher ausfallen, da die maximal mögliche magnetische Flussdichte mit 4,4 mT nicht ausreichte, um den Schrittmacher im bipolaren Betrieb zu stören. Die Inhibierung des ACTROS DR im bipolaren Betrieb bei einer Wahrnehmungsempfindlichkeit größer 1 mV konnte in den Messungen nicht nachgewiesen werden. Im unipolaren Modus kann es jedoch unter Umständen zu einer Inhibierung durch ein 50-Hz-Feld mit einer magnetischen Flussdichte von nur 50  $\mu$ T kommen. Eine ausführliche Beschreibung der Störschwellenmessungen an realen Herzschrittmachern kann in [8] nachgelesen werden.

## **6.2.6 Messunsicherheiten und Messfehler**

### **6.2.6.1 externe Messschaltung**

Für die Frequenzschritte  $16\frac{2}{3}$  Hz und 50 Hz konnten keine zufriedenstellenden Ergebnisse erzielt werden. Bedingt durch den Versuchsaufbau sind die 50-Hz-Störquellen auch durch Messungen in der EMV-Kammer nicht zu eliminieren gewesen und gingen in die Messergebnisse mit ein. Ab 420 Hz wurde durch den Eingangsbandpass des Verstärkers die Störung unterdrückt, und die Ergebnisse zeigten keine Verfälschung mehr. Durch die Verlegung des koaxialen Messkabels parallel zu den Feldlinien der Helmholtzspulen konnte die Einkopplung deutlich vermindert werden.

### **6.2.6.2 integrierte Messschaltung**

Die Signalübertragung erfolgte bei der integrierten Messschaltung als Gleichspannungssignal über eine geschirmte Leitung. Trotzdem ließ sich feststellen, dass geringfügige Einkopplungen in die Übertragungsleitung möglich waren. Das angeschlossene Messgerät richtete diese gleich und addierte sie zum Messwert. Deshalb

traten wahrscheinlich auch die Schwankungen bei den  $16\frac{2}{3}$ -Hz- und 50-Hz-Messungen auf. Trotz des enormen magnetischen Feldes konnten die sehr kleinen Spannungen in diesem Bereich nicht wie erhofft erhöht werden, um die Messung präziser durchführen zu können.

#### 6.2.6.3 Störschwellenmessung

Wie schon erwähnt, kann mit dem Programmiergerät EPR 1000 C die Störschwellenmessung nur für die  $16\frac{2}{3}$  Hz und 50 Hz erfolgen. Da der ACTROS DR eine Hysterese bei der Störsspannungserkennung aufweist, kann es bei den Messungen zu unterschiedlichen Störschwellen für eine Wahrnehmungsempfindlichkeit kommen. Besonders empfindlich reagierte der ACTROS DR auf sehr schnelle Anstiege der magnetischen Flussdichte und detektierte dadurch schon frühzeitig eine Störung. Die Anzeige der magnetischen Flussdichte am Messcomputer wurde bis zu einer Frequenz von 600 Hz mit dem EWS 92 überprüft und zeigte dabei eine sehr gute Übereinstimmung.

## 7 Zusammenfassung und Ausblick

Zwei Teile der Aufgabenstellung, der Aufbau eines Messsystems für Störspannungsmessungen an der uni- und bipolaren Elektrode im niederfrequenten magnetischen Feld und die Erstellung eines analytischen Modells zur einfacheren Beschreibung der Störeinkopplung, konnten erfolgreich bearbeitet werden. Die Ergebnisse aus den Messungen der bipolaren Elektrode sind vergleichbar mit denen des analytischen Modells.

Mit den erzielten Ergebnissen ist es möglich, einen Vergleich zwischen der Störspannung der uni- und der bipolaren Konfiguration zu ziehen. Für den so genannten Sicherheitsfaktor der bipolaren Elektrode konnte mit den Messungen eine deutliche Frequenzabhängigkeit nachgewiesen werden, sodass die Vermutung, dass der Sicherheitsfaktor bei ca. 100 kHz gegen 1 geht, mit den reproduzierbaren Messergebnissen widerlegt werden konnte.

Bei der numerischen Simulation der Herzschrittmacherelektroden unter Nutzung der Software ANSYS<sup>®</sup> wurden Ergebnisse erzielt, die nicht mit den Messungen und dem analytischen Modell übereinstimmen. Der nicht proportionale Zusammenhang zwischen Störspannung und Frequenz ist mit dem verwendeten Simulationsprogramm im Moment noch nicht zu verwirklichen. Hierfür muss in weiteren Studien die Möglichkeit einer Implementierung der Festkörper-Elektrolyt-Übergänge in ein numerisches Modell geprüft werden.

Mit den verschiedenen Messanordnungen konnte auf drei unterschiedlichen Wegen die Reduzierung der induzierten Störspannung aufgrund der höheren elektrischen Leitfähigkeit der Natriumchloridlösung nachgewiesen werden.

Die Störschwellenmessung des realen Herzschrittmachers zeigte, dass sowohl die unipolare als auch die bipolare Elektrode Störungen unterworfen sind, die die Inhibierung des Schrittmachers auslösen können. Für weitere Störschwellenmessungen an realen Schrittmachern im magnetischen Feld ist ein Versuchsaufbau anzustreben, mit dem Messungen bei höheren Frequenzen problemlos zu realisieren sind.

## 8 Literaturverzeichnis

- [1] **Angerer, M.:** Herzschrittmacher und Bahnstrom, Herzschrittmachertherapie und Elektrophysiologie, Band 15, Heft 1, 40 -46, Steinkopff Verlag, 2004
- [2] **Bolz, A.; Urbaszek, W.:** Technik in der Kardiologie, Springer Verlag, Berlin Heidelberg New York, 2002.
- [3] **Eichhorn, K. Fr.:** Elektromagnetische Verträglichkeit, Vorlesungsskript, HTWK-Leipzig, 2004
- [4] **El-Fikri, M.; Goltz, S.; Eggert, S.:** Störspannungsschwelle für gegenwärtig implantierte Herzschrittmacher und Defibrillatoren. Schriftenreihe der Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin, Fb 1059, Dortmund/Berlin/Dresden 2005
- [5] **Haubrich, H.-J.; Silny, J.:** Sicherheit im elektromagnetischen Umfeld, Funktionszuverlässigkeit technischer Implantate in Niederfrequenzfeldern, VDE-Verlag, Berlin, Offenbach, 1990
- [6] **Hille, S.:** Messtechnische und modellmäßige Untersuchung an Herzschrittmachern insbesondere der Elektroden, Bakkalaureus-Arbeit, Fachbereich Elektrotechnik und Informationstechnik, HTWK-Leipzig, 2003
- [7] **Hille, S.:** Störanfälligkeit von Herzschrittmachern abhängig von der Schaltung der Stimulationselektroden bei elektromagnetischen Störungen , Fachbereich Elektrotechnik und Informationstechnik, HTWK-Leipzig, 2004
- [8] **Hille, S.:** Numerische, analytische und messtechnische Ermittlung der Störspannungseinkopplung in bipolare Herzschrittmacherelektroden, Masterarbeit, Fachbereich Elektrotechnik und Informationstechnik, HTWK-Leipzig, 2005
- [9] **Irnich, W.:** Electronic Security Systems and Active Implantable Medical Devices, JOURNAL OF PACING AND CLINICAL ELECTROPHYSIOLOGY, Volume 25, No. 8, August 2002
- [10] **Irnich, W.:** Störbeeinflussung von implantierbaren Schrittmachern und Defibrillatoren, Herzschrittmachertherapie und Elektrophysiologie, Band 15, Heft 1, 9 -21, Steinkopff Verlag, 2004
- [11] **Kost, A.:** Numerische Methoden in der Berechnung elektromagnetischer Felder, Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, New York, 1994
- [12] **Müller, G.; Groth, C.:** FEM für Praktiker – Band 1: Grundlagen, Expert Verlag, Renningen, 2002
- [13] **Markewitz A. et. al.:** Jahresbericht 2002 des deutschen Herzschrittmacher-Registers, Koblenz, 2004
- [14] **Markewitz A. et. al.:** Jahresbericht 2004 des deutschen Herzschrittmacher-Registers, Koblenz, 2006

- [15] **Möckel, H.:** Integration eines Leistungsverstärkers und Konzeption von Sicherheitseinrichtungen in einen HSM-Untersuchungsplatz, Magister-Arbeit, Fachbereich Elektrotechnik und Informationstechnik, HTWK-Leipzig, 2005
- [16] **Papula, L.:** Mathematik für Ingenieure und Naturwissenschaftler Band 3, Vieweg Verlag, Braunschweig / Wiesbaden, 1999
- [17] **Pfestdorf, R.:** Bestimmung der elektrischen Leitfähigkeit und des pH-Wertes von Elektrolytlösungen und Wässern, Versuchsanleitung zum Chemischen Praktikum: Energietechnik, HTWK Leipzig, 2004
- [18] **Schäfer, H.:** Einfluss elektromagnetischer Felder auf Demand- Herzschrittma-cher, Internationale Tagung über Beeinflussungsfragen 7./8. Juni 1995
- [19] **Schätzing, W.; Müller, G.:** FEM für Praktiker-Band 4: Elektrotechnik, Expert Verlag, Renningen, 2003
- [20] **Toivonen, L.; Valjus, J.; Hongisto, M.; Metso, R.:** The Influence of Elevated 50 Hz Electric and Magnetic Fields on Implanted Cardiac Pacemakers: The Role of the Lead Configuration and Programming of the Sensitivity, PACE, Vol. 14, December 1991
- [21] **E DIN VDE 0848-3-1 (VDE 0848 Teil 3-1):2002-05.** Sicherheit in elektrischen, magnetischen und elektromagnetischen Feldern – Teil 3-1: Schutz von Personen mit aktiven Körperhilfsmitteln im Frequenzbereich 0 Hz bis 300 GHz.



## 9 Abbildungsverzeichnis

	Seite
<b>Abb. 2.1</b> Zeitlich gedehntes atriales iEKG einer 1,2 mm <sup>2</sup> großen Elektrode [10]	119
<b>Abb. 2.2</b> Filtercharakteristiken verschiedener Schrittmacher: Kontinuierliche Sinusspannungen wurden auf die CENELEC-Empfindlichkeit bezogen [10]	120
<b>Abb. 2.3</b> Vergleich des Kopplungsmechanismus einer unipolaren und einer bipolaren Elektrode [9]	121
<b>Abb. 3.1</b> Helmholtzspule mit senkrecht in die Papierebene hineinzeigender magnetischer Induktion und analytischem Kreismodell [3]	124
<b>Abb. 3.2</b> Helmholtzspule mit senkrecht in die Papierebene hineinzeigender magnetischer Induktion und elliptischem Modell [3]	125
<b>Abb. 3.3</b> Vereinfachter Verlauf der uni- und bipolaren Elektrode [3]	127
<b>Abb. 3.4</b> Schematische Darstellung zur Bestimmung der wirksamen Flächen einer unipolaren Elektrodenanordnung [3]	128
<b>Abb. 3.5</b> Modellierung eines offenen Rechecks mit isolierten Leitern [3]	130
<b>Abb. 3.6</b> Vereinfachte Modellierung der linkspektoralen Implantationsweise einer unipolaren Elektrode [3]	131
<b>Abb. 3.7</b> Modellierung der links- und rechtspektoralen uni- und bipolaren Elektrodenanordnung im Kreismodell [3]	132
<b>Abb. 4.1</b> Vektorplot der gerichteten magnetischen Flussdichte in positive z-Richtung mit $B = 1$ mT	136
<b>Abb. 4.2</b> Vernetzung der Spulengeometrie und Vektorplot der aufgeprägten Stromdichte	137
<b>Abb. 4.3</b> Homogener Bereich der Helmholtzspule im Schnitt bei $x = 0$	138
<b>Abb. 4.4</b> Potentialverteilung auf dem Prüfling	139
<b>Abb. 4.5</b> Wirbelströme im offenen Prüfling	140
<b>Abb. 5.1</b> Elektrische Leitfähigkeit $\kappa$ in Abhängigkeit der Massenkonzentration $C_m$ [17]	143
<b>Abb. 5.2</b> Zusammenhang zwischen elektrischer Leitfähigkeit der NaCl - Lösung bei unterschiedlichen Mengen von NaCl	144
<b>Abb. 5.3</b> Ersatzschaltbild eines Stimulationssystems bestehend aus Impulsgenerator, Elektroden und Gewebe [2]	145
<b>Abb. 5.4</b> Vereinfachtes Ersatzschaltbild zur Bestimmung der Widerstandswerte der Elektrolyt-Lösung in Abhängigkeit deren elektrischer Leitfähigkeit	146
<b>Abb. 5.5</b> Verwendete bipolare Elektroden auf kariertem Papier	147
<b>Abb. 5.6</b> Adapter nach IS-1 zur Verbindung von HSM-Elektrode und Messleitung	151

<b>Abb. 5.7</b>	Versuchsaufbau mit Helmholtzspule, Oszilloskop, Spannungsmesser, Messverstärker und Laptop zur Verstärkersteuerung	152
<b>Abb. 5.8</b>	Schematischer Aufbau der integrierten Messschaltung	154
<b>Abb. 5.9</b>	Rechteckige Helmholtzspule mit rechtspektoraler Messanordnung im Schalenmodell	155
<b>Abb. 5.10</b>	Mögliche Positionen des Schrittmachers im menschlichen Körper und Lage der Elektroden spitzen in Atrium und Ventrikel	156
<b>Abb. 6.1</b>	Schalenmodell mit verschiedenen Messpunkten (MP) zur Bestimmung der Ortsabhängigkeit der bipolaren Elektroden	160
<b>Abb. 6.2</b>	Verminderungsfaktor der induzierten Störspannung und der Widerstandswerte für die 15-mm-Elektrode	161
<b>Abb. 6.3</b>	Störspannungen des rechts- und linkspektoralen Modells bei einer magnetischen Flussdichte von $B = 0,5 \text{ mT}$ und einer Leitfähigkeit von $0,2 \text{ S/m}$	163
<b>Abb. 6.4</b>	Interpolierte Störspannungen an den bipolaren Elektroden zwischen $420 \text{ Hz}$ und $14900 \text{ Hz}$	164
<b>Abb. 6.5</b>	Induzierte Störspannung bei $14900 \text{ Hz}$ für die drei Elektroden in Abhängigkeit der elektrischen Leitfähigkeit	165
<b>Abb. 6.6</b>	Vergleich der Ergebnisse der induzierten Störspannung der zwei Messschaltungen für die 15-mm-Elektrode bei einer elektrischen Leitfähigkeit von $0,2 \text{ S/m}$ und einer magnetischen Flussdichte von $B = 250 \text{ } \mu\text{T}$	166
<b>Abb. 6.7</b>	Sicherheitsfaktoren der 15-mm-Elektrode in Abhängigkeit von der Frequenz für die verschiedenen Leitfähigkeiten	168
<b>Abb. 6.8</b>	Störspannungen an der unipolaren (linkspektorales Modell) und an der bipolaren 15-mm-Elektrode bei einer magnetischen Flussdichte von $0,5 \text{ mT}$ zum Vergleich des Sicherheitsfaktors	169
<b>Abb. 6.9</b>	Störspannungen an der unipolaren (linkspektorales Modell) und an der bipolaren 15-mm-Elektrode bei einer elektrischen Leitfähigkeit von $0,2 \text{ S/m}$ im doppeltlogarithmischen Maßstab	169
<b>Abb. A.1</b>	IEKG des ACTROS DR mit der 31-mm-Elektrode im bipolaren Betrieb bei einer elektrischen Leitfähigkeit von $0,2 \text{ S/m}$ , einem $50\text{-Hz}$ -Feld und einer Empfindlichkeit von $0,3 \text{ mV}$	192
<b>Abb. A.2</b>	IEKG des ACTROS DR im unipolaren, linkspektoralen Modus bei einer elektrischen Leitfähigkeit von $0,6 \text{ S/m}$ , einem $16\frac{2}{3}\text{-Hz}$ -Feld und einer Empfindlichkeit von $1,5 \text{ mV}$	193

## 10 Tabellenverzeichnis

	Seite
<b>Tab. 2.1</b> Bandpass-Charakteristik und Signal-Rausch-Verhältnis (Signal = 2/13 ms CENELEC, Rauschen = 50 Hz sinus kontinuierlich [10])	120
<b>Tab. 2.2</b> Expositionen des elektrischen und magnetischen Feldes [20]	122
<b>Tab. 2.3</b> Störbeeinflussung von bipolaren Implantaten, side = Arme am Körper, elev = Arme horizontal vom Körper weg gestreckt, N = Anzahl der Schrittmacher [20]	123
<b>Tab. 3.1</b> Induzierte Spannungen für die rechteckige Schleife	130
<b>Tab. 3.2</b> Induzierte Spannungen für die Dreieckschleife	131
<b>Tab. 3.3</b> Induzierte Spannungen für das links- und rechtspektorale Modell bei 50 Hz und einer magnetischen Induktion von $B = 0,5 \text{ mT}$	132
<b>Tab. 3.4</b> Induzierte Spannungen nach dem Induktionsgesetz und Ergebnisse der analytischen Berechnung für die links- und rechtspektoralen unipolaren Anordnungen bei einer magnetischen Flussdichte von $B = 0,5 \text{ mT}$	133
<b>Tab. 3.5</b> Induzierte Spannungen nach analytischer Berechnung für die links- und rechtspektoralen bipolaren Anordnungen bei einer magnetischen Flussdichte von $B = 0,5 \text{ mT}$	134
<b>Tab. 5.1</b> Massenkonzentration $C_m$ und die zugehörigen Messwerte der elektrischen Leitfähigkeit $\kappa$ im Lösungsvolumen $V$ für $25^\circ\text{C}$	142
<b>Tab. 5.2</b> Wichtige Kennwerte der verwendeten bipolaren Elektroden	147
<b>Tab. 5.3</b> Widerstand des Innen- und Außenleiters der verwendeten bipolaren Elektroden	147
<b>Tab. 5.4</b> Phasenverschiebung, Kapazitäts- und Impedanzwerte für die 15-mm-, 31-mm- und die 60-mm-Elektrode in Luft	148
<b>Tab. 5.5</b> Menge des benötigten Natriumchlorids für die elektrische Leitfähigkeit der jeweiligen Messreihe	148
<b>Tab. 5.6</b> Widerstands-, Kapazitäts- und Impedanzwerte für die 15-mm-, 31-mm- und die 60-mm-Elektrode für eine Leitfähigkeit von $0,2 \text{ S/m}$	149
<b>Tab. 5.7</b> Widerstands-, Kapazitäts- und Impedanzwerte für die 15-mm-, 31-mm- und die 60-mm-Elektrode für eine Leitfähigkeit von $0,8 \text{ S/m}$	150
<b>Tab. 5.8</b> Untere und obere Grenzfrequenz des Eingangsbandpasses	152
<b>Tab. 5.9</b> Störspannung an den bipolaren Elektroden bei einem $\kappa = 0,2 \text{ S/m}$ und einem B-Feld von $50 \mu\text{T}$	153
<b>Tab. 5.10</b> Störspannung an den bipolaren Elektroden bei einem $\kappa = 0,2 \text{ S/m}$ und einem B-Feld von $250 \mu\text{T}$	153
<b>Tab. 5.11</b> Störspannung an den bipolaren Elektroden bei einem $\kappa = 0,8 \text{ S/m}$ und einem B-Feld von $50 \mu\text{T}$	154
<b>Tab. 5.12</b> Störspannung an den bipolaren Elektroden bei einem $\kappa = 0,8 \text{ S/m}$ und einem B-Feld von $250 \mu\text{T}$	154

<b>Tab. 5.13</b>	Störspannung in der linkspektoralen HSM-Elektroden-Konfiguration	157
<b>Tab. 5.14</b>	Störspannung in der rechtspektoralen HSM-Elektroden-Konfiguration	157
<b>Tab. 5.15</b>	Störspannung an den bipolaren Elektroden bei einer elektrischen Leitfähigkeit der NaCl-Lösung von 0,2 S/m	158
<b>Tab. 5.16</b>	Störspannung an den bipolaren Elektroden bei einer elektrischen Leitfähigkeit der NaCl-Lösung von 0,8 S/m	158
<b>Tab. 6.1</b>	Störspannung (analytische Berechnung und Messung) für die links- und rechtspektorale unipolare Anordnung bei einer magnetischen Flussdichte von $B = 0,5 \text{ mT}$	159
<b>Tab. 6.2</b>	Störspannung an der bipolaren 31-mm-Elektrode für die verschiedenen Messpunkte bei einer elektrischen Leitfähigkeit der NaCl-Lösung von 0,2 S/m	160
<b>Tab. 6.3</b>	Störspannung an den bipolaren Elektroden bei einer elektrischen Leitfähigkeit der NaCl-Lösung von 0,8 S/m	165
<b>Tab. 6.4</b>	Sicherheitsfaktor der bipolaren Elektroden gegenüber der linkspektoralen unipolaren Messung im Vergleich mit den Sicherheitsfaktoren nach [10]	167
<b>Tab. A.1</b>	Widerstand, Kapazität und Impedanz für die 15-mm-, 31-mm- und die 60-mm-Elektrode in deionisiertem Wasser ( $\kappa < 5 \text{ } \mu\text{S/cm}$ )	183
<b>Tab. A.2</b>	Widerstand, Kapazität und Impedanz für die 15-mm-, 31-mm- und die 60-mm-Elektrode für eine Leitfähigkeit von 0,2 S/m	183
<b>Tab. A.3</b>	Widerstand, Kapazität und Impedanz für die 15-mm-, 31-mm- und die 60-mm-Elektrode für eine Leitfähigkeit von 0,4 S/m	184
<b>Tab. A.4</b>	Widerstands-, Kapazitäts- und Impedanzwerte für die 15-mm-, 31-mm- und die 60-mm-Elektrode für eine Leitfähigkeit von 0,6 S/m	184
<b>Tab. A.5</b>	Widerstands-, Kapazitäts- und Impedanzwerte für die 15-mm-, 31-mm- und die 60-mm-Elektrode für eine Leitfähigkeit von 0,7 S/m	185
<b>Tab. A.6</b>	Widerstands-, Kapazitäts- und Impedanzwerte für die 15-mm-, 31-mm- und die 60-mm-Elektrode für eine Leitfähigkeit von 0,8 S/m	185
<b>Tab. A.7</b>	Störspannung an den drei bipolaren Elektroden bei einem $\kappa = 0,2 \text{ S/m}$	186
<b>Tab. A.8</b>	Störspannung an den drei bipolaren Elektroden bei einem $\kappa = 0,4 \text{ S/m}$	186
<b>Tab. A.9</b>	Störspannung an den drei bipolaren Elektroden bei einem $\kappa = 0,6 \text{ S/m}$	186
<b>Tab. A.10</b>	Störspannung an den drei bipolaren Elektroden bei einem $\kappa = 0,7 \text{ S/m}$	186
<b>Tab. A.11</b>	Störspannung an den drei bipolaren Elektroden bei einem $\kappa = 0,8 \text{ S/m}$	187

<b>Tab. A.12</b> Störspannung an den drei bipolaren Elektroden bei einem $\kappa = 0,2 \text{ S/m}$	187
<b>Tab. A.13</b> Störspannung an den drei bipolaren Elektroden bei einem $\kappa = 0,4 \text{ S/m}$	187
<b>Tab. A.14</b> Störspannung an den drei bipolaren Elektroden bei einem $\kappa = 0,6 \text{ S/m}$	187
<b>Tab. A.15</b> Störspannung an den drei bipolaren Elektroden bei einem $\kappa = 0,7 \text{ S/m}$	188
<b>Tab. A.16</b> Störspannung an den drei bipolaren Elektroden bei einem $\kappa = 0,8 \text{ S/m}$	188
<b>Tab. A.17</b> Störspannung an den drei bipolaren Elektroden bei einem $\kappa = 0,2 \text{ S/m}$	188
<b>Tab. A.18</b> Störspannung an den drei bipolaren Elektroden bei einem $\kappa = 0,4 \text{ S/m}$	188
<b>Tab. A.19</b> Störspannung an den drei bipolaren Elektroden bei einem $\kappa = 0,6 \text{ S/m}$	189
<b>Tab. A.20</b> Störspannung an den drei bipolaren Elektroden bei einem $\kappa = 0,7 \text{ S/m}$	189
<b>Tab. A.21</b> Störspannung an den drei bipolaren Elektroden bei einem $\kappa = 0,8 \text{ S/m}$	189
<b>Tab. A.22</b> Störspannung an den drei bipolaren Elektroden bei einer elektrischen Leitfähigkeit der NaCl-Lösung von $0,2 \text{ S/m}$	190
<b>Tab. A.23</b> Störspannung an den drei bipolaren Elektroden bei einer elektrischen Leitfähigkeit der NaCl-Lösung von $0,4 \text{ S/m}$	190
<b>Tab. A.24</b> Störspannung an den drei bipolaren Elektroden bei einer elektrischen Leitfähigkeit der NaCl-Lösung von $0,6 \text{ S/m}$	190
<b>Tab. A.25</b> Störspannung an den drei bipolaren Elektroden bei einer elektrischen Leitfähigkeit der NaCl-Lösung von $0,7 \text{ S/m}$	191
<b>Tab. A.26</b> Störspannung an den drei bipolaren Elektroden bei einer elektrischen Leitfähigkeit der NaCl-Lösung von $0,8 \text{ S/m}$	191
<b>Tab. A.27</b> Sicherheitsfaktor der bipolaren 15-mm-Elektroden gegenüber der linkspektoralen unipolaren Messung in Abhängigkeit von der elektrischen Leitfähigkeit bei einer magnetischen Flussdichte von $0,5 \text{ mT}$	193
<b>Tab. A.28</b> Sicherheitsfaktor der bipolaren 31-mm-Elektroden gegenüber der linkspektoralen unipolaren Messung in Abhängigkeit von der elektrischen Leitfähigkeit bei einer magnetischen Flussdichte von $0,5 \text{ mT}$	194
<b>Tab. A.29</b> Sicherheitsfaktor der bipolaren 60-mm-Elektroden gegenüber der linkspektoralen unipolaren Messung in Abhängigkeit von der elektrischen Leitfähigkeit bei einer magnetischen Flussdichte von $0,5 \text{ mT}$	194

# 11 Formelzeichen und Abkürzungen

## Griechische Buchstaben

$\kappa$  elektrische Leitfähigkeit [S/m]

$\omega$  Kreisfrequenz [1/s]

## Lateinische Buchstaben

A aufgespannte Fläche [cm<sup>2</sup>]

$A_l$  aufgespannte Fläche des linkspektoralen analytischen Modells [cm<sup>2</sup>]

$A_r$  aufgespannte Fläche des rechtspektoralen analytischen Modells [cm<sup>2</sup>]

$A_{lg}$  aufgespannte Fläche des linkspektoralen Modells mit 60-cm-Elektrode [cm<sup>2</sup>]

$A_{lk}$  aufgespannte Fläche des linkspektoralen Modells mit 53-cm-Elektrode [cm<sup>2</sup>]

$A_{rg}$  aufgespannte Fläche des rechtspektoralen Modells mit 60-cm-Elektrode [cm<sup>2</sup>]

$A_{rk}$  aufgespannte Fläche des rechtspektoralen Modells mit 53-cm-Elektrode [cm<sup>2</sup>]

B Effektivwert der magnetischen Induktion [Vs/m<sup>2</sup>]

d Abstand von Elektrodenspitze zum Elektrodenring (bipolare Elektrode)

E Effektivwert der elektrischen Feldstärke [V/m]

f Frequenz [Hz]

H Effektivwert der magnetischen Feldstärke [A/m]

L Länge der Herzschrittmacherelektrode [m]

q wirksame Fläche bei der Teilleitermethode [m<sup>2</sup>]

$U_{ss}$  Störspannung am Herzschrittmachereingang [mV]

$U_{sslp}$  Störspannung am Herzschrittmachereingang linkspektoral [mV]

$U_{ssrp}$  Störspannung am Herzschrittmachereingang rechtspektoral [mV]

$U_{ss15}$  eingekoppelte Stör-Spannung an der bipolaren 16-mm-Elektrode [mV]

$U_{ss31}$  eingekoppelte Stör-Spannung an der bipolaren 31-mm-Elektrode [mV]

$U_{ss60}$  eingekoppelte Stör-Spannung an der bipolaren 60-mm-Elektrode [mV]

$U_{ind}$  induzierte Spannung gemäß Induktionsgesetz [V]

**Abkürzungen und Namen**

BAuA	Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin
CENELEC	Europäisches Komitee für Elektrotechnische Normung (Comité Européen de Normalisation Electrotechnique)
EMF	elektromagnetische Felder
iEKG	internes Elektrokardiogramm
HSM	Herzschrittmacher
In-vitro	im Glas (Reagenzglas oder Petrischale)
In-vivo	im Körper
NaCl	Natriumchlorid
NF	Niederfrequenz 0 ... 30 kHz

## Anhang: Übersicht der Messergebnisse

### Messergebnisse der Impedanzmessung

**Tab. A.1** Widerstand, Kapazität und Impedanz für die 15-mm-, 31-mm- und die 60-mm-Elektrode in deionisiertem Wasser ( $\kappa < 5 \mu\text{S/cm}$ )

f [Hz]	15-mm-Elektrode			31-mm-Elektrode			60-mm-Elektrode		
	R /[k $\Omega$ ]	C /[pF]	Z /[k $\Omega$ ]	R /[k $\Omega$ ]	C /[pF]	Z /[k $\Omega$ ]	R /[k $\Omega$ ]	C /[pF]	Z /[k $\Omega$ ]
50	-	-	-	318,1	291,0	317,9	225,66	199,0	229,6
100	535,6	187,5	534,5	316,0	206,0	315,7	221,90	167,9	221,8
500	531,5	148,9	515,8	303,6	175,4	287,5	222,20	145,0	221,1
1000	560,4	145,9	489,6	287,2	152,7	276,8	222,00	143,0	217,7
5000	581,2	144,3	205,4	279,9	151,0	168,8	221,64	141,9	157,7
10000	572,1	144,4	108,2	282,2	150,7	98,9	221,70	141,7	100,2
15000	561,5	144,7	72,8	282,0	150,8	68,3	221,50	141,7	70,9
20000	530,9	144,9	54,6	281,0	150,9	51,9	221,00	141,7	54,4
100000	258,0	147,0	10,8	223,6	151,0	16,5	177,20	141,4	11,2

**Tab. A.2** Widerstand, Kapazität und Impedanz für die 15-mm-, 31-mm- und die 60-mm-Elektrode für eine Leitfähigkeit von 0,2 S/m

f [Hz]	15-mm-Elektrode			31-mm-Elektrode			60-mm-Elektrode		
	R /[k $\Omega$ ]	C /[nF]	Z /[k $\Omega$ ]	R /[k $\Omega$ ]	C /[nF]	Z /[k $\Omega$ ]	R /[k $\Omega$ ]	C /[nF]	Z /[k $\Omega$ ]
50	1,648	413,80	1,612	1,423	294,30	1,411	1,1069	283,20	1,102
100	1,513	153,40	1,498	1,382	124,40	1,374	1,0834	117,90	1,080
500	1,416	18,71	1,412	1,3066	14,42	1,304	1,0388	14,29	1,038
1000	1,379	6,51	1,377	1,2863	5,31	1,285	1,0245	5,61	1,024
5000	1,342	0,83	1,341	1,2592	0,61	1,259	1,0028	0,72	1,003
10000	1,332	0,41	1,331	1,2526	0,31	1,252	0,9968	0,36	0,997
15000	1,3267	0,29	1,326	1,2494	0,23	1,249	0,9939	0,26	0,994
20000	1,324	0,25	1,323	1,2473	0,20	1,247	0,9924	0,22	0,992
100000	1,308	0,15	1,298	1,2391	0,14	1,231	0,9846	0,14	0,981



**Tab. A.3** Widerstand, Kapazität und Impedanz für die 15-mm-, 31-mm- und die 60-mm-Elektrode für eine Leitfähigkeit von 0,4 S/m

f [Hz]	15-mm-Elektrode			31-mm-Elektrode			60-mm-Elektrode		
	R /[Ω]	C /[nF]	Z /[Ω]	R /[Ω]	C /[nF]	Z /[Ω]	R /[Ω]	C /[nF]	Z /[Ω]
50	847,8	959,3	821,4	802,6	575,00	794,1	640,6	640,00	635,4
100	773,7	355,9	762,4	773,1	240,50	767,3	600,4	233,80	598,1
500	712,3	39,3	709,5	713,2	28,60	711,7	569,0	27,40	568,3
1000	695,7	14,5	694,3	700,3	10,70	699,6	560,2	10,67	559,7
5000	673,8	1,57	673,4	682,9	1,11	682,7	547,2	1,24	547,1
10000	668,3	0,67	668,0	678,7	0,49	678,6	543,8	0,55	543,7
15000	665,9	0,44	665,6	676,7	0,33	676,6	542,1	0,36	542,0
20000	664,3	0,35	664,1	675,6	0,26	675,4	541,1	0,28	541,0
100000	657,0	0,15	655,7	670,6	0,14	669,4	536,9	0,14	536,3

**Tab. A.4** Widerstands-, Kapazitäts- und Impedanzwerte für die 15-mm-, 31-mm- und die 60-mm-Elektrode für eine Leitfähigkeit von 0,6 S/m

f [Hz]	15-mm-Elektrode			31-mm-Elektrode			60-mm-Elektrode		
	R /[Ω]	C /[nF]	Z /[Ω]	R /[Ω]	C /[nF]	Z /[Ω]	R /[Ω]	C /[nF]	Z /[Ω]
50	631,9	1479,0	606,3	608,6	892,7	599,9	476,8	893,6	472,6
100	568,2	557,5	557,3	579,6	372	574,4	456,8	362,8	454,3
500	509,7	53,8	507,9	537,8	50,1	535,9	428,2	43,45	427,5
1000	498,9	20,2	497,9	524,3	19,7	523,3	420,3	16,88	419,7
5000	483,7	2,16	483,4	504,8	2,1	504,5	408,4	1,91	408,3
10000	480,0	0,92	479,9	499,9	0,86	499,8	405,3	0,80	405,2
15000	478,3	0,58	478,1	497,8	0,54	497,6	403,9	0,51	403,8
20000	477,3	0,44	477,2	496,4	0,40	496,3	402,9	0,38	402,9
100000	471,9	0,15	471,3	490,7	0,15	490,2	399,1	0,14	398,8

**Tab. A.5** Widerstands-, Kapazitäts- und Impedanzwerte für die 15-mm-, 31-mm- und die 60-mm-Elektrode für eine Leitfähigkeit von 0,7 S/m

f [Hz]	15-mm-Elektrode			31-mm-Elektrode			60-mm-Elektrode		
	R /[Ω]	C /[nF]	Z /[Ω]	R /[Ω]	C /[nF]	Z /[Ω]	R /[Ω]	C /[nF]	Z /[Ω]
50	561,7	1769,00	536,2	549,1	1068,00	540,1	417,4	984,10	414,0
100	500,8	678,70	489,7	520,5	447,60	515,0	400,4	395,00	398,5
500	444,3	66,90	442,4	479,7	58,90	477,9	376,0	46,05	375,5
1000	434,1	25,47	433,0	466,0	21,81	465,0	369,6	17,95	369,3
5000	419,5	2,80	419,3	448,6	2,31	448,0	359,9	2,01	359,8
10000	415,5	1,12	415,3	444,3	0,97	444,1	357,4	0,84	357,3
15000	414,5	0,86	414,3	442,3	0,58	442,2	356,1	0,52	356,1
20000	412,5	0,51	412,4	441,2	0,43	441,1	355,4	0,39	355,3
100000	407,5	0,15	407,2	436,3	0,15	435,9	352,2	0,14	352,0

**Tab. A.6** Widerstands-, Kapazitäts- und Impedanzwerte für die 15-mm-, 31-mm- und die 60-mm-Elektrode für eine Leitfähigkeit von 0,8 S/m

f [Hz]	15-mm-Elektrode			31-mm-Elektrode			60-mm-Elektrode		
	R /[Ω]	C /[nF]	Z /[Ω]	R /[Ω]	C /[nF]	Z /[Ω]	R /[Ω]	C /[nF]	Z /[Ω]
50	500,8	1975,00	478,3	502,8	1216,00	493,7	383,4	1132,00	379,9
100	452,1	770,30	441,6	473,9	501,90	468,7	369,0	467,60	366,9
500	398,9	75,30	397,2	433,8	61,90	432,3	345,2	56,10	344,6
1000	389,4	28,21	388,5	424,5	25,78	423,9	338,9	22,20	338,5
5000	375,4	2,84	375,2	407,9	2,68	407,1	328,7	2,48	328,6
10000	371,9	1,14	371,8	402,7	1,07	402,6	326,1	1,01	326,0
15000	370,4	0,71	370,3	400,9	0,64	400,8	324,9	0,62	324,8
20000	369,5	0,51	369,4	399,8	0,46	399,7	324,2	0,45	324,1
100000	365,5	0,15	365,2	395,3	0,14	395,0	321,1	0,13	320,9

## Störspannungen in bipolaren HSM-Elektroden

### Ergebnisse der externen Messung

Magnetische Feldstärke  $H = 40 \text{ A/m}$

**Tab. A.7** Störspannung an den drei bipolaren Elektroden bei einem  $\kappa = 0,2 \text{ S/m}$

f [Hz]	$U_{ss15}$ [mV]	$U_{ss31}$ [mV]	$U_{ss60}$ [mV]
14900	714,2	557,3	545,2
6930	54,82	43,04	41,74
1033	1,13	0,904	0,86
420	0,193	0,157	0,15

**Tab. A.8** Störspannung an den drei bipolaren Elektroden bei einem  $\kappa = 0,4 \text{ S/m}$

f [Hz]	$U_{ss15}$ [mV]	$U_{ss31}$ [mV]	$U_{ss60}$ [mV]
14900	401,3	334,0	318,5
6930	30,82	25,84	24,26
1033	0,642	0,552	0,508
420	0,1092	0,0966	0,0854

**Tab. A.9** Störspannung an den drei bipolaren Elektroden bei einem  $\kappa = 0,6 \text{ S/m}$

f [Hz]	$U_{ss15}$ [mV]	$U_{ss31}$ [mV]	$U_{ss60}$ [mV]
14900	306,7	261,4	244,9
6930	23,54	20,26	18,8
1033	0,49	0,438	0,388
420	0,0826	0,0756	0,0644

**Tab. A.10** Störspannung an den drei bipolaren Elektroden bei einem  $\kappa = 0,7 \text{ S/m}$

f [Hz]	$U_{ss15}$ [mV]	$U_{ss31}$ [mV]	$U_{ss60}$ [mV]
14900	279,9	242,9	224,3
6930	21,59	18,76	17,28
1033	0,456	0,402	0,362
420	0,078	0,0692	0,0604

**Tab. A.11** Störspannung an den drei bipolaren Elektroden bei einem  $\kappa = 0,8 \text{ S/m}$ 

f [Hz]	$U_{ss15}$ [mV]	$U_{ss31}$ [mV]	$U_{ss60}$ [mV]
14900	260,2	226,7	209,7
6930	20,12	17,54	16,14
1033	0,426	0,382	0,336
420	0,0728	0,0664	0,0558

Magnetische Feldstärke  $H = 200 \text{ A/m}$

**Tab. A.12** Störspannung an den drei bipolaren Elektroden bei einem  $\kappa = 0,2 \text{ S/m}$ 

f [Hz]	$U_{ss15}$ [mV]	$U_{ss31}$ [mV]	$U_{ss60}$ [mV]
6930	217,6	213,2	208,7
1033	5,69	4,57	4,33
420	1,004	0,821	0,767

**Tab. A.13** Störspannung an den drei bipolaren Elektroden bei einem  $\kappa = 0,4 \text{ S/m}$ 

f [Hz]	$U_{ss15}$ [mV]	$U_{ss31}$ [mV]	$U_{ss60}$ [mV]
6930	152,7	127,9	121,3
1033	3,22	2,78	2,56
420	0,568	0,502	0,449

**Tab. A.14** Störspannung an den drei bipolaren Elektroden bei einem  $\kappa = 0,6 \text{ S/m}$ 

f [Hz]	$U_{ss15}$ [mV]	$U_{ss31}$ [mV]	$U_{ss60}$ [mV]
6930	116,7	100,4	93,2
1033	2,47	2,21	1,95
420	0,436	0,398	0,343

**Tab. A.15** Störspannung an den drei bipolaren Elektroden bei einem  $\kappa = 0,7 \text{ S/m}$ 

f [Hz]	$U_{ss15}$ [mV]	$U_{ss31}$ [mV]	$U_{ss60}$ [mV]
6930	106,9	93,0	85,9
1033	2,3	2,03	1,83
420	0,411	0,366	0,323

**Tab. A.16** Störspannung an den drei bipolaren Elektroden bei einem  $\kappa = 0,8 \text{ S/m}$ 

f [Hz]	$U_{ss15}$ [mV]	$U_{ss31}$ [mV]	$U_{ss60}$ [mV]
6930	99,4	87,2	80,0
1033	2,142	1,922	1,70
420	0,384	0,352	0,299

Magnetische Feldstärke  $H = 750 \text{ A/m}$

**Tab. A.17** Störspannung an den drei bipolaren Elektroden bei einem  $\kappa = 0,2 \text{ S/m}$ 

f [Hz]	$U_{ss15}$ [mV]	$U_{ss31}$ [mV]	$U_{ss60}$ [mV]
1033	21,42	17,22	16,42
420	3,836	3,128	2,934
50	0,0321	0,0311	0,0305
$16\frac{2}{3}$	0,0129	0,0118	0,0115

**Tab. A.18** Störspannung an den drei bipolaren Elektroden bei einem  $\kappa = 0,4 \text{ S/m}$ 

f [Hz]	$U_{ss15}$ [mV]	$U_{ss31}$ [mV]	$U_{ss60}$ [mV]
1033	12,1	10,46	9,64
420	2,168	1,92	1,718
50	0,0237	0,0322	0,0313
$16\frac{2}{3}$	0,0071	0,0133	0,01162

**Tab. A.19** Störspannung an den drei bipolaren Elektroden bei einem  $\kappa = 0,6$  S/m

f [Hz]	$U_{ss15}$ [mV]	$U_{ss31}$ [mV]	$U_{ss60}$ [mV]
1033	9,300	8,28	7,42
420	1,668	1,53	1,316
50	0,0185	0,0199	0,0446
$16\frac{2}{3}$	0,078	0,0085	0,0158

**Tab. A.20** Störspannung an den drei bipolaren Elektroden bei einem  $\kappa = 0,7$  S/m

f [Hz]	$U_{ss15}$ [mV]	$U_{ss31}$ [mV]	$U_{ss60}$ [mV]
1033	8,64	7,66	6,90
420	1,57	1,404	1,238
50	0,0097	0,0194	0,0165
$16\frac{2}{3}$	0,0049	0,0083	0,0061

**Tab. A.21** Störspannung an den drei bipolaren Elektroden bei einem  $\kappa = 0,8$  S/m

f [Hz]	$U_{ss15}$ [mV]	$U_{ss31}$ [mV]	$U_{ss60}$ [mV]
1033	8,05	7,22	6,41
420	1,472	1,352	1,148
50	0,0085	0,0096	0,0379
$16\frac{2}{3}$	0,0046	0,0055	0,0134

### Ergebnisse der integrierten Messschaltung

**Tab. A.22** Störspannung an den drei bipolaren Elektroden bei einer elektrischen Leitfähigkeit der NaCl-Lösung von 0,2 S/m

f [Hz]	B [mT]	U <sub>ss15</sub> [mV]	U <sub>ss31</sub> [mV]	U <sub>ss60</sub> [mV]
16 $\frac{2}{3}$	4,40	0,1	0,152	0,0638
50	4,40	0,42	0,718	0,365
400	2,20	7,25	8,4	6,5
1000	1,10	23,6	28,5	21,5
5000	0,275	140,0	115,0	113,0

**Tab. A.23** Störspannung an den drei bipolaren Elektroden bei einer elektrischen Leitfähigkeit der NaCl-Lösung von 0,4 S/m

f [Hz]	B [mT]	U <sub>ss15</sub> [mV]	U <sub>ss31</sub> [mV]	U <sub>ss60</sub> [mV]
16 $\frac{2}{3}$	4,40	0,048	0,096	0,043
50	4,40	0,293	0,530	0,225
400	2,20	5,20	5,50	3,94
1000	1,10	15,10	15,60	11,70
5000	0,275	88,50	74,00	69,00

**Tab. A.24** Störspannung an den drei bipolaren Elektroden bei einer elektrischen Leitfähigkeit der NaCl-Lösung von 0,6 S/m

f [Hz]	B [mT]	U <sub>ss15</sub> [mV]	U <sub>ss31</sub> [mV]	U <sub>ss60</sub> [mV]
16 $\frac{2}{3}$	4,40	0,031	0,110	0,099
50	4,40	0,170	0,511	0,468
400	2,20	3,81	4,36	3,43
1000	1,10	12,50	12,58	10,15
5000	0,275	67,0	64,50	54,20

**Tab. A.25** Störspannung an den drei bipolaren Elektroden bei einer elektrischen Leitfähigkeit der NaCl-Lösung von 0,7 S/m

<b>f [Hz]</b>	<b>B [mT]</b>	<b>U<sub>ss15</sub> [mV]</b>	<b>U<sub>ss31</sub> [mV]</b>	<b>U<sub>ss60</sub> [mV]</b>
16⅓	4,40	0,046	0,089	0,074
50	4,40	0,244	0,412	0,316
400	2,20	3,59	3,97	3,03
1000	1,10	10,60	11,80	9,25
5000	0,275	62,50	61,00	51,50

**Tab. A.26** Störspannung an den drei bipolaren Elektroden bei einer elektrischen Leitfähigkeit der NaCl-Lösung von 0,8 S/m

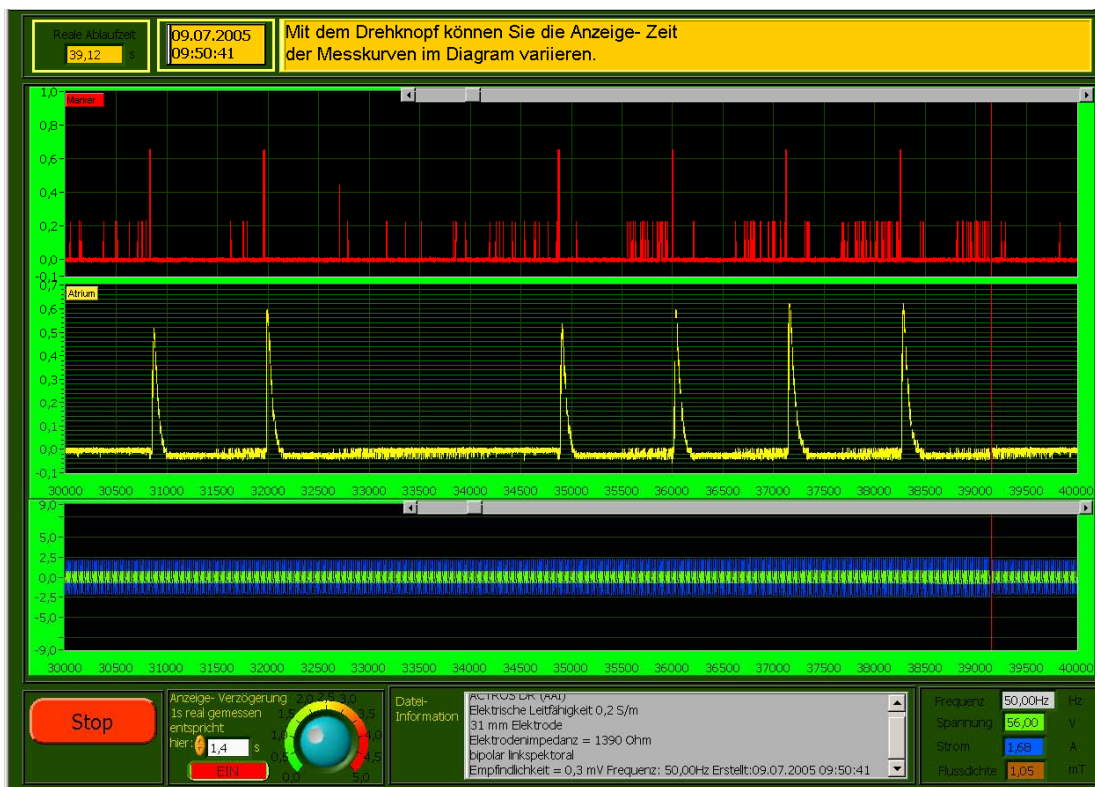
<b>f [Hz]</b>	<b>B [mT]</b>	<b>U<sub>ss15</sub> [mV]</b>	<b>U<sub>ss31</sub> [mV]</b>	<b>U<sub>ss60</sub> [mV]</b>
16⅓	4,40	0,026	0,050	0,097
50	4,40	0,142	0,277	0,430
400	2,20	3,39	3,66	3,00
1000	1,10	10,10	11,1	8,80
5000	0,275	58,50	52,00	48,10



## Charakteristische Aufzeichnungen des iEKGs

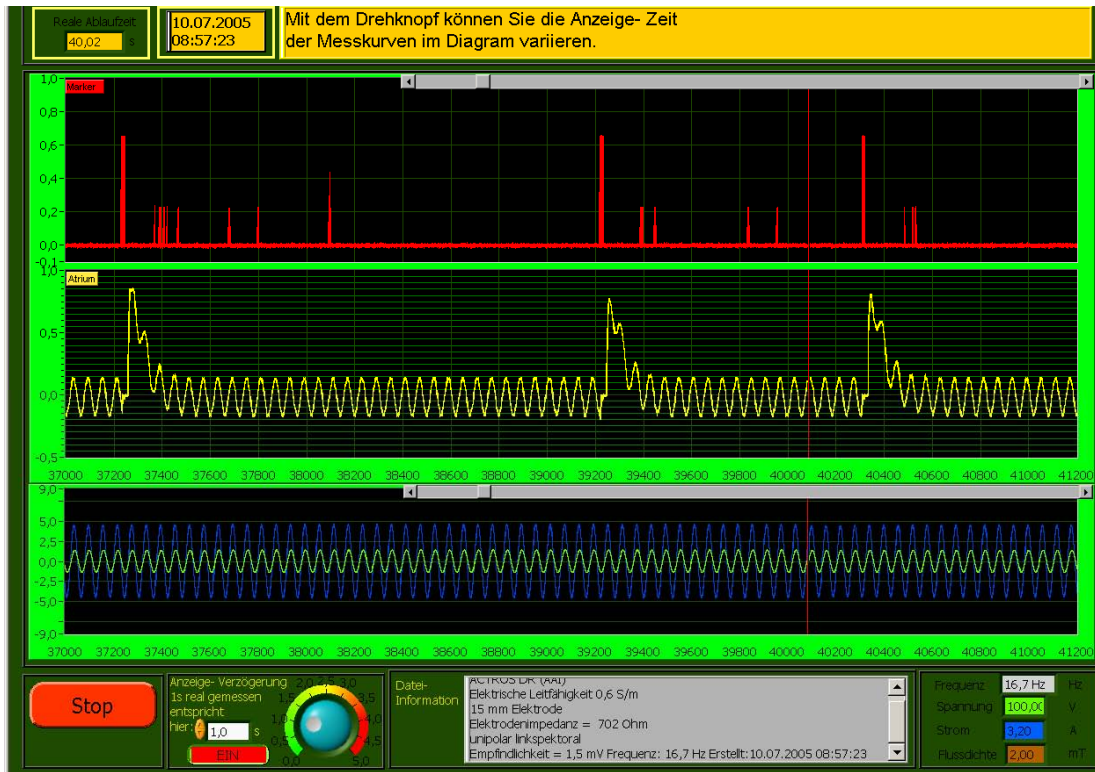
In den folgenden Abbildungen sind iEKGs des ACTROS DR dargestellt, bei denen der Herzschrittmacher das externe magnetische Feld und somit die induzierte Störspannung als Herzsignal wertete und die Stimulation im Atrium unterdrückte. Dabei handelt es sich um den schwerwiegendsten Fall der Störung von Schrittmachern, weil dieser dazu führen kann, dass der Träger dieses Implantates bewusstlos wird.

Das iEKG in Abb. A.1 zeigt, dass der SM zuerst die Störung erkennt, aber bei weiterer schrittweiser Erhöhung der magnetischen Flussdichte als Herzsignal detektiert und zwei Stimulationsimpulse auslöst. Danach erkennt er wieder jede einzelne Störung als solche und stimuliert das Herz.



**Abb. A.1** iEKG des ACTROS DR mit der 31-mm-Elektrode im bipolaren Betrieb bei einer elektrischen Leitfähigkeit von 0,2 S/m, einem 50-Hz-Feld und einer Empfindlichkeit von 0,3 mV

Wie auch bei der bipolaren Anordnung ist für eine unipolare HSM-Elektroden-Konfiguration die Inhibition ebenfalls möglich. Abb. A.2 zeigt das iEKG des ACTROS DR bei 16⅔ Hz (unipolar, linkspektorales Modell). Zur Erzeugung dieser Störung musste die magnetische Induktion auf einen Wert von 2 mT hochgefahren werden. In [1] ist beschrieben, dass solch hohe Induktionswerte in der Praxis nie auftreten. Die schon oft beschriebene Filtercharakteristik des ACTROS DR ist für diese Reaktion verantwortlich.



**Abb. A.2** IEKG des ACTROS DR im unipolaren, linkspektoralen Modus bei einer elektrischen Leitfähigkeit von 0,6 S/m, einem  $16\frac{2}{3}$ -Hz-Feld und einer Empfindlichkeit von 1,5 mV

## Sicherheitsfaktor

**Bestimmung des Sicherheitsfaktors der drei bipolaren Elektroden gegenüber der linkspektoralen unipolaren Anordnung durch Messungen mit der integrierten Schaltung**

**Tab. A.27** Sicherheitsfaktor der bipolaren 15-mm-Elektroden gegenüber der linkspektoralen unipolaren Messung in Abhängigkeit von der elektrischen Leitfähigkeit bei einer magnetischen Flussdichte von 0,5 mT

f [Hz]	$U_{sslp} - U_{ss15}$ (0,2S/m)	$U_{sslp} - U_{ss15}$ (0,4S/m)	$U_{sslp} - U_{ss15}$ (0,6S/m)	$U_{sslp} - U_{ss15}$ (0,7S/m)	$U_{sslp} - U_{ss15}$ (0,8S/m)
$16\frac{2}{3}$	105,6	220,0	340,6	229,6	406,2
50	72,4	104,5	181,6	124,4	213,8
400	17,6	24,6	33,5	35,6	37,6
1000	6,4	10,0	12,1	14,2	14,9
5000	1,4	2,2	2,9	3,1	3,3

**Tab. A.28** Sicherheitsfaktor der bipolaren 31-mm-Elektroden gegenüber der linkspektoralen unipolaren Messung in Abhängigkeit von der elektrischen Leitfähigkeit bei einer magnetischen Flussdichte von 0,5 mT

f [Hz]	$U_{sslp} - U_{ss31}$ (0,2S/m)	$U_{sslp} - U_{ss31}$ (0,4S/m)	$U_{sslp} - U_{ss31}$ (0,6S/m)	$U_{sslp} - U_{ss31}$ (0,7S/m)	$U_{sslp} - U_{ss31}$ (0,8S/m)
16 $\frac{2}{3}$	69,4	110,1	96,0	118,7	211,2
50	42,3	57,3	59,4	73,7	109,6
400	15,2	23,2	29,3	32,1	34,9
1000	5,3	9,7	12,0	12,8	13,6
5000	1,7	2,6	3,0	3,2	3,7

**Tab. A.29** Sicherheitsfaktor der bipolaren 60-mm-Elektroden gegenüber der linkspektoralen unipolaren Messung in Abhängigkeit von der elektrischen Leitfähigkeit bei einer magnetischen Flussdichte von 0,5 mT

f [Hz]	$U_{sslp} - U_{ss60}$ (0,2S/m)	$U_{sslp} - U_{ss60}$ (0,4S/m)	$U_{sslp} - U_{ss60}$ (0,6S/m)	$U_{sslp} - U_{ss60}$ (0,7S/m)	$U_{sslp} - U_{ss60}$ (0,8S/m)
16 $\frac{2}{3}$	165,5	245,6	106,7	142,7	108,9
50	83,1	134,9	64,9	96,1	70,6
400	19,6	32,4	37,2	42,1	42,5
1000	7,0	12,9	14,8	16,3	17,1
5000	1,7	2,8	3,6	3,7	4,0

## Gemeinsame Zusammenfassung der Ergebnisse und Schlussfolgerungen

Im Rahmen dieses Forschungsprojektes wurden theoretische und praktische Untersuchungen durchgeführt, deren Ergebnisse der Verbesserung des Gesundheitsschutzes von Trägern elektronischer Implantate wie Herzschrittmachern an Arbeitsplätzen mit EMF-Exposition dienen sollen. Die Hauptbetonung wurde auf Schrittmacher mit bipolaren Elektrodenanordnungen gelegt, da derartige Schrittmacher einerseits in den letzten Jahren weitaus häufiger implantiert werden und andererseits die Aussage einer relativen Störfestigkeit im Niederfrequenzbereich gegenüber unipolaren Schrittmachern überprüft werden sollte. Mit diesem Projekt werden die Untersuchungen der BAuA fortgesetzt, nachdem im Forschungsvorhaben F 5163 ein Kopplungsmodell für unipolare Herzschrittmacher entwickelt worden war.

Von der **IMST GmbH** und der **FH-Dortmund** wurde ein numerisches Kopplungsmodell basierend auf der Methode der finiten Differenzen im Zeitbereich (FDTD) erarbeitet, das die Transformation eines Feldes außerhalb des Körpers in eine Störspannung am Implantateingang unter Berücksichtigung der realen Implantations- und Expositionssituation beschreibt.

Die Untersuchung des **Modellierungsaufwandes** erbrachte folgende Ergebnisse:

- Als numerisches Modell einer bipolaren Elektrodenanordnung eignet sich eine Zweileiterstruktur.
- Die Dicke der Elektrodenleiter sowie die genaue Form des Elektrodenrings haben keinen entscheidenden Einfluss auf die induzierte bipolare Spannung.
- Die Herzschrittmachereingangsimpedanz ist deutlich größer als der Gewebewiderstand und kann daher vereinfachend durch einen Leerlauf repräsentiert werden.
- Bei einer Magnetfeldexposition ist für die Ermittlung der bipolaren Spannung die genaue Verlegung der Elektrodenzuführung unerheblich. Bei Betrachtung der unipolaren Spannung bestimmt die Elektrodenzuführung jedoch die aufgespannte Fläche und ist daher sorgfältig zu berücksichtigen.

Die Ergebnisse für eine **Magnetfeld**-Exposition lassen sich wie folgt zusammenfassen:

- Die Orientierung der Spitze einer bipolaren Elektrodenkonfiguration innerhalb des Körpermodells hat einen großen Einfluss auf die Größe der induzierten Spannung. Eine solche Abhängigkeit wird auch mit dem analytischen Modell der HTWK-Leipzig beschrieben.
- Zu einer worst-case-Abschätzung des Sicherheitsfaktors (Quotient aus unipolarer und bipolarer Spannung) gelangt man, wenn man die Länge der unipola-

ren Elektrode ins Verhältnis zum Elektrodenabstand der bipolaren Elektrode setzt.

- Anatomische Körpermodelle mit homogener elektrischer Leitfähigkeit zeigen im Vergleich zum inhomogenen Körpermodell eine höhere induzierte Spannung. Die Variation der Leitfähigkeit im homogenen Körpermodell hatte keinen Einfluss auf die bipolare Spannung.
- Im Allgemeinen nimmt die bipolare Spannung mit wachsendem Elektrodenabstand zu.
- Die Erdung des inhomogenen Körpermodells zeigt keinen nennenswerten Einfluss.
- Die Verwendung von Rumpfmodellen ist zulässig, wenn die Schnittebenen weit genug vom Herzschrittmacher entfernt liegen.
- Die Exposition mit einem frontalen Magnetfeld stellt den worst-case dar.
- Trotz frequenzabhängiger Gewebeparameter des Körpermodells im Bereich von 1 kHz bis 1 MHz weist die unipolare Spannung einen linearen Frequenzverlauf auf. Die bipolare Spannung ist etwas empfindlicher gegenüber der frequenzabhängigen Gewebeparametervariation und weicht leicht vom linearen Verlauf ab.

Für Expositionen mit **elektrischen Feldern** lassen sich folgende Ergebnisse nennen:

- Die bipolare Spannung nimmt allgemein mit größer werdendem Elektrodenabstand zu.
- Die Erdungsverhältnisse haben einen großen Einfluss auf die bipolare Spannung.
- Die dielektrischen Eigenschaften des Körpermodells haben einen starken Einfluss auf die bipolare Spannung. Homogene Modelle ergeben gegenüber inhomogenen Modellen kleinere Werte, die mit steigender Leitfähigkeit sinken.
- Zur Ermittlung der unipolaren und bipolaren Spannung muss die Elektrodenführung nicht explizit berücksichtigt werden.

Die Verifizierung des Kopplungsmodells erfolgte anhand von Messungen. Eine lichtwellenleitergebundene Messschaltung wurde in ein reales Herzschrittmachergehäuse eingesetzt und mit der bipolaren Elektrode in rechtspektoraler Implantationsweise verbunden. Der Versuchsaufbau wurde in einem Phantommodell des menschlichen Körpers mit einer gewebesimulierenden Flüssigkeit platziert, das sich im Feld einer Helmholtzspulenordnung befand.

In Übereinstimmung mit den Simulationsergebnissen zeigte sich ein nahezu linearer Verlauf der bipolaren Spannung in Abhängigkeit von der Frequenz.

Im Rahmen einer Magister-Arbeit wurde an der **HTWK Leipzig** ein **analytisches Modell** erstellt, welches erlaubt, die Störspannungen am Eingang des Herzschrittmachers bei einem magnetischem Feld mit Frequenzen von 10 Hz bis 30 kHz zu ermitteln. Folgende Ergebnisse wurden erzielt:

- Für die Simulierung der Helmholtzspule wurde ein Kreis- und ein Ellipsenmodell verwendet.
- Es wurde zwischen rechts- und linkspektoralen unipolaren sowie drei bipolaren Herzschrittmacher-Elektroden-Anordnungen unterschieden.
- Bei Variation der Position der bipolaren Elektrodenspitze im homogenen Magnetfeld wurden große Unterschiede in der Höhe der induzierten Spannung festgestellt.
- Der Frequenzverlauf war in beiden Fällen (unipolar und bipolar) erwartungsgemäß linear.

Eine Aufgabe des Teilprojektes bestand darin, den **Einfluss der elektrischen Leitfähigkeit** auf die Störspannungen in der bipolaren Elektrode messtechnisch zu ermitteln und die gewonnenen Ergebnisse in ein numerisches Modell zu implementieren. Dafür wurde zunächst messtechnisch der genaue Zusammenhang zwischen der Stoffmenge und der elektrischen Leitfähigkeit der NaCl-Lösung bestimmt.

Ein in der Fachliteratur vorhandenes **Ersatzschaltbild** wurde herangezogen, weiterentwickelt und für die bipolare Herzschrittmacherelektrode angepasst. Die Elemente dieser Ersatzschaltung (Widerstände, Kapazitäten und Impedanzen) wurden bestimmt. Durch die messtechnische Ermittlung der Widerstands- und Kapazitätswerte der bipolaren Elektrode im Schalenmodell wurde die Gültigkeit des analytischen Modells und der Ersatzschaltung bestätigt. Außerdem wurden wichtige Aussagen zur Helmholtzschicht in Abhängigkeit von Leitfähigkeit und Frequenz möglich.

Zur **Messung** der eingekoppelten Störspannung wurden zwei Versuchsaufbauten konzipiert:

- In einer externen Messschaltung wurde die in der bipolaren Elektrode induzierte Spannung über ein Koaxialkabel zu einem hochempfindlichen externen Messverstärker übertragen. Zur Felderzeugung wurde eine kreisförmige Helmholtzspulenanordnung verwendet.
- Eine integrierte Messschaltung mit einfacher Umschaltmöglichkeit zwischen unipolar und bipolar wurde in ein Herzschrittmachergehäuse eingebaut. Um auch unipolare links- und rechtspektorale HSM-Konfigurationen untersuchen zu können, wurden die Messungen in einer größeren rechteckigen Helmholtzspule durchgeführt.

Im homogenen Magnetfeld der Helmholtzspulenanordnung wurde ein mit einer gewebesimulierenden Salzlösung gefülltes Schalenmodell des menschlichen Oberkörpers positioniert. Die Ergebnisse der Messungen waren folgende:

- Beide Messungen lieferten vergleichbare Abhängigkeiten zwischen induzierter Spannung und elektrischer Leitfähigkeit.
- Die Messergebnisse zur Abhängigkeit der induzierten Spannung von der Position der bipolaren Elektroden spitze bestätigten das analytische Modell.
- Die Betrachtung der Frequenzabhängigkeit der Störspannung ergab bei beiden Messschaltungen eine Nichtlinearität.
- Mit Hilfe der Messungen konnte zum viel diskutierten Sicherheitsfaktor der bipolaren Elektrodenanordnung die Aussage gemacht werden, dass der Übergang in die unipolare Störspannungseinkopplung deutlich unter den vermuteten 100 kHz lag.

Der Entwurf eines numerischen Kopplungsmodells ist auf Grund der fehlenden Implementierung der Einflüsse der elektrischen Leitfähigkeit und des Übergangseffektes (Elektronen- zur Ionen-Leitung) zurzeit noch nicht abgeschlossen.

Die messtechnische Ermittlung der **Störschwellen** mit einem realen Schrittmacher im homogenen Magnetfeld zeigte ebenfalls eine Abhängigkeit von der elektrischen Leitfähigkeit der NaCl-Lösung. Außerdem konnte festgestellt werden, dass der Schrittmacher im 50-Hz-Feld sehr niedrige Störschwellen besitzt und oft die induzierte Störspannung als Herzsignal erkannte und inhibierte. Durch eine geeignete Programmierung der Wahrnehmungsempfindlichkeit kann die Störschwelle bei bipolarer Elektrode soweit erhöht werden, dass eine Störung im Alltag und Berufsleben nicht zu erwarten ist.

Um die teilweise aufgetretenen Widersprüche in den Messergebnissen der IMST GmbH/FH-Dortmund und der HTWK Leipzig zu klären, wurden erste Schritte im Rahmen dieses Projekts in Form von Messungen mit den vorhandenen Messschaltungen an den verschiedenen Versuchsaufbauten der beiden genannten Projektpartner unternommen. Weitere Forschungsarbeiten auf diesem wichtigen Gebiet sind erforderlich und wurden zum Teil bereits begonnen. Hierzu gehören:

- die Weiterentwicklung numerischer und analytischer Modelle, welche den Festkörper-Elektrolyt-Übergang berücksichtigen,
- analytische und messtechnische Untersuchungen zur Abhängigkeit der induzierten Störspannung von der Elektrodenposition auf Grund der Ausbildung von Helmholtzkapazitäten,
- die Simulation weiterer realer Expositionssituationen,
- die Erweiterung numerischer Verfahren und der Messtechnik in Richtung höherer Frequenzen,
- die Simulation anderer elektronischer Implantate als Herzschrittmacher,

- die Weiterentwicklung und Vervollkommnung der Messtechnik zur Validierung der Simulationsergebnisse und zur Arbeitsplatzbeurteilung in Standard- und Einzelfällen.

Die Ergebnisse des Forschungsprojekts verbessern die Qualität der Beurteilung der Sicherheit von Personen mit elektronischen Implantaten an EMF-Arbeitsplätzen, da durch die höhere Genauigkeit der Risikobewertung Arbeitsplätze von Implantatträgern erhalten bleiben können. Sie sind geeignet, in die künftige Normung und Regelung einzufließen. Die Ergebnisse fügen sich ein in die „Initiative Neue Qualität der Arbeit“ (INQA) durch Verbesserung des Gesundheitsschutzes und eine menschengerechtere Gestaltung der Arbeitswelt.