



Bundesministerium  
für Arbeit und Soziales

# Forschungs bericht

Sozialforschung

## 400-D

## Elektromagnetische Felder am Arbeitsplatz

Abschlussbericht

Impressum:

Herausgeber: Bundesministerium für Arbeit und Soziales

Referat Information, Publikation, Redaktion

53107 Bonn

Stand: November 2011

Artikel-Nr.: FB 400-D

E-Mail: [info@bmas.bund.de](mailto:info@bmas.bund.de)

Internet: <http://www.bmas.de>

Umschlaggestaltung/Druck: Grafischer Bereich des BMAS

**Die Durchführung der Untersuchungen sowie die Schlussfolgerungen aus den Untersuchungen sind von den Auftragnehmern in eigener wissenschaftlicher Verantwortung vorgenommen worden. Das Bundesministerium für Arbeit und Soziales übernimmt insbesondere keine Gewähr für die Richtigkeit, Genauigkeit und Vollständigkeit der Untersuchungen.**

**Bericht der EMF-Arbeitsgruppe des  
Bundesministeriums für Arbeit und Soziales**

**Elektromagnetische Felder am Arbeitsplatz  
Ein neuer wissenschaftlicher Ansatz für die Sicherheit  
und den Gesundheitsschutz der Beschäftigten**

**Electromagnetic fields at workplaces  
A new scientific approach to occupational health and safety**

**F. Börner  
H. Brüggemeyer  
S. Eggert  
M. Fischer  
H. Heinrich  
K. Hentschel  
H. Neuschulz**

**Stand: November 2011**

Deutsche Übersetzung des englischen Originalberichts

## Kurzfassung

In diesem Bericht wird der physikalische und physiologische Hintergrund für die Sicherheit und den Gesundheitsschutz der Beschäftigten bei berufsbedingter Exposition gegenüber elektrischen, magnetischen und elektromagnetischen Feldern (EMF) auf der Grundlage des aktuellen wissenschaftlichen Erkenntnisstands eingehend analysiert. Er geht auf die Bedenken verschiedener Interessengruppen und auf Defizite der Richtlinie 2004/40/EG ein. Deshalb können die in diesem Bericht enthaltenen Informationen, insbesondere die Abbildungen und Tabellen in den Abschnitten 4.1 und 4.2 eine gute Grundlage für eine Revision der risikobezogenen Bestimmungen der Richtlinie 2004/40/EG darstellen.

Das überarbeitete Konzept von Expositionsgrenzwerten für niederfrequente elektrische und magnetische Felder basiert auf dem physiologisch relevanten Parameter des Spitzenwertes der elektrischen Feldstärke im Gewebe und entspricht dem gegenwärtigen wissenschaftlichen Erkenntnisstand. Auf der Grundlage dieses Konzepts wurden Expositionsgrenzwerte abgeleitet, mit denen die Sicherheit und der Gesundheitsschutz der Beschäftigten gewährleistet ist, ohne dass überflüssige und kostspielige Maßnahmen erforderlich werden und die Anwendung bestimmter Technologien oder industrieller Verfahren unnötig beeinträchtigt wird. Um eine einfache und gleichzeitig kosteneffiziente Beurteilung der Gefährdung durch Exposition gegenüber niederfrequenten elektrischen und magnetischen Feldern zu ermöglichen und die komplexen und zeitaufwendigen Berechnungen zu vermeiden, die derzeit erforderlich sind, um die Einhaltung der Expositionsgrenzwerte im konkreten Fall nachzuweisen, werden zwei Sätze von leichter anzuwendenden Auslöseniveaus vorgeschlagen. Diese Auslöseniveaus lassen sich unmittelbar messbaren elektrischen Feldstärken bzw. magnetischen Flussdichten zuordnen.

Da alle EMF-bezogenen biologischen Wirkungen im Niederfrequenzbereich mit den Spitzenwerten gewebeinterner elektrischer Feldstärken verknüpft sind, werden alle Expositionsgrenzwerte sowie obere und untere Auslöseniveaus als Spitzenwerte angegeben und nicht als Effektivwerte wie in der Richtlinie 2000/40/EG.

Dieser Bericht befasst sich auch mit der möglichen Gefährdung der Beschäftigten in statischen magnetischen Feldern in Bezug auf Bewegungen und Projektilwirkungen. Für den Niederfrequenzbereich wird eine solide Lösung für den Umgang mit gepulsten elektrischen und magnetischen Feldern, mehrfrequenten elektrischen und magnetischen Feldern und Kontaktströmen angeboten. Wegen der biologischen Relevanz werden Kontaktströme jetzt ebenfalls als Expositionsgrenzwerte eingestuft.

Sowohl für den Bereich statischer Felder als auch für den Niederfrequenzbereich behandelt der Bericht die Wirkungen lokaler Expositionen und die zeitliche und räumliche Mittelung. Bisher wurden für Frequenzen über 100 kHz keine Änderungen vorgeschlagen.

## Executive summary

This report provides an in-depth analysis of the physical and physiological background for an effective protection of the health and safety of workers with respect to occupational exposure to electric, magnetic and electromagnetic fields (EMF), based on current scientific knowledge. Answers are given to the concerns being raised by stakeholders and to shortcomings within Directive 2004/40/EC. Therefore, information provided in this report, especially the figures and tables in section 4.1 and 4.2, can serve as a sound base for a review of the risk-related provisions of Directive 2004/40/EC.

A revised concept of exposure limit values for the low frequency electric and magnetic fields is based on the physiologically relevant parameter of the peak electric field strength in the tissue and represents common scientific understanding. Based on this concept a set of exposure limit values has been laid down guaranteeing the health and safety of workers without the need for unnecessary and costly measures or unduly impacting the use of certain technologies or industrial processes. For an easy and also cost-effective assessment of the risks due to the exposure to low frequency electric and magnetic fields and in order to avoid unnecessary complex and time-consuming calculations currently necessary to show the compliance of an exposure situation with the exposure limit values, two sets of easier-to-implement action levels are given. These action levels can be compared directly with measurable electric field strengths or magnetic flux densities.

Because all EMF-related biological effects in the low frequency range are linked to peak values of the internal electric field strength in the tissue, all exposure limit values and lower and upper action levels are given as peak values and not as rms-values as in Directive 2004/40/EC.

The report also addresses the risks of workers with respect to the movement and the projectile risk in static magnetic fields. For the low frequency range it provides a sound solution on how to deal with pulsed electric and magnetic fields, multi-frequency electric and magnetic fields and contact currents. Contact currents are now classified as exposure limit values because of the biological relevance.

For both the static and the low frequency range, effects of localized exposure and time or spatial averaging are considered in the report. So far, no changes have been proposed for frequencies higher than 100 kHz.

## Vorwort

Aufgrund der kontinuierlichen technologischen Entwicklung und wissenschaftlichen Forschung zu beruflichen Expositionen gegenüber elektrischen, magnetischen und elektromagnetischen Feldern stellt dieser Bericht das aktuelle Wissen und Verständnis zu offenen Fragen und Bedenken auf einer soliden und gut fundierten wissenschaftlichen Grundlage dar. Dieser Bericht bietet im Hinblick auf die laufende Diskussion zu Sicherheit und Gesundheitsschutz im Zusammenhang mit der Exposition von Beschäftigten gegenüber statischen und niederfrequenten elektrischen und magnetischen Feldern eine detaillierte Analyse und die aktuellsten verfügbaren Informationen. Er wird bei Bedarf aktualisiert, wenn neue Technologien entstehen, neue Studien und Ergebnisse verfügbar sind oder neue Fragen und Bedenken vorgetragen werden.

Abgesehen von den Überlegungen in diesem Bericht können zusätzliche Anleitung und Informationen notwendig werden, um den Arbeitgeber bei der Risikobewertung zu unterstützen und dadurch Zeit und Geld zu sparen, bei gleichzeitiger Gewährleistung von Sicherheit und Gesundheitsschutz der Beschäftigten.

# Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung . . . . .	1
2	Physiologische Wirkungen elektromagnetischer Felder . . . . .	2
2.1	Unmittelbare Wirkungen von elektrischen, magnetischen und elektromagnetischen Feldern . . . . .	2
2.1.1	Elektrische Felder . . . . .	2
2.1.1.1	Statische elektrische Felder . . . . .	3
2.1.1.2	Niederfrequente elektrische Felder . . . . .	3
2.1.2	Magnetische Felder . . . . .	4
2.1.2.1	Statische Magnetfelder . . . . .	5
2.1.2.2	Niederfrequente Magnetfelder . . . . .	5
2.1.3	Hochfrequente elektromagnetische Felder . . . . .	7
2.2	Mittelbare Wirkungen von elektrischen und magnetischen Feldern . . . . .	7
2.2.1	Elektrische Felder . . . . .	7
2.2.2	Magnetische Felder . . . . .	8
2.3	Körpermodelle . . . . .	8
3	Neurophysiologie . . . . .	10
3.1	Mechanismen und Fakten zur Auslösung von Aktionspotentialen . . . . .	10
3.2	Elektrische Stimulation erregbarer Gewebe . . . . .	15
3.2.1	Grundlagen . . . . .	15
3.2.2	Lange Reize . . . . .	16
3.2.3	Kurze Reize . . . . .	17
3.2.4	ZNS-Gewebe . . . . .	18
3.2.5	Unsicherheiten . . . . .	18
3.2.6	Zusammenfassung . . . . .	19
4	Begrenzung der berufsbedingten Exposition gegenüber statischen und niederfrequenten elektrischen und magnetischen Feldern . . . . .	21
4.1	Expositionsgrenzwerte . . . . .	21
4.1.1	Statische elektrische Felder . . . . .	21
4.1.2	Statische Magnetfelder . . . . .	22
4.1.3	Niederfrequente elektrische und magnetische Felder . . . . .	22
4.1.4	Kontaktströme . . . . .	25
4.2	Oberes und unteres Auslöseniveau . . . . .	27

4.2.1	Oberes Auslöseniveau . . . . .	29
4.2.1.1	Elektrische Felder . . . . .	29
4.2.1.2	Magnetische Felder . . . . .	30
4.2.2	Unteres Auslöseniveau . . . . .	32
4.2.2.1	Elektrische Felder . . . . .	32
4.2.2.2	Magnetische Felder . . . . .	34
5	Besondere Expositionssituationen . . . . .	36
5.1	Gleichzeitige Exposition gegenüber elektrischen und magnetischen Feldern .	36
5.2	Gleichzeitige Exposition gegenüber mehreren, auf der gleichen Frequenz arbeitenden Feldquellen . . . . .	36
5.3	Gleichzeitige Exposition gegenüber mehrfrequenten Feldern . . . . .	36
5.3.1	Summenformeln . . . . .	36
5.3.2	Bewertung von Feldern mit beliebigem zeitlichem Verhalten . . . .	37
5.3.3	Oberschwingungen . . . . .	38
5.4	Lokale Exposition . . . . .	39
5.5	Bewegung in statischen Magnetfeldern . . . . .	39
5.6	Beeinflussungen von aktiven implantierten medizinischen Geräten (AIMD)	39
5.7	Projektilwirkungen . . . . .	40
	Literaturverzeichnis . . . . .	43
	Anhang . . . . .	50
A	Größen, Variablen, Abkürzungen und SI-Einheiten . . . . .	50
B	Gewebedaten . . . . .	51



# 1 Einleitung

Am 29. April 2004 verabschiedeten das Europäische Parlament und der Rat die Richtlinie 2004/40/EG über Mindestvorschriften zum Schutz von Sicherheit und Gesundheit der Arbeitnehmer vor der Gefährdung durch physikalische Einwirkungen (elektromagnetische Felder). Diese Richtlinie wird allgemein als EMF-Richtlinie bezeichnet. Sie legt die Mindestanforderungen für Sicherheit und Gesundheitsschutz der Beschäftigten gegen Risiken fest, die aus einer Exposition gegenüber statischen und zeitveränderlichen elektrischen, magnetischen und elektromagnetischen Feldern (EMF) entstehen. Der Frequenzbereich reicht von 0 Hz bis zu 300 GHz.

Richtlinie 2004/40/EG verpflichtet die Arbeitgeber, eine Bewertung der durch elektrische, magnetische und elektromagnetische Felder am Arbeitsplatz entstehenden Risiken vorzunehmen und bei Bedarf angemessene Maßnahmen zur Beseitigung oder Minimierung solcher Risiken zu ergreifen. Die Richtlinie verweist auf einen Satz von *Expositionsgrenzwerten* (ELV), die in Tabelle 1 des Anhangs der Richtlinie aufgeführt sind. Die Exposition gegenüber elektromagnetischen Feldern kann nicht unmittelbar gemessen werden, weil die physiologisch relevanten physikalischen Größen, zum Beispiel die Stromdichte und die spezifische Energieabsorption, nur im menschlichen Körper zu finden sind. Um die Anwendung der Richtlinie zu erleichtern, wurde eine Liste von sogenannten *Auslösewerten* (AV) angegeben, um die Ermittlung der Exposition an einem Arbeitsplatz zu erleichtern. Wenn diese Auslösewerte nicht überschritten werden, ist gleichzeitig auch die Einhaltung der Expositionsgrenzwerte gewährleistet.

Aber auch die Überschreitung der Auslösewerte führt nicht automatisch zu einer Überschreitung der Expositionsgrenzwerte. Werden die Auslösewerte überschritten, können die Arbeitgeber die Exposition genauer ermitteln oder, falls notwendig, nachweisen, dass die vorhandene Exposition weiterhin unterhalb der Expositionsgrenzwerte liegt.

Seit der Verabschiedung von Richtlinie 2004/40/EG hat sich der wissenschaftliche Erkenntnisstand in Bezug auf

- Risiken im Zusammenhang mit Bewegung in einem statischen Magnetfeld,
- Risiken durch die Projektilwirkung,
- Risiken durch gepulste elektrische und magnetische Felder,
- Risiken durch mehrfrequente elektrische und magnetische Felder,
- Risiken durch Kontaktströme,
- Risiken durch implantierte medizinische Geräte

bedeutend verbessert.

Dieser Bericht befasst sich auf einer soliden und gut fundierten wissenschaftlichen und technischen Grundlage mit diesen Aspekten.

## 2 Physiologische Wirkungen elektromagnetischer Felder

Die physiologischen Wirkungen elektrischer, magnetischer und elektromagnetischer Felder auf den menschlichen Körper hängen von der Frequenz ab.

Die Wirkungen statischer elektrischer Felder sind auf die Oberfläche des menschlichen Körpers begrenzt und können Körperhaarbewegungen und Koronaentladungen verursachen.

Statische magnetische Felder üben Kräfte auf ferro- und diamagnetische Stoffe sowie geladene und sich bewegende Partikel aus. Dies kann zu Beschleunigung, Drehmoment-Effekten und zur Erzeugung elektrischer Felder im Gewebe führen.

Im Niederfrequenzbereich bis etwa 100 kHz ist die wichtigste physiologische Wirkung die elektrische Stimulation von erregbarem Körpergewebe wie Muskeln, Nerven und Sinnesorganen.

Im Frequenzbereich zwischen mehreren 100 kHz und einigen MHz findet eine elektrische Stimulation und Gewebeerwärmung statt. Je höher die Frequenz, desto stärker werden die gewebeerwärmenden Wirkungen, und die Stimulationswirkungen nehmen ab. Die gewebeerwärmenden Wirkungen überwiegen bei Frequenzen oberhalb von einigen MHz.

Eine weitere Unterscheidung wird bei der Wechselwirkung mit dem menschlichen Körper vorgenommen. Falls eine unmittelbare Wechselwirkung zwischen elektromagnetischen Feldern und dem menschlichen Körper festzustellen ist, zum Beispiel durch Stimulation von Muskeln, Nerven und Sinnesorganen oder Gewebeerwärmung, wird diese Art von Wechselwirkung als *unmittelbare Wirkung* bezeichnet.

Wenn beispielsweise bei Kontaktströmen, Projektilwirkung oder einer Störung implantierter medizinischer Geräte eine Wechselwirkung zwischen elektromagnetischen Feldern und Gegenständen außerhalb des menschlichen Körpers vorliegt, wird diese Art von Wechselwirkung als *mittelbare Wirkung* bezeichnet.

Es gibt im Zusammenhang mit der EMF-Exposition keine bestätigten langfristigen gesundheitlichen Wirkungen.

### 2.1 Unmittelbare Wirkungen von elektrischen, magnetischen und elektromagnetischen Feldern

#### 2.1.1 Elektrische Felder

Die Beziehung zwischen der externen ungestörten elektrischen Feldstärke  $E_0$  und der dadurch im Körpergewebe erzeugten elektrischen Feldstärke  $E_i$  wird durch die Bedingung hergestellt, dass die Normalkomponente des Verschiebungsstroms an der Oberflächengrenze des menschlichen Körpers stetig bleiben muss [29, 40].

Für ein einfaches homogenes Ellipsoidmodell des Körpers wird dies durch folgende Gleichung ausgedrückt:

$$E_0 \cdot k \cdot \varepsilon_0 \cdot 2\pi \cdot f = \kappa \cdot E_i \quad (2.1)$$

- mit  $k$  Feldverzerrungsfaktor; für Menschen gilt  $k \approx 13 \dots 18$   
 $\varepsilon_0$  Dielektrizitätskonstante des freien Raums (Vakuum);  $\varepsilon_0 = \frac{1}{\mu_0 \cdot c_0^2} \approx 8,854 \cdot 10^{-12} \frac{\text{A}^2 \cdot \text{s}^4}{\text{kg} \cdot \text{m}^3}$   
 $f$  Frequenz des Feldes  
 $\kappa$  (mittlere) Leitfähigkeit des/der Körpergewebe(s)

Im Prinzip bleibt Gleichung 2.1 auch für naturnähere und anatomisch korrekte Körpermodelle gültig. Jedoch werden die Variablen  $k$  und  $\kappa$  dann zu parametrischen Funktionen.

### 2.1.1.1 Statische elektrische Felder

Als unmittelbares Ergebnis der Gleichung 2.1 für statische Felder ( $f = 0$ ) folgt somit, dass die elektrische Feldstärke im Gewebe  $E_i$  unabhängig von der elektrischen Feldstärke des externen statischen elektrischen Feldes (fast) null ist. Das externe statische elektrische Feld bricht an der Oberfläche des menschlichen Körpers vollständig zusammen, das Körperinnere ist vor jeder Wirkung des externen statischen elektrischen Feldes abgeschirmt. Daher kann im menschlichen Körper keine unmittelbare physiologische Wirkung erfolgen.

Externe statische E-Felder mit mehr als  $E_0 \approx 30$  kV/m können an der menschlichen Körperoberfläche, d.h. an Fingern, Nase, Ohren, Haaren, Koronaentladungen verursachen [40, 62]. Diese Koronaentladungen hängen von der Höhe der externen elektrischen Feldstärke, Körperhaltung, Größe und Form des Körpers sowie Klimafaktoren wie z.B. der relativen Luftfeuchtigkeit ab. Solche Entladungen können störend, überraschend oder sogar schmerzhaft sein.

Signifikante externe statische elektrische Felder können nur auftreten, wenn eine hohe Gleichspannung vorhanden ist (Hochspannungs-Gleichstromleitungen einschließlich von Freiluftschalt- und Wechselrichteranlagen), oder sie können durch Reibungselektrizität beispielsweise bei der Kunststoffherstellung oder in anderen Industrieprozessen erzeugt werden, bei denen hoch isolierende Feststoffe oder Flüssigkeiten verwendet werden und eine Ladungstrennung erfolgen kann.

### 2.1.1.2 Niederfrequente elektrische Felder

Externe niederfrequente (NF) elektrische Felder können im Gewebe interne elektrische Felder erzeugen. Unter Nutzung von Gleichung 2.1 kann die Beziehung zwischen der externen und internen elektrischen Feldstärke wie folgt geschrieben werden:

$$E_i = \frac{k \cdot \varepsilon_0 \cdot 2\pi \cdot f}{\kappa} \cdot E_0 \quad (2.2)$$

Da im Niederfrequenzbereich ( $k \cdot \varepsilon_0 \cdot 2\pi \cdot f$ ) im Vergleich zu  $\kappa$  sehr klein ist, ergibt sich weiterhin eine abschirmende Wirkung von der Aussenseite auf das Innere des menschlichen Körpers. Es handelt sich jedoch im Gegensatz zu statischen elektrischen Feldern nicht mehr um eine (nahezu) vollständige Abschirmung.

Daher gibt es grundsätzlich die Möglichkeit für schädigende Wirkungen im menschlichen Körper. Jedoch sind die in technischen Prozessen oder in der Nähe von Stromleitungen vorhandenen externen elektrischen Felder im allgemeinen nicht hoch genug, um solche gesundheitsschädlichen Wirkungen zu verursachen.

Insbesondere bei Feldern mit energietechnischen Frequenzen mit einer externen elektrischen Feldstärke von einigen (kV/m) bewegt sich die elektrische Feldstärke im Gewebe nur im Bereich von einigen (mV/m). Bei sehr hohen elektrischen Feldstärken, die derzeit in technischen Prozessen eingesetzt werden (Mittelwert  $\approx 180$  kV/m bei experimentellen Hochspannungstransportleitungen mit Spannungen  $>1500$  kV [45]) und begrenzt durch die elektrische Durchschlagfestigkeit der Luft ( $\approx 3000$  kV/m bei homogenen Feldern [40, 45]) ist es nicht möglich, im menschlichen Körpergewebe elektrische Felder zu erzeugen, die physiologisch schädliche Wirkungen wie Elektrophosphene ( $E_0 > 200$  kV/m bei 50 Hz) oder periphere Nervenstimulation ( $E_0 > 4000$  kV/m bei 50 Hz) auslösen können.

Sehr starke elektrische Felder mit Spitzenwerten von mehr als 30 kV/m können an der menschlichen Körperoberfläche ebenfalls Koronaentladungen verursachen.

Jedoch sind diese gewebeinternen elektrischen Feldstärken in der Lage die ordnungsgemäße Funktion von aktiven medizinischen Implantaten wie z.B. Herzschrittmachern oder Defibrillatoren zu stören, siehe auch Abschnitt 5.6.

### 2.1.2 Magnetische Felder

Magnetfelder können nur dann eine physikalische Kraftwirkung auf elektrische Ladungen ausüben, wenn sich diese Ladungen bewegen. Es gibt drei physikalische Wirkungen von Magnetfeldern auf biologische Gewebe:

- elektrodynamische Kräfte und magnetische Induktion,
- magnetomechanische Wirkungen,
- Elektronenspin-Wechselwirkung.

Die Hauptwirkung eines Magnetfeldes, die Lorentzkraft  $\vec{F}$  auf eine Punktladung  $q$ , die sich mit der Geschwindigkeit  $\vec{v}$  bewegt, läßt sich durch die nachfolgende Formel beschreiben :

$$\vec{F} = q \left( \vec{v} \times \vec{B} \right) \quad (2.3)$$

Durch diese Kräfte entwickeln sich in biologischem Gewebe Ladungsverschiebungen. Sie erzeugen elektrische Spannungsunterschiede und somit elektrische Feldstärken im Gewebe des menschlichen Körpers. Den Zusammenhang zwischen der elektrischen Feldstärke und der magnetischen Flussdichte beschreibt das Faraday'sche Induktionsgesetz [29].

$$\oint \vec{E} \cdot d\vec{l} = -\frac{d}{dt} \int \vec{B} \cdot d\vec{A} \quad (2.4)$$

Die linke Seite der Gleichung 2.4 ist das Wegintegral über eine geschlossene Kurve, und die rechte Seite ist die zeitliche Ableitung des Flächenintegrals der Normalkomponente der magnetischen Induktion. Die Gleichung berechnet nur das mittlere elektrische Feld in der gesamten Schleife, stellt aber häufig die einzige verfügbare Größe dar, wenn das eigentliche lokale Feld in einem komplexen System mit numerischen Methoden abgeschätzt werden muss, was sehr detaillierte Kenntnisse über die Felder an der Systemgrenze und dessen Materialeigenschaften erfordert. Wenn wir annehmen, dass die Gesamtleitfähigkeit des Materials relativ homogen ist, können wir daraus mithilfe des Ohm'schen Gesetzes auch den durchschnittlichen Induktionsstrom ableiten.

Die Gleichung ergibt ein mittleres elektrisches Feld, wenn das Integral sich über die Zeit verändert. Wenn wir eine Schleife mit festen Abmessungen betrachten, kann dies auf mehreren unterschiedlichen Wegen geschehen:

- das Magnetfeld selbst verändert sich über die Zeit. Das ist die typische Situation in vielen Feldstudien, in denen ein räumlich homogenes Feld moduliert wird, z.B. mit einer Sinuswelle;
- durch Bewegung in einem Feld mit räumlichen Veränderungen. Dies ist beispielsweise relevant, wenn eine Person in oder aus einem Kernspintomographen (MRI) bewegt wird, der an der Öffnung der Röhre sehr starke räumliche Gradienten aufweist;

und

- die relative Orientierung zwischen der Schleife und dem Feldvektor verändert wird. Dies geschieht, wenn wir die Schleife in einem statischen Feld rotieren.

Die Feldgradienten sind daher entscheidend und können den Induktionseffekt verstärken.

Es macht keinen Unterschied, ob eine Person in einem sich über die Zeit verändernden Feld ortsfest ist oder ob eine Person sich in einem konstanten Magnetfeld bewegt. In beiden Fällen ist die Wirkung die gleiche: Es erfolgt die Induktion eines elektrischen Feldes im Körpergewebe.

### 2.1.2.1 Statische Magnetfelder

Aktuelle Daten weisen darauf hin, dass mögliche pathologische Wirkungen von statischen Magnetfeldern, wie z.B. durch den Blutfluss induzierte Spannungen im Herzbereich, die die autonome Herzaktion stören könnten und erhöhte Strömungswiderstände im Blutfluss durch magneto-hydrodynamische Wirkungen, nur bei magnetischen Flussdichten von über 10 T auftreten [53, 54, 55, 70, 98, 112, 107].

Man muss jedoch festhalten, dass die tatsächliche Datenbasis für Flussdichten über 8 T sehr klein ist. Vorliegende Studien mit Flussdichten über 8 T sind häufig nicht repliziert.

Detaillierte Informationen über die unmittelbaren Wirkungen von statischen Magnetfeldern insbesondere beim Einsatz von Kernspintomographie (MRI) oder Magnetresonanzspektroskopie (MRS) sind in [53, 54, 55, 98, 112] zu finden. Aber alle Ergebnisse müssen sorgfältig überprüft werden um festzustellen, ob diese tatsächlich auf die unmittelbare physiologische Wirkung von statischen Magnetfeldern zurückzuführen sind, denn sie sind manchmal mit den Wirkungen von zeitveränderlichen Magnetfeldern oder Bewegungen in statischen Magnetfeldern vermischt.

Veränderungen in einem statischen Magnetfeld, d.h. zeitliche Veränderungen oder Bewegung, induzieren elektrische Felder im Körpergewebe. Das induzierte Feld kann über diverse Mechanismen mit dem menschlichen Körper interagieren. Die wichtigsten Mechanismen sind Reizungen von Sinnes- oder Nervenzellen – siehe Abschnitt 3. Das Auftreten dieser Wirkungen hängt vom zeitlichen Gradienten des Feldes oder dem räumlichen Gradienten des Feldes und der Bewegungsgeschwindigkeit der Person ab.

Bewegung in einem statischen Magnetfeld — siehe Abschnitt 5.5 — führt zu einem niederfrequenten elektrischen Feld im Gewebe.

Die stärksten statischen Magnetfelder werden derzeit bei der Kernspintomographie (MRI) mit magnetischen Flussdichten von bis zu 14 T bzw. bei der Magnetresonanzspektroskopie (MRS) mit magnetischen Flussdichten von bis zu 25 T eingesetzt.

Andere Quellen starker statischer Magnetfelder sind thermonukleare Reaktoren, magneto-hydrodynamische Systeme, Teilchenbeschleuniger und supraleitende Generatoren. Bei Wirtschaftszweigen, in denen eine Exposition gegenüber starken Magnetfeldern auftreten kann, handelt es sich um Branchen mit Elektrolyseverfahren wie in der Chlor- oder Aluminiumproduktion sowie der Herstellung von Permanentmagneten oder magnetischen Stoffen. Die typischen Expositionen in diesen Branchen liegen bei wenigen mT pro Arbeitstag mit Spitzenexpositionen bis zu einigen 10 mT.

### 2.1.2.2 Niederfrequente Magnetfelder

Die physiologische Hauptwirkung von niederfrequenten (NF) Magnetfeldern ist die Induktion elektrischer Felder im menschlichen Körper und die Stimulation von erregbarem Körpergewebe wie den Sinnesorganen, Nerven und Muskeln.

Da die verschiedenen erregbaren Körpergewebe unterschiedliche maximale Empfindlichkeiten in Bezug auf die Frequenz aufweisen, ändern sich auch die Haupt-Wechselwirkungspunkte mit der Frequenz. Tabelle 2.1 zeigt die Haupt-Wechselwirkungspunkte und den Frequenzbereich der maximalen Empfindlichkeit für einige physiologische Wirkungen.

Extrem niederfrequente sensorische Wirkungen, die durch Bewegungen in einem starken statischen Magnetfeld ausgelöst werden, sind bei Flussdichten über 2 – 3 T zu beobachten [25, 35, 55]. Die maximale Empfindlichkeit wird bei Frequenzen von etwa 0,1 Hz erwartet. Manchmal halten diese Wirkungen länger an als die eigentliche Feldexposition und können sich nachteilig auf die Arbeitsleistung und -qualität auswirken.

Pathologische Wirkungen von Blutfluss-induzierten elektrischen Feldern im Gewebe, die eine Erregung von Nerven und Muskeln in unmittelbarer Nähe dieser Blutgefäße auslösen oder die autonome Herzaktion stören können, werden bei Flussdichten über 8 – 10 T erwartet [99].

Maximale Empfindlichkeit	Physiologische Wirkung	Ort der Wechselwirkung
$\ll 1$ Hz	Metallischer Geschmack	Verschiedene Rezeptoren der Zunge (Veränderungen von Ionengradienten)
$< 0.1 \dots 2$ Hz	Schwindel, Übelkeit Durch den Blutfluss induzierte elektrische Felder im Gewebe	Innenohr (Gleichgewichtsorgan) Reizung von Nerven und Muskeln (Beeinflussung der Herzaktion)
$\approx 20$ Hz	Magnetophosphene	Netzhaut (Retina)
$\approx 50$ Hz	Taktile und schmerzhaft empfindungen Verlust der Muskelkontrolle Störung der autonomen Herzaktion	Periphere Nerven Periphere Nerven, Muskeln Herz

Tabelle 2.1: Frequenzbereich der maximalen Empfindlichkeit und Haupt-Wechselwirkungspunkte für einige physiologische Wirkungen

Die Exposition bei typischen industriellen Verfahren, wie z.B. Elektrolyse, Galvanisierung oder Schweißen, liegt jedoch deutlich unterhalb dieser Schwellenwerte.

Magnetophosphene führen zu magnetisch ausgelösten Lichterscheinungen im Blickfeld. Sie weisen eine sehr scharfe Spitze des maximalen Auftretens (maximale Empfindlichkeit) bei  $\approx 20$  Hz auf. Bei niedrigeren Frequenzen verringert sich die Empfindlichkeit etwa proportional zu  $f$ , bei höheren Frequenzen ist die Empfindlichkeitsabnahme fast proportional zu  $f^3$ .

Die maximale Empfindlichkeit für die Nerven- und Muskelstimulation liegt bei einer Frequenz von 50 Hz. Jedoch ist der Verlauf der Empfindlichkeitskurve im Frequenzbereich von 10 Hz bis zu einigen 100 Hz sehr flach.

Nur bei Frequenzen oberhalb von 3 - 5 kHz verringert sich die Empfindlichkeit etwa proportional zu  $f$ .

Generell liegen die Schwellen für die direkte Muskelstimulation wesentlich höher als für Nervenstrukturen. Die Exposition an den meisten industriellen Arbeitsplätzen liegt weit unter beiden Schwellenwerten.

Alle diese physiologischen Wirkungen weisen eine klar definierte Schwelle auf. Alle Reize unter dem Schwellenwert lösen keine gesundheitlich nachteiligen Wirkung aus, selbst wenn sie über lange Zeit anliegen [49] — siehe auch Abschnitt 3.

Eine umfassende Zusammenstellung der direkten physiologischen Wirkungen von niederfrequenten Magnetfeldern ist in [50, 53, 54, 56, 62, 63, 67, 69, 81, 88, 89, 90, 108] zu finden.

Niederfrequente Magnetfelder sind überall an Arbeitsplätzen zu finden, an denen elektrische Energie verwendet wird. Magnetfelder werden beispielsweise durch Hochspannungsleitungen, Erdkabel, Verteilerleitungen, Transformatoren, elektrische Bahnsysteme, Haushaltsgeräte, Widerstands- und Induktionsheizungen, elektrische Handwerkzeuge sowie Lichtbogen-, Punkt- und Widerstandsschweißgeräte erzeugt.

Bei der Exposition gegenüber niederfrequenten Magnetfeldern am Arbeitsplatz bewegt sich die magnetische Flussdichte im Bereich zwischen einigen Nano- oder Mikrottesla, wie beispielsweise in Bürogebäuden, und mehreren zehn oder 100 mT, wie beispielsweise an industriellen Arbeitsplätzen.

Der Frequenzbereich reicht von Bruchteilen von 1 Hz, wie beispielsweise bei Bewegung in statischen Magnetfeldern, bis zu einigen 10 oder 100 kHz, wie beispielsweise bei der induktiven Erwärmung.

### 2.1.3 Hochfrequente elektromagnetische Felder

Die unmittelbare Wirkung von hochfrequenten (HF) elektromagnetischen Feldern besteht im Eindringen von hochfrequenten elektromagnetischen Feldern in den Körper und der Energieabsorption im Gewebe. Die Energieabsorption verursacht eine Erhöhung der Gewebetemperatur, die zu einer Erhöhung der Körpertemperatur führen kann.

Um gesundheitsschädliche Wirkungen zu verhindern, muss die Erhöhung der Gewebe- und Körpertemperatur begrenzt werden. Ein häufig verwendeter Wert besteht darin, die durch ein elektromagnetisches Feld verursachte Temperaturerhöhung im Gewebe auf einen Wert von maximal 1 °C zu begrenzen [50, 106].

Die Eindringtiefe im biologischen Gewebe hängt von der Frequenz des elektromagnetischen Feldes und den elektrischen Eigenschaften des Körpergewebes ab. Je höher die Frequenz des elektromagnetischen Feldes und die elektrische Dielektrizitätskonstante des Gewebes, desto geringer ist die Eindringtiefe.

Bei einer Dauerstrich-Exposition gegenüber Frequenzen von mehr als 10 GHz ist die Eindringtiefe sehr gering und die gesamte Energie wird von den oberen Hautschichten absorbiert.

## 2.2 Mittelbare Wirkungen von elektrischen und magnetischen Feldern

### 2.2.1 Elektrische Felder

Statische elektrische Felder können Staubteilchen in Richtung des Beschäftigten beschleunigen und daher die Staubablagerung auf dem Beschäftigten verstärken. Dies kann bei empfindlichem Personal zu allergischen und entzündlichen Reaktionen führen.

Bei statischen oder zeitveränderlichen elektrischen Feldern kann auch eine Bewegung oder Vibration der Körperhaare auftreten und eine mögliche Belästigung verursachen. Die Wahrnehmungsschwelle der Haarvibration weist jedoch große individuelle Schwankungen auf [10, 108].

Berührungsströme treten auf, wenn ein Beschäftigter ein geladenes oder geerdetes Objekt berührt und der Beschäftigte selbst durch Exposition gegenüber einem elektrischen Feld oder aufgrund von Reibungselektrizität geladen ist. Der resultierende physiologische Effekt hängt weitgehend von der Größe des Kontaktfläche, z.B. berührender oder greifender Kontakt, und von Entladungsenergie und übertragenen Ladung sowie der Amplitude und Frequenz des Dauer-Berührungsstroms ab. Diese Wirkungen können belästigend oder schmerzhaft sein oder sogar lebensbedrohliche Folgen haben [18, 57, 58, 59].

Generell kann man zwischen zwei verschiedenen Phasen eines Berührungsstrom-Ereignisses unterscheiden:

- eine Funkenentladung, d.h. einen anfänglichen Entladungsstromimpuls,
- einem Dauer-Berührungsstrom.

Je nach Expositionsszenario können nur eine oder beide Phasen des Berührungsstrom-Ereignisses auftreten. Normalerweise liegt ein anfänglicher Entladungsstrom mit einer Zeitdauer von weniger als einer Millisekunde nur in Expositionssituationen vor, in denen entweder ein statisches oder zeitveränderliches elektrisches Feld vorliegt.

Generell ist ein Dauer-Berührungsstrom in Verbindung mit zeitveränderlichen elektrischen oder magnetischen Feldern zu sehen, kann aber auch in Verbindung mit laufenden triboelektrischen Prozessen auftreten. Die Frequenz des Dauer-Berührungsstroms hängt von der Frequenz des ursächlichen zeitveränderlichen elektrischen Feldes ab, bei triboelektrischen Prozessen kann es sich auch um Gleichstrom handeln.

Daher ist es notwendig, beide Phasen des Berührungsstrom-Ereignisses zu begrenzen.

Die Schwellen der Wahrnehmung und des Schmerzempfindens sind bei 'greifendem Kontakt' im Vergleich zu 'berührendem Kontakt' niedriger. Bei einer Frequenz von 50 Hz liegen die Wahrnehmungsschwellen für diese Berührungsströme im Bereich von 1 ... 3,5 mA (Effektivwert). Für Frequenzen im 100 kHz-Bereich bzw. MHz-Bereich erhöhen sich die Schwellen auf bis zu 40 ... 50mA (Effektivwert) [3, 10, 13, 104, 21, 38, 57, 58, 59, 106, 108].

Wenn in einem bestimmten Arbeitsumfeld, wie beispielsweise in Hochspannungs-Freiluftschaltanlagen, Funkenentladungen oder Berührungsströme nicht durch technische Maßnahmen vermieden werden können, sollten die Beschäftigten so geschult werden, dass sie immer einen greifenden Kontakt herstellen oder sie sollten angewiesen werden, spezielle Arbeitstechniken wie z.B. Potentialausgleich, oder Arbeitsmittel wie z.B. isolierende oder leitfähige Handschuhe, zu verwenden.

### 2.2.2 Magnetische Felder

Mittelbare Wirkungen von statischen oder zeitveränderlichen Magnetfeldern sind Beschleunigungs-, Translations- bzw. Rotationskräfte an ferromagnetischen oder leitfähigen Gegenständen, die Störungen von aktiven implantierbaren medizinischen Geräten (AIMD) und die Erwärmung leitfähiger Gegenstände.

Eine quantitative Lösung für die Beschleunigungs- und Rotationskräfte an einem ferromagnetischen Gegenstand, der in ein statisches Magnetfeld gelegt wird, ist in Kapitel 5.7 angegeben.

Für das charakteristische Magnetfeld (räumlicher Magnetgradient) eines nicht abgeschirmten Magneten ist eine minimale magnetische Flussdichte von  $B_z \approx 60$  mT erforderlich, um die Anfangsreibungskraft zu überwinden, die dann eine Beschleunigung einer Kugel im Magnetfeld ermöglicht, wodurch eine so genannte *Projektilwirkung* entstehen kann. Dieses Ergebnis zeigt eine gute Übereinstimmung mit dem in [104] genannten Wert.

Generell weisen abgeschirmte supraleitende Magnete an der Öffnung höhere räumliche Gradienten auf. Dies führt zu einer geringeren minimalen magnetischen Flussdichte, die eine so genannte *Projektilwirkung* verursachen könnten. Aktuelle Daten für abgeschirmte Systeme ergeben, dass eine minimale magnetische Flussdichte an der zentralen Achse eines zylindrischen supraleitenden Magneten im Bereich zwischen 30 ... 40 mT erforderlich ist, damit eine Projektilwirkung eintritt.

Bei asphärischen Gegenständen kann es nicht nur eine Translationskraft sondern auch ein Drehmoment geben. Nadelförmige Rotationsellipsoide versuchen ihre Längsachse parallel zur Richtung des Feldes auszurichten. Die Größenordnung des Drehmoments ist proportional zum Quadrat der statischen magnetischen Flussdichte  $B_z^2$ , so dass das maximale Drehmoment in der Mitte des Magneten zu erwarten ist und größer als die maximale Translationskraft sein kann. In Bereichen mit hohen statischen Magnetfeldern wie beispielsweise MRI-, MRS-, Elektrolyse- und Galvanisierungsanlagen, Teilchenbeschleunigern sowie supraleitenden Generatoren arbeitendes Personal sollte darüber informiert werden, dass solche Drehmomente auftreten können, und entsprechend geschult werden, um jede Störung im richtigen Umgang mit Werkzeugen und Material zu vermeiden.

Beeinflussungen von aktiven implantierbaren medizinischen Geräten (AIMD) durch statische und zeitveränderliche Magnetfelder werden in Abschnitt 5.6 behandelt.

Starke zeitveränderliche Magnetfelder können außerdem leitfähige Gegenstände wie beispielsweise passive medizinische Implantate und Werkzeuge erwärmen. Eine detaillierte Risikoabschätzung muss für Beschäftigte mit passiven medizinischen Implantaten vorgenommen werden, bei denen es eine Exposition gegenüber hohen zeitveränderlichen Magnetfeldern gibt oder die in solchen Feldern leitfähige Gegenstände handhaben.

## 2.3 Körpermodelle

Unmittelbar messbare externe Größen wie beispielsweise elektrische Feldstärken, magnetische Flussdichten oder Kontaktströme werden zu den expositionsbegrenzenden körpereigenen Größen wie beispielsweise dem Spitzenwert der elektrischen Feldstärke im Gewebe in Beziehung gesetzt,



indem man analytische und numerische Körpermodelle mit unterschiedlicher Auflösung und Komplexität einsetzt. Alle Berechnungen in diesem Bericht erfolgten mithilfe von einfachen Ellipsoidmodellen [62, 74] – die vorrangig zu Validierungszwecken verwendet wurden –, detaillierten anatomischen Modellen auf der Grundlage des Datensatzes des Visible-Human-Projekts [80] und mit CAD-Modellen der Virtuellen Familie [22] mit Voxelgrößen im Bereich zwischen 1 und 5 mm<sup>3</sup>. Für Berechnungen im Inneren des Auges und des Innenohres wurden eigens angefertigte hochauflösende Modelle mit räumlichen Auflösungen von bis zu 0,1 mm<sup>3</sup> eingesetzt.

### 3 Neurophysiologie

#### 3.1 Mechanismen und Fakten zur Auslösung von Aktionspotentialen

Die wichtigste physiologische Wirkung elektrischer Felder im Körpergewebe, die von externen niederfrequenten elektrischen oder magnetischen Feldern hervorgerufen werden kann, ist die elektrische Stimulation von erregbaren Strukturen im Körper, wie Sinnesorganen, Nerven und Muskeln.

Es ist daher äußerst wichtig, die grundlegenden neurophysiologischen Prozesse zu verstehen, die zur Erzeugung von Aktionspotentialen, deren Schwellen, zeitlichem Verhalten und weiteren wichtigen Parametern führen, um die Exposition gegenüber niederfrequenten elektrischen und magnetischen Feldern richtig zu begrenzen und somit Sicherheit und Gesundheitsschutz der Beschäftigten während der Exposition gegenüber diesen physikalischen Faktoren sicherzustellen.

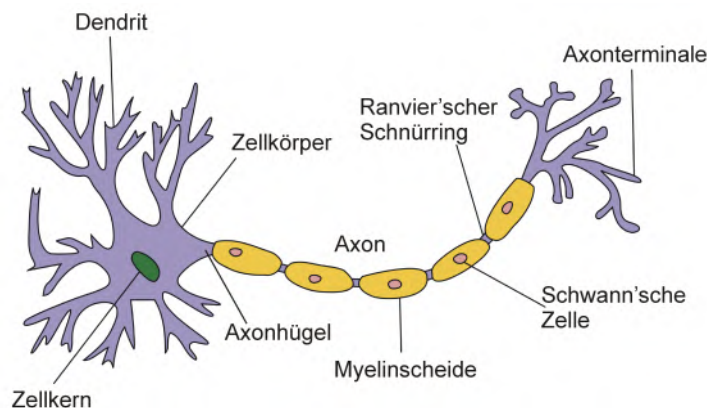


Abbildung 3.1: Schematischer Aufbau eines ZNS- oder Motoneurons (Teilweise aus [111])

Abb. 3.1 zeigt die vereinfachte Struktur eines typischen Neurons. Grundkomponenten eines Neurons sind ein oder mehrere Dendriten, ein einziger Zellkörper (Soma) mit dem Zellkern, ein einziges Axon und ein oder mehrere Axonterminale. Die Information wird in Form eines elektrischen Signals, d.h. des Aktionspotentials, zwischen den Dendriten-Eingängen und den Axonterminal-Ausgängen weitergeleitet. Die Ankopplung an andere neuronale Strukturen erfolgt normalerweise in Form von Neurotransmittern, d.h. chemischen Stoffen, die an den Axonterminalen freigesetzt werden und von Rezeptoren an den dendritischen Dornfortsätzen (Spines) empfangen werden.

Der Axonhügel ist der anatomische Teil eines Neurons, das den Zellkörper, also das Soma, mit dem Axon verbindet. Er wird als der Ort beschrieben, an dem die Summierung der hemmenden und anregenden postsynaptischen Potentiale aus zahlreichen synaptischen Eingängen an den Dendriten oder am Zellkörper erfolgt. Der Axonhügel weist auch eine hohe Konzentration von spannungsgesteuerten Ionenkanälen auf, die auch an der Oberfläche des Soma und an den Ranvier'schen Schnürringen, nicht aber an den dendritischen Dornfortsätzen zu finden sind. Das Axon ist längsseitig weitgehend durch eine Myelinscheide, also Schwann'sche Zellen im peripheren Nervensystem bzw. Oligodendrozyten im zentralen Nervensystem, geschützt, die sich um das Axonsegment herumwickeln und eine dicke Fettschicht bilden, die einen Eintritt oder Austritt von Ionen in das oder aus dem Axon verhindert. Der internodale Abstand  $d$  zwischen zwei Ranvier'schen Schnürringen liegt zwischen  $0,2 \dots 2$  mm und steht über die folgende empirische Gleichung im Verhältnis zum Faserdurchmesser  $D$ :

$$d \approx 100 \cdot D \quad (3.1)$$

Die nicht isolierte Lücke  $G$  an einem Ranvier'schen Schnürring hat normalerweise eine Breite von nur wenigen Mikrometern ( $G \approx 1 \dots 2 \mu\text{m}$ ) [99]. Die Myelinisierung erhöht einerseits die

Energieeffizienz der Ausbreitung, weil die Ionenströme auf die Ranvier'schen Schnürringe — siehe Abb. 3.1 — beschränkt bleiben und die Leitungsgeschwindigkeit  $v_a$  eines Aktionspotentials durch sogenannte *saltatorische Reizleitung* — siehe Tabelle 3.2.

Tabelle 3.1 enthält einige grobe Schätzungen der elektrischen Eigenschaften der Zellmembran einer Nervenfasern an einer Schnürring-Lücke sowie der Zellmembran inklusive der Myelinscheide zwischen zwei Ranvier'schen Schnürringen [83].

	Spezifischer Isolationswiderstand [k $\Omega$ · cm <sup>2</sup> ]	Spezifische Kapazität [ $\mu$ F/cm <sup>2</sup> ]
Zellmembran	1	1
Myelinscheide	100	0,01

Tabelle 3.1: Elektrische Eigenschaften von Zellmembran und Myelinscheide

Eine Klassifizierung von peripheren Nervenfasern nach Erlanger und Gasser [28] wird in Tabelle 3.2 zusammen mit einigen grundlegenden Fasereigenschaften vorgenommen. Die autonomen, motorischen und sensorischen Nervensysteme arbeiten mit unterschiedlichen Arten von peripheren Nervenfasern.

Faserklasse	Durchmesser $D$ [ $\mu$ m]	Leitungsgeschwindigkeit $v_a$ [m/s]	Myelinscheide
A $\alpha$	10 - 20	60 - 120	sehr dick
A $\beta$	7 - 15	40 - 90	dick
A $\gamma$	4 - 8	15 - 30	normal
A $\delta$	3 - 5	5 - 25	dünn
B	1 - 3	3 - 15	teilweise
C	0.3 - 1	0.5 - 2	keine

Tabelle 3.2: Klassifizierung und Eigenschaften von peripheren Nervenfasern

Fasern der Klassen B und C sind in den autonomen Nervensystemen zu finden.

Fasern der Klasse C können auch im sensorischen Nervensystem anzutreffen sein, wo sie die Nozirezeptoren für langsamen Schmerz und die Wärmerezeptoren innervieren. Fasern der Klasse A $\delta$  werden mit Berührungs- und Druckrezeptoren (freie Nervenenden) sowie Thermorezeptoren für Kälte und Nozirezeptoren für langsamen Schmerz in Verbindung gebracht. Fasern der Klassen A $\alpha$  und A $\beta$  des sensorischen Nervensystems bilden die primären und sekundären Verbindungen von Propriozeptoren, also der Muskelspindeln, zum zentralen Nervensystem (ZNS). Fasern der Klasse A $\beta$  innervieren auch alle Mechanorezeptoren der Haut.

Die unteren Motoneuronen des motorischen Nervensystems bestehen aus A $\alpha$ - und A $\gamma$ -Fasern, die jeweils die extrafusalen bzw. intrafusalen Muskelfasern innervieren.

Die Verteilung von peripheren Nervenfasern im menschlichen Körper umfasst Faserdurchmesser im Bereich von 0,3 ... 17  $\mu$ m mit relativen Maxima der Faserzahl bei Durchmessern von 0,6  $\mu$ m bei unmyelinisierten Fasern bzw. 2,3  $\mu$ m, 6,3  $\mu$ m, 8,6  $\mu$ m sowie 12,8  $\mu$ m bei myelinisierten Fasern [15, 79, 89, 93]. Die Verteilung der Durchmesser von myelinisierten Fasern im zentralen Nervensystem zeigt signifikant andere Zahlen. Im menschlichen Pyramidaltrakt befinden sich mehr als 89 % der Nervenfasern im Durchmesserbereich zwischen 1 ... 4  $\mu$ m, etwa 9 % im Durchmesserbereich zwischen 5 ... 10  $\mu$ m und weniger als 2 % im Durchmesserbereich zwischen 11 ... 20  $\mu$ m [73, 89].

Eine weitere wichtige Komponente des Neurons ist dessen Zellmembran.

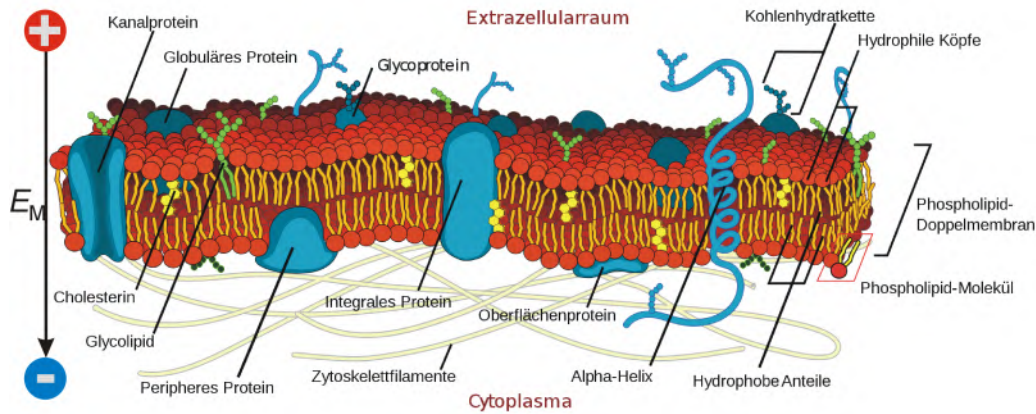


Abbildung 3.2: Schematischer Aufbau einer Zellmembran  
(Adaptiert aus [110])

Abbildung 3.2 zeigt den schematischen Aufbau einer Zellmembran und ihrer Grundbestandteile. Ein zentraler Bestandteil ist die Phospholipid-Doppelschicht, die eine unkontrollierte Diffusion und damit einen Zutritt in die oder Austritt von Molekülen und Ionen aus der Zelle verhindert. Kanalproteine bilden kontrollierte Zugänge für in die Zelle eindringende oder diese verlassende Stoffe. Bei Neuronen sind zwei Ionen-Pfade durch die Membran von besonderem Interesse:

- aktive Ionenpumpen bauen einen Ionenkonzentrationsgradienten zwischen dem Inneren des Neurons, dem Cytoplasma, und der Außenseite des Neurons, dem Extrazellulärraum, auf und erhalten diesen aufrecht
- spannungsgesteuerte Ionenkanäle nutzen diesen Konzentrationsunterschied, um Ionen entlang ihrer Konzentrationsgradienten selektiv zu transportieren.

Unmittelbar mit diesen Ionenkonzentrationsunterschieden zwischen dem Cytoplasma und dem Extrazellulärraum, also der Innenseite (als ‚i‘ indexiert) und der Außenseite (als ‚e‘ indexiert) des Neurons, verbunden ist das Vorhandensein einer Potentialdifferenz  $U_M = \Phi_i - \Phi_e$  oder eines elektrischen Feldes  $E_M$  über der Zellmembran. Jeder Ionentransport – und damit jeder Ladungstransport – durch die Membran mithilfe von Pumpen oder Kanälen verändert die Differenz der elektrischen Potentiale und des elektrischen Feldes zwischen beiden Membranseiten.

Die Konzentration von Kaliumionen ( $K^+$ ) im Neuron liegt etwa 20 mal höher als deren äußere Konzentration, während die Konzentration der Natriumionen ( $Na^+$ ) auf der Außenseite etwa um das Neunfache höher ist als im Inneren des Neurons. Ebenso findet man zwischen beiden Seiten der Zellmembran eines Neurons auch bei Calcium ( $Ca^{++}$ ), Chlorid ( $Cl^-$ ) und Magnesium ( $Mg^{++}$ ) Ionengradienten [47].

Die Gleichgewichtsspannung über der Membran – das Ruhepotential  $U_r$  –, bei der der Nettofluss aller Ionen durch die Membran null beträgt, kann mithilfe der Goldman-Gleichung [37] berechnet werden und ergibt eine typische elektrische Potentialdifferenz von  $U_r \approx -70 \dots 80$  mV über der Membran. Membranpotentiale werden immer relativ zur Außenseite der Zelle gemessen. Dieses Membranpotential ruft seinerseits ein starkes gerichtetes elektrisches Feld  $E_M$  über der Membran hervor.

Abbildung 3.3 zeigt die unterschiedlichen Phasen eines idealisierten Aktionspotentials, das an einem ausgewählten Punkt auf der Zellmembran eines Axons passiert. Sobald das Transmembranpotential durch einen Reiz auf stärker positive Werte steigt, beginnen sich die spannungsgesteuerten Natrium- und Kaliumkanäle zu öffnen und führen zu einer Erhöhung des nach innen verlaufenden Natriumionenstroms, was eine weitere Depolarisation auslöst, sowie des nach außen

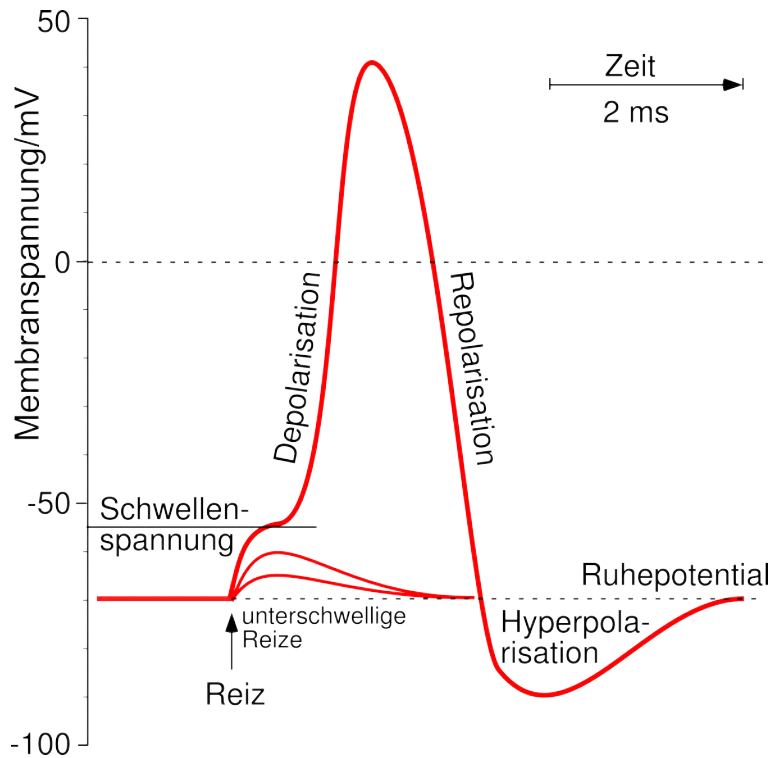


Abbildung 3.3: Phasen eines idealisierten Aktionspotentials (Teilweise aus [109])

verlaufenden Kaliumionenstroms, der für die Repolarisation/Hyperpolarisation verantwortlich ist. Wenn die Veränderung des Membranpotentials nur gering ist und die Schwellenwert nicht überschreitet, gleicht der höhere Kaliumionenstrom den geringeren Natriumionenstrom aus und führt damit das elektrische Potential über der Membran zum Ruhepotential zurück. Diese so genannten *unterschwelliger Reize* eines Aktionspotentials beschreiben einen Teil des grundlegenden 'Alles-oder-nichts-Prinzips', das ein zentrales Element im Verhalten erregbarer Strukturen darstellt. Mit anderen Worten: Aktionspotentiale ereignen sich entweder ganz, oder sie finden gar nicht statt. Das bedeutet, dass größere Reize keine höheren Aktionspotentiale auslösen als geringere Reize. Stattdessen wird die Frequenz der Aktionspotentiale genutzt, um die Intensität eines Reizes zu kodieren.

Wenn die Veränderung des Membranpotentials jedoch groß genug ist, um eine typische Schwellenspannung von etwa 15 ... 25 mV über der Ruhespannung zu überschreiten, öffnet die positive Rückkopplung der bereits geöffneten Natriumkanäle noch weitere Natriumkanäle und mündet in schneller Abfolge in einen Extremzustand, in dem die elektrische Potentialdifferenz an der Membran fast das Niveau des Natrium-Gleichgewichtspotentials  $U_{Na} \approx +55$  mV erreicht. Weil zu diesem Zeitpunkt auch einige der langsamer reagierenden Kaliumkanäle offen sind, ist die Membran-Potentialspitze geringer als das Natrium-Gleichgewichtspotential und erreicht typische Werte von etwa +40 mV. Diese ansteigende Phase des Aktionspotentials hat eine typische Zeitdauer von 1 ms.

Die positive Rückkopplung der Depolarisationsphase verlangsamt sich, kommt zum Stillstand und wird letztendlich durch ein spezielles Verhalten der Natriumkanäle in eine negative Rückkopplung umgewandelt. Jeder Natriumkanal hat einen eingebauten Porenblock, der einen offenen Kanal nach einer gewissen Zeit automatisch verschließt. Die Wahrscheinlichkeit, dass ein Natriumkanal offen bleibt, verringert sich mit höheren Potentialen über der Membran. Diese Blockierung der Natriumkanäle erfolgt wesentlich langsamer als der Übergang vom geschlossenen zum offenen Zustand, und es ist eine gewisse zusätzliche Zeit erforderlich, damit der Kanal wieder in seinen norma-

len geschlossenen Zustand zurückkehrt. Die Inaktivierung der Natriumkanäle verringert die Membrandurchlässigkeit für Natrium und führt daher zu einer Verminderung des Membranpotentials. Gleichzeitig öffnen sich die langsamer reagierenden Kaliumkanäle, denen eine automatische Inaktivierung fehlt, vollständig und lösen eine rasche Absenkung des Membranpotentials aus, wodurch die Membran repolarisiert und die fallende Phase des Aktionspotentials eingeleitet wird.

Weil die Kaliumkanäle wesentlich langsamer reagieren als die Natriumkanäle, ist eine gewisse Zeit erforderlich, um sie wieder zu schließen, was zu einer Hyperpolarisation der Zellmembran (Undershoot) führt. Nur wenn die Membrandurchlässigkeit gegenüber Kalium wieder zum normalen Wert zurückkehrt, hat das Potential über der Membran wieder seinen Ruhewert erreicht.

Nach einem vorausgegangenem Aktionspotential befinden sich viele Natrium- und Kaliumkanäle in einer Refraktärphase, in der sie sich unabhängig von allen vorhandenen Reizen nicht wieder öffnen können. Diese *absolute Refraktärphase*, in der kein Aktionspotential erzeugt werden kann, besteht weiter, bis das Membranpotential ausreichend negative Werte erreicht oder sogar eine gewisse Zeit lang hyperpolarisiert ist. In der *relativen Refraktärphase* haben sich genügend Ionenkanäle soweit erholt, dass ein neues Aktionspotential erzeugt werden kann, was jedoch einen Reiz, also eine anfängliche Depolarisation der Zellmembran, erfordert, der wesentlich höher ist als üblich. Diese Refraktärphasen garantieren, dass das Aktionspotential sich normalerweise nur in einer Richtung entlang des Axons bewegt, begrenzt aber auch die Maximalfrequenz für die Erzeugung von Aktionspotentialen.

Bei den Nervenfasern von Säugern bewegt sich die absolute Refraktärphase im Bereich von 0,4 ... 1 ms bei Fasern der Klasse A und bei etwa 2 ms bei Fasern der Klasse C, während die relative Refraktärphase im Bereich von einigen Millisekunden liegt. Unter Laborbedingungen beträgt die maximale Wiederholungsrate für durch extern applizierte elektrische Reize ausgelöste Aktionspotentiale etwa 2000 pro Sekunde. Die maximale Wiederholungsrate des Aktionspotentials im menschlichen Körper liegt jedoch normalerweise im Bereich zwischen 10 ... 100 pro Sekunde und überschreitet nur selten einen Wert von 500 Aktionspotentialen pro Sekunde [16, 89].

Die während eines Aktionspotentials ausgetauschten Ionen lösen insgesamt nur eine zu vernachlässigende Veränderung der internen und externen Ionenkonzentrationen aus. Selbst bei blockierten Natrium-Kalium-Pumpen kann ein typisches Axon noch bis zu 100.000 Aktionspotentiale erzeugen, bevor die Amplitude eine Degeneration aufweist.

Wegen der thermischen Bewegung ist keine Prognose möglich, ob ein bestimmter Kanal zu einem bestimmten Zeitpunkt geöffnet oder geschlossen ist. Aber die Wahrscheinlichkeitsgesetze lassen gewisse Vorhersagen über das durchschnittliche Verhalten eines Kanals zu. Normalerweise ist eine große Zahl von Kanälen ( $\approx 10^2$ ) an der Erzeugung eines Aktionspotentials beteiligt.

<b>Natriumkanal</b>	<b>Kaliumkanal</b>
Schneller als der Kaliumkanal (um einen Faktor von bis zu zehn) Zeitkonstante: $\approx 10 \mu\text{s}$ (Bereich: 5 ... 200 $\mu\text{s}$ )	Langsamer als der Natriumkanal (Wahrscheinlichkeit des offenen Zustands nimmt mit zunehmender Depolarisation zu)
Automatische Inaktivierung (langsame Erholung, $\approx 10 \text{ ms}$ bei -70 mV)	Keine automatische Inaktivierung
3 verschiedenen Zustände: offen, geschlossen, inaktiviert	2 verschiedenen Zustände: offen, geschlossen
9 innere Zustände (1 offen / 8 geschlossen) wenn nicht inaktiviert	16 innere Zustände (1 offen / 15 geschlossen)

Tabelle 3.3: Datenblatt für Natrium- und Kalium-Ionenkanäle

Einige wichtige Daten für Natrium- und Kaliumkanäle sind in Tabelle 3.3 zusammengefasst und auch in [43, 46, 83] zu finden.

Wie bereits in Tabelle 3.2 gezeigt und in den vorstehenden Absätzen erörtert, weisen die myelinisierten Klasse-A-Fasern im Vergleich zu unmyelinisierten Klasse-C-Fasern eine höhere Leitungsgeschwindigkeit, eine kürzere Dauer der Aktionspotentiale, kürzere Refraktärphasen und geringere Schwellen für elektrische Reize auf.

## 3.2 Elektrische Stimulation erregbarer Gewebe

### 3.2.1 Grundlagen

Wegen der geringeren elektrischen Reizschwelle von myelinisierten Klasse-A-Fasern durch die größere internodale Entfernung  $d$  sind diese Fasern ein ausgezeichnetes Objekt, um ihr Verhalten zur Festlegung von Sicherheitsgrenzwerten zu untersuchen.

Eine quantitative Lösung zur Erzeugung und Weiterleitung von Aktionspotentialen sowie einer Beschreibung der zu Grunde liegenden Ionenmechanismen in einer unmyelinisierten Nervenfasern, zum Beispiel in Axonen des Riesentintenfisches, wurde zuerst von Hodgkin und Huxley [48] vorgestellt. Frankenhaeuser und Huxley haben die klassischen Hodgkin-Huxley-Gleichungen in Bezug auf die Elektrodifusionstheorie neu formuliert und Aktionspotentiale speziell für die saltatorische Leitung des Nervenreizes in myelinisierten Axonen berechnet [30].

Der gesamte mathematische Rahmen geht deutlich über den Umfang dieses Berichtes hinaus, aber einige wichtige Gleichungen werden hier vorgestellt, die einen sehr detaillierten Einblick in den gesamten Prozess der Elektrostimulation von erregbarem Gewebe und die Erzeugung von Aktionspotentialen in Nervenfasern geben. Weitere Hintergrundinformationen sind in der Literatur zu finden [23, 30, 46, 48, 83, 89, 93, 102, 103].

In einem ersten Ansatz wird eine einzelne Nervenfasern unendlicher Länge ausgewählt, deren Zentrum entlang der räumlichen  $z$ -Achse in einem unbegrenzten extrazellulären Medium (Leitfähigkeit  $\kappa_e$ ) ausgerichtet ist. Bei Zuständen unterhalb des Schwellenwertes, bei denen die Auslenkung der Transmembran-Spannung  $u_M = U_M - U_r$  gegenüber dem Ruhewert gering ist, gleichen die elektrischen Eigenschaften der Membran einer passiven Admittanz, die als paralleles RC-Netzwerk mit konstanten R- und C-Werten beschrieben werden kann. Nimmt man einen eingeschwungenen Zustand, also  $\partial u_M / \partial t = 0$  an, wird die Beziehung zwischen dem Membranpotential  $u_M$  und dem Potential des auf die jeweiligen Ausgangswerte normalisierten externen Reizes  $\varphi_e$  durch die folgende Differenzialgleichung ausgedrückt:

$$\frac{\partial^2 u_M}{\partial x^2} - \frac{u_M}{\lambda^2} = -\frac{\partial \varphi_e}{\partial z^2} \quad (3.2)$$

mit  $\lambda = \sqrt{r_M / r_i}$ , wobei  $r_M$  der Membranwiderstand pro Längeneinheit und  $r_i$  der Widerstand des interzellulären Mediums pro Längeneinheit sind.

Weil das elektrische Feld die negative räumliche Ableitung der Potentialfunktion darstellt, kann Gleichung 3.2 wie folgt umgeschrieben werden:

$$\frac{\partial^2 u_M}{\partial x^2} - \frac{u_M}{\lambda^2} = \frac{\partial E_z}{\partial z} \quad (3.3)$$

Der Term  $\partial E_z / \partial z$  auf der rechten Seite von Gleichung 3.3 wird in der Differentialgleichung häufig als *Aktivierungs-* oder *Störfunktion* bezeichnet.

Gleichung 3.3 beschreibt einige wichtige Fakten für Veränderungen des Membranpotentials (Hyperpolarisation, Depolarisation) und im zweiten Fall für eine erfolgreiche Auslösung eines Aktionspotentials:

- Es muss im elektrischen Feld des externen Reizes ein Gradient in Richtung der Faserachse vorhanden sein.  
Dieses Ergebnis wird durch Versuchsergebnisse bestätigt, wonach die elektrische Stimulation erregbaren Gewebes erleichtert wird, wenn das elektrische Feld des Reizes parallel zu

länglichen Zellen oder Fasern verläuft. Eine senkrecht dazu verlaufende Feldorientierung ist eher ineffizient und erfordert einen wesentlich höheren Reiz, um erfolgreich zu verlaufen [9, 64, 78, 83, 85, 86, 87, 89].

- Der räumliche Feldgradient muss seinen Ursprung nicht notwendigerweise im externen Reiz haben, sondern kann auch durch Randbedingungen, z.B. Anfang, Ende, Biegungen oder Verzweigungen, Veränderungen des Faserdurchmessers sowie angrenzendes Gewebe und Strukturen mit anderen elektrischen Eigenschaften, erzeugt werden.  
Diese Tatsache ist von besonderem Interesse, wenn komplexe erregbare Gewebestrukturen wie beispielsweise das Gehirn oder die Netzhaut untersucht werden.
- Die größten Depolarisationen oder Hyperpolarisation werden dort erwartet, wo  $\partial E_z / \partial z$  den höchsten Wert erreicht.
- Die Gesamtreaktion der Zellmembran hängt vom Gesamtverlauf der Funktion  $E(t, z, \dots)$  und nicht nur vom Ort oder der Amplitude der Anfangs- oder Spitzenwerte ab.  
Es ist daher zu erwarten, dass unterschiedliche Reizformen, d.h. rechteck-, trapez-, dreiecks-, sinusförmige, exponentielle, mono- oder biphasische Reize, selbst bei gleicher Amplitude, ein unterschiedliches Verhalten der Nervenzellenmembran zur Folge haben werden.

Die nachfolgenden Abschnitte wenden diese grundlegenden Erkenntnisse auf den Mechanismus der elektrischen Stimulation peripherer Nerven (PNS) und des Zentralnervensystems des Kopfes (ZNS) an.

Eine Überprüfung der aktuellen Literatur zeigt, dass diese Faktoren häufig nicht gut kontrolliert und unzureichend dokumentiert sind. Insbesondere bei Versuchsdaten ist es sehr schwierig, in den publizierten Arbeiten die relevanten Parameter zu finden.

### 3.2.2 Lange Reize

Ein sorgfältiges Studium der Literatur sowie zusätzliche numerische Simulationen auf Membranebene, die Parametervariationen einschließen, bestätigt eine Schwelle für den Beginn der peripheren Nervenstimulation (PNS) bei Stimulationspulsen von mehr als 1 ... 2 ms Dauern für eine elektrische Feldstärke im Gewebe die im Bereich von 6 ... 7 V/m liegt [14, 17, 24, 41, 65, 82, 89, 100]. Dieser Wert ist recht konservativ, weil viele Versuche und Berechnungen für Stimulationsstrom bzw. -spannung Punktquellen verwenden, wodurch ein hoher räumlicher Feldgradient im Gewebe erzeugt werden kann, insbesondere wenn die Entfernung zwischen der Feldquelle und dem untersuchten Axon gering ist. Weil diese hohen gewebeinternen Feldgradienten schwer zu erreichen sind, wenn externe elektrische oder magnetische Felder zur Stimulation eingesetzt werden, sind in diesen Fällen noch höhere Schwellenwerte für die periphere Nervenstimulation zu erwarten.

Das Lapique'sche Gesetz [71, 72] – auch als modifizierte Weiss'sche Gleichung [105] bekannt – stellt die grundlegende Beziehung zwischen der Stimulationsstärke – historisch als Rechteckstimulationsstrom  $I_s$  angegeben – und der Dauer des Reizes  $T$  in Bezug auf physiologischer Parameter wie die Rheobase – historisch ebenfalls als Strom  $I_R$  angegeben – sowie einer empirischen Zeitkonstante  $\tau_e$ , die in Verbindung zur Membran-Zeitkonstante  $\tau_M = R_M \cdot C_M$  steht (etwa im Bereich von 1 ms) und durch den Membranwiderstand  $R_M$  sowie die Membrankapazität  $C_M$  definiert ist, einerseits und der räumlichen Verteilung des Reizstroms oder dem räumlichen Gradienten der gewebeinternen elektrischen Feldstärke andererseits dar:

$$I_s = \frac{I_R}{1 - e^{-T/\tau_e}} \quad (3.4)$$

Wie in Abb. 3.4 dargestellt und entsprechend der Gleichung 3.4 ist die minimale Reizstärke (oder -strom)  $I_s$  mit der Dauer  $T$  erforderlich, um die Reizschwelle zu erreichen. Bei langen Reizen ( $T \rightarrow \infty$ ) ist der Wert für  $I_s$  mit dem Rheobase-Wert  $I_R$  identisch, der die Reizschwelle kennzeichnet. Die Zeit  $T = \tau_c$  an der die minimale Reizstärke gleich dem doppelten Rheobase-Wert  $I_s = 2 \cdot I_R$



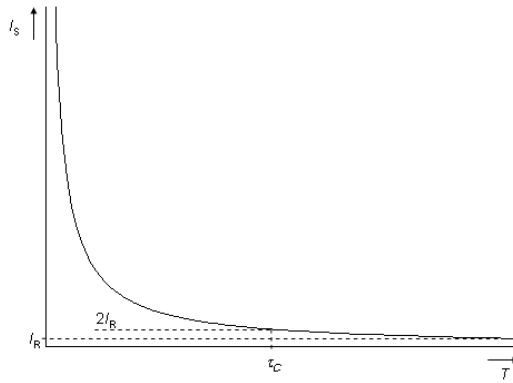


Abbildung 3.4: Grafische Darstellung des in Gleichung 3.4 beschriebenen Lapicque'schen Gesetzes

ist, wurde von Lapicque als *Chronaxie* bezeichnet wurde. Es ist festzuhalten, dass der Rheobase-Wert von physiologischen Parametern und individuellen Expositionsbedingungen abhängt.

Aus Gleichung 3.4 lassen sich drei grundlegende Aussagen ableiten:

1. Reize müssen eine Schwelle, also einen minimalen Stimulationsstrom oder eine minimale gewebeinterne elektrische Feldstärke übersteigen, um ein Aktionspotential auslösen zu können
2. Reize unterhalb der Schwelle, also der Rheobase, können kein Aktionspotential erzeugen, selbst wenn sie lange andauern
3. Reize von kürzerer Dauer müssen eine höhere Intensität aufweisen, um wirksam zu sein, d.h. ein Aktionspotential auslösen zu können

Einige Arbeiten [3, 50, 56] weisen eine u-förmige Kurve für die Stimulationsschwelle oder den Expositionsgrenzwert aus, wodurch für Frequenzen unterhalb von 10 Hz aufgrund von Akkommodationseffekten der Nervenfasern höhere Werte für die Stromdichte oder die gewebeinterne elektrische Feldstärke zulässig sind. Dies wird jedoch durch das Lapicque'sche Gesetz oder Gleichung 3.4 nicht gestützt und basiert auf einer Fehlinterpretation von physiologischen Daten, wie nachfolgend erläutert wird.

Wenn ein Reiz konstant bei einem unterschwelligen Wert liegt oder sich im Zeitverlauf nur langsam erhöht, z.B. ein sinusförmiger Zeitverlauf mit niedriger Frequenz und einer anfänglichen Null-Amplitude, dann können die Natriumkanäle sich allmählich öffnen, was zu einem geringen Anstieg der Membranspannung und außerdem zu einer Erhöhung der Stimulationsschwelle führt. Das erzeugt einen Verfolgungs-Zustand zwischen dem Reiz und der Stimulationsschwelle, der nur durch eine höhere Amplitude des Reizes oder eine schnellere Änderungsrate überwunden werden kann. Das Verhalten eines Nervs, der sich an einen konstanten oder sich langsam verändernden Reiz anpasst, bezeichnet man als *Akkommodation*. Dieses Verhalten tritt jedoch nur auf, wenn der Reiz sich langsam verändert, z.B. im Fall von bei Null beginnenden Sinus- oder Dreiecks-Schwingungen. Dies ist bei langen rechteckförmigen, exponentiellen oder sogar trapezoiden Zeitverläufen mit steil steigenden oder fallenden Flanken nicht zu beobachten. Es tritt auch nicht auf, wenn die Sinus-Schwingung mit dem Spitzenwert beginnt. Daher muss die Nutzung dieser höheren Werte auf bestimmte Signalformen beschränkt bleiben und darf nicht ohne Angabe von Einschränkungen als allgemein gültig angegeben werden.

### 3.2.3 Kurze Reize

Wenn man über Reize von kurzer Dauer ( $T \rightarrow 0$ ) spricht, werden die Reizladung oder das Integral der gewebeinternen elektrischen Feldstärke  $E_T$  über die Reizdauer  $T$  zum neuen Schwellenwert:

$E_T \cdot T \geq c_s$  für Rechteck-Reize, wobei  $c_s$  ein konstanter Schwellenwert ist. Es ist auch festzuhalten, dass der Schwellenwert  $c_s$  gegenüber  $dE_T/dt$  fast unveränderlich ist und daher weitestgehend unabhängig von der Form des Reizes ist, d.h. Rechteck-, Trapez-, Dreiecks-, Sinus- und Exponential-Reize ergeben fast gleiche Ergebnisse.

Aus analytischen Berechnungen und Studien mit numerischen Parametervariationen sowie für Reizdauern von weniger als  $10 \mu s$  ( $T \leq 10 \mu s$ ) erhält man einen n Wert von  $c_s > 2 \cdot 10^{-3} \text{ Vs/m}$ , was sich für einen Reiz von  $10 \mu s$  in eine gewebeinterne elektrische Feldstärke von mehr als  $200 \text{ V/m}$  umrechnen lässt.

### 3.2.4 ZNS-Gewebe

In den experimentellen Daten in der Literatur werden niedrigere Schwellenwerte für die Rheobase genannt, wenn es um die Stimulation von ZNS-Gewebe des Kopfes geht, also beispielsweise Elektro- und Magnetophosphene [6, 75, 76, 89, 90, 94]. Es ist festzuhalten, dass diese Daten wegen der unvollständigen Dosimetrie-Dokumentation nicht sehr zuverlässig sind und häufig nur Durchschnittswerte für die Stromdichte oder gewebeinterne elektrische Feldstärke angeben und dabei räumliche Gradienten des gewebeinternen elektrischen Feldes nicht berücksichtigen.

Jedoch dürfte man bei geringeren Faserdurchmessern und kürzeren Faserlängen höhere Schwellenwerte erwarten. Wie bereits in Abschnitt 3.2.1 hervorgehoben und in Gleichung 3.3 gezeigt, können aufgrund von Randbedingungen, benachbarten Gewebestrukturen mit anderen elektrischen Eigenschaften und einem möglichen Einfluss hoch spezialisierter Rezeptoren, wie z.B. Stäbchenzellen der Netzhaut im Auge und ihrer neuronalen Schnittstelle, entstehende hohe räumliche Feldgradienten einen augenscheinlich geringeren Gesamt-Stimulationsschwellenwert verursachen. Als vorläufiges Ergebnis und grobe Schätzung geben Simulationen einen Gesamtfaktor in der Größenordnung von 20 bis 40 an, wenn man die Schwellenwerte im Frequenzbereich der maximalen Empfindlichkeit — siehe Tabelle 2.1 — mit den Werten für die periphere Nervenstimulation vergleicht.

Wenn man bei langen Reizen — siehe Abschnitt 3.2.2 — diesen Faktor auf den Schwellenwert für die gewebeinterne elektrische Feldstärke für den Beginn der peripheren Nervenstimulation im Bereich von  $6 \dots 7 \text{ m V/m}$  anwendet, so ergibt sich für die gleiche Art von Reiz ein Schwellenwert für ZNS-Gewebe im Bereich von  $0,15 \dots 0,35 \text{ V/m}$ .

Ähnliche Ergebnisse sind bei Schwindel und Übelkeit zu erwarten, aber hochauflösende numerische Modelle, die zur Verknüpfung aller Expositionen gegenüber extrem niederfrequenten Magnetfeldern mit solchen Wirkungen erforderlich sind, sind kaum oder nicht vorhanden.

Andere ZNS-Gewebe, zum Beispiel das Rückenmark, sind in diesem Zusammenhang zu vernachlässigen, weil aufgrund der elektrischen Eigenschaften der umgebenden Gewebe ein 'elektrischer Abschirmeffekt' eintritt, der generell zu höheren Schwellenwerten bei elektrischer Stimulation führt [12, 42].

### 3.2.5 Unsicherheiten

Es wird ein Reduktionsfaktor  $f_r = \sqrt{10}$  eingeführt, um Unsicherheiten

- bei der Modellentwicklung. z.B. bei Körpermodellen [22, 80]
- bei physiologischen Daten, z.B. Gewebedaten [32, 33, 34]
- aufgrund des individuellen Gesundheitszustandes und möglichen krankhaften Zuständen

Rechnung zu tragen.

### 3.2.6 Zusammenfassung

In der Zusammenfassung der Ergebnisse dieses Abschnittes über Neurophysiologie, Mechanismen und elektrische Stimulation sind einige wichtige Fakten im Zusammenhang mit Reizen an der Stimulationsschwelle festzuhalten:

- Der relevante physiologische Parameter für die Beschreibung der Elektrostimulation von erregbarem Körpergewebe wie Sinnesorganen, Nerven und Muskeln ist der Spitzenwert der elektrischen Feldstärke im Gewebe zusammen mit ihren räumlichen und zeitlichen Ableitungen.
- Die Stelle, an der ein von einem externen (niederfrequenten) elektrischen oder magnetischen Feld verursachtes gewebeinternes elektrisches Feld  $E_T$  die Zellmembran eines Axons depolarisiert oder hyperpolarisiert, hängt von den dazugehörigen räumlichen und zeitlichen Gradienten ab. Diese wichtige Tatsache bedeutet, dass Expositionen gegenüber verschiedenen elektrischen und magnetischen Feldquellen bzw. gegenüber verschiedenen Frequenzen im Allgemeinen unterschiedliche Wechselwirkungspunkte mit der Zellmembran aufweisen und daher voneinander unabhängig sind. Mit anderen Worten: Es gibt unter praktischen Expositionsbedingungen kaum eine additive Wirkung der verschiedenen Spektralkomponenten.
- Im Fall von Reizen mit Wiederholungsfrequenzen von weniger als 300 ... 800 Hz kann jeder Spitzenwert der gewebeinternen elektrischen Feldstärke ein sofortiges Aktionspotential erzeugen. Für diese Reize gilt eine Schwelle für die gewebeinterne elektrische Feldstärke für den Beginn der peripheren Nervenstimulation im Bereich von 6 ... 7 V/m. Aufgrund der hohen räumlichen Feldgradienten, die sich aus Randbedingungen und einem möglichen Einfluss hoch spezialisierter Rezeptoren ergeben, scheinen die Schwellen der ZNS-Gewebestimulation um einen Faktor in der Größenordnung von 20 ... 40 geringer zu sein als bei peripherer Nervenstimulation.
- Bei Reizen mit Wiederholungsfrequenzen oberhalb von einigen kHz sind viele Reize, z.B. Perioden eines sinusförmigen Schwingungsverlauf, notwendig, um ein Aktionspotential zu erzeugen. Dieses Verhalten wird durch eine langsame Drift des Membranpotentials durch wiederholte Reizung und durch das unterschiedliche zeitliche Verhalten der Natrium- und Kaliumkanäle verursacht, was zu einem so genannten verzögerten Aktionspotential führt. Publizierten Daten [43, 89] zeigen, dass bei Reizen mit einer Wiederholungsfrequenz von 5 kHz nach 5 ... 10 Reizen oder Perioden ein verzögertes Aktionspotential ausgelöst wird, wohingegen bei einer Wiederholungsfrequenz von 50 kHz etwa 50 ... 100 Reize oder Perioden notwendig sind, um ein verzögertes Aktionspotential zu erzeugen.
- Die Wahrscheinlichkeit der Erzeugung eines Aktionspotentials ist bei Frequenzen über  $\approx 100$  kHz sehr gering und erfordert eine hohe gewebeinterne elektrische Feldstärke ( $> 200$  V/m). Insbesondere bei Dauersignalen können diese gewebeinternen Feldstärken zu signifikanter Gewebeerwärmung führen, die kontrolliert werden muss.
- Die Erzeugung von Aktionspotentialen erfolgt sofort oder fast sofort. Bei Zeitfenstern von weniger als 1 bis 2 ms ist jedoch eine zeitliche Mittelung nicht zu rechtfertigen. Das bedeutet auch, dass Effektivwerte (RMS-Werte), bei denen es sich per Definition um Mittelwerte handelt, eine schlechte Metrik darstellen und zu vermeiden sind. Es wird nachdrücklich die Verwendung von Spitzenwerten zur Messung und Berechnung empfohlen. Jedoch ist bei monofrequenten, kontinuierlichen sinusförmigen Zeitverläufen die Umrechnung der Effektivwerte durch Multiplikation mit einem Faktor von  $\sqrt{2}$  in die Spitzenwerte möglich.
- Die geometrischen Dimensionen der Hauptbereiche der Feld-Wechselwirkung und der an der Erzeugung eines Aktionspotentials beteiligten neurologischen Strukturen sind sehr klein und lassen daher keine räumliche Mittelung zu. Unter praktischen Gesichtspunkten, wie beispielsweise zur Messung und Berechnung, ist jedoch eine gewisse räumliche Mittelung unvermeidlich, sie muss aber sorgfältig kontrolliert werden. Eine detaillierte Analyse dieser Fragestellung

muss mehrere Parameter wie beispielsweise den Ort (im Gewebe oder außerhalb des Körpers) und die Quelle (Dimension, Entfernung) berücksichtigen und liegt außerhalb des Umfangs dieses Berichtes.

Alle diese wichtigen Fakten sind zu berücksichtigen, wenn man die Exposition gegenüber niederfrequenten elektrischen und magnetischen Feldern zum Schutz der Gesundheit und Sicherheit der Beschäftigten begrenzt.

## 4 Begrenzung der berufsbedingten Exposition gegenüber statischen und niederfrequenten elektrischen und magnetischen Feldern

Das Hauptziel von Richtlinie 2004/40/EG ist der Schutz der Gesundheit und Sicherheit von Arbeitnehmern. Das bedeutet, dass alle durch eine Exposition gegenüber elektromagnetischen Feldern (EMF) verursachten physiologischen Wirkungen so zu begrenzen sind, dass sie für die Gesundheit und Sicherheit der Beschäftigten keine potentielle Gefährdung darstellen.

Jede(r)

- Störung der autonomen Herzaktion
- Verlust der Muskelkontrolle
- signifikante Schmerz
- schwere Form von Schwindel oder Übelkeit
- Wärmebelastung des gesamten Körpers und übermäßige lokale Gewebeerwärmung

gilt als potentielle Gefährdung der Gesundheit und Sicherheit von Beschäftigten, und das Risiko eines solchen Ereignisses sollte daher kontrolliert werden.

Andere Wirkungen wie Phosphene können unter Umständen eine potentielle Sicherheitsgefährdung darstellen, wobei dies vom Arbeitsumfeld und den Aufgaben des Beschäftigten abhängt. Das gleiche gilt für Wirkungen wie den metallischen Geschmack oder geringfügige taktile Empfindungen an der Empfindungsschwelle.

Die in den nächsten Teilabschnitten dieses Dokuments vorgeschlagenen Expositionsgrenzwerte und Auslöseniveaus basieren auf dieser Bewertung.

### 4.1 Expositionsgrenzwerte

Wie in Abschnitt 3 beschrieben stellt die gewebeinterne elektrische Feldstärke zusammen mit ihren räumlichen und zeitlichen Ableitungen die relevante Metrik dar, um physiologische Effekte aufgrund einer elektrischen Stimulation von erregbarem Körpergewebe zu quantifizieren.

Weil diese Wirkungen schwellenabhängig sind, ist der Spitzenwert der elektrischen Feldstärke im Gewebe der relevante Parameter, der zu begrenzen ist. Wenn diese Spitzenwerte der gewebeinternen Feldstärke ständig unterhalb der identifizierten Stimulationsschwelle bleiben, tritt keine Stimulation auf [41, 42, 43, 62, 88, 89].

#### 4.1.1 Statische elektrische Felder

Die Expositionsgrenzwerte für statische elektrische Felder sind in Tabelle 4.1 aufgeführt.

Wie in Abschnitt 2.1.1.1 erläutert, kann ein äußeres statisches elektrisches Feld die Körperoberfläche nicht durchdringen. Daher basiert der Expositionsgrenzwert ausschließlich auf mittelbaren Wirkungen des statischen elektrischen Feldes und wird als direkt messbare externe Feldstärke angegeben.

Externe elektrische Feldstärke <sup>(a,b)</sup>	
[kV/m]	
30	

Anmerkung: (a) Wert bezieht sich auf das räumliche Maximum

(b) Falls der Beschäftigte einen geerdeten bzw. ungeerdeten Gegenstand berühren kann, können wegen der Kontaktströme – siehe Abschnitt 4.1.4 – weitere Einschränkungen gelten

Tabelle 4.1: Expositionsgrenzwert für statische elektrische Felder

#### 4.1.2 Statische Magnetfelder

Die Expositionsgrenzwerte für statische Magnetfelder sind in Tabelle 4.2 aufgeführt.

Die Abschnitte 2.1.2.1, 2.2.2 und 5.7 liefern die Begründung für die Festlegung dieser Expositionsgrenzwerte, die als unmittelbar messbare externe Feldstärken angegeben sind.

Es ist festzuhalten, dass diese Expositionsgrenzwerte nur gelten, wenn der Beschäftigte in Bezug auf die statischen Magnetfelder ortsfest ist. Bei allen zeitvariablen Expositionen, einschließlich von Bewegungen in statischen Magnetfeldern, gelten ebenfalls die in Abschnitt 4.1.3 aufgeführten Expositionsgrenzwerte. Weitere Informationen dazu sind in Abschnitt 5 zu finden.

Maximale magnetische Flussdichte	
Exposition von Kopf und Rumpf <sup>(a,b,c,d)</sup>	Exposition der Gliedmaßen <sup>(a,b,c,e)</sup>
[T]	[T]
2	8

Anmerkung: (a) Wert bezieht sich auf das räumliche Maximum

(b) Personal mit aktiven medizinischen Implantaten, z.B. Schrittmachern, Kardioverter-Defibrillatoren, dürfen statischen Magnetfeldern mit Flussdichten von mehr als 0,5 mT an der Stelle des Implantats nicht ausgesetzt werden. Weitere Informationen sind in Abschnitt 5.6 zu finden

(c) Magnetische Flussdichten von mehr als 30 mT sind zulässig, wenn jede Projektilwirkung bzw. jedes Risiko durch Translations- oder Rotationskräfte an metallischen Gegenständen oder Implantaten ausgeschlossen werden kann

(d) In kontrollierten Bereichen, in denen der Zugang auf speziell unterwiesenes und geschulte Beschäftigte beschränkt ist, in denen spezielle Arbeitspraktiken und Maßnahmen gelten und für die eine detaillierte Risikoanalyse zeigt, dass alle Risiken für die Gesundheit und Sicherheit der Beschäftigten oder jede unzulässige Beeinflussung ihrer Aufgaben oder der Sicherheit von Anderen aufgrund von Schwindel, Übelkeit und Phosphenen ausgeschlossen werden kann, sind magnetische Flussdichten von bis zu 8 T zulässig

(e) Bei kontrollierten Bereichen sind magnetische Flussdichten von mehr als 8 T zulässig, wenn lediglich eine Exposition der Gliedmaßen vorliegt

Tabelle 4.2: Expositionsgrenzwerte für statische Magnetfelder

#### 4.1.3 Niederfrequente elektrische und magnetische Felder

Die Expositionsgrenzwerte werden als Spitzenwerte der elektrischen Feldstärke im Gewebe angegeben und basieren auf den in Abschnitt 3 vorgestellten Ergebnissen und den Bewertungen in Abschnitt 4 dieses Dokuments.

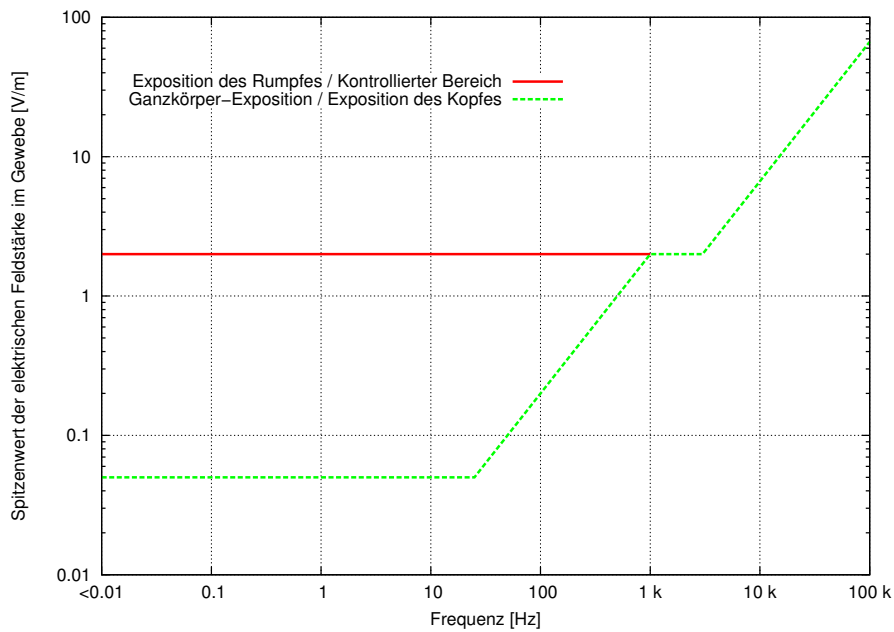


Abbildung 4.1: Expositionsgrenzwerte für zeitveränderliche, niederfrequente elektrische und magnetische Felder angegeben als Spitzenwert der elektrischen Feldstärke im Gewebe

Frequenzbereich $f / \text{Hz}$	Spitzenwert der elektrischen Feldstärke im Gewebe	
	Ganzkörperexposition oder Exposition des Kopfes <sup>(a,b,d)</sup> [V/m]	Exposition des Rumpfes / kontrollierter Bereich <sup>(a,b,c,d)</sup> [V/m]
$0 < f \leq 25$	0.05	2
$25 < f \leq 1000$	$f/500$	2
$1000 < f \leq 3000$	2	2
$3000 < f \leq 100 \cdot 10^3$	$f/1500$	$f/1500$

- Anmerkung:
- (a) Wert bezieht sich auf das räumliche Maximum
  - (b) Der angegebene Wert ist die höchste zulässige elektrische Feldstärke im Gewebe und darf nicht überschritten werden. Unsicherheiten in Verbindung mit Mess- oder Berechnungsverfahren sind zu subtrahieren
  - (c) In kontrollierten Bereichen, in denen der Zugang auf speziell unterwiesenes und geschulte Beschäftigte beschränkt ist, in denen spezielle Arbeitspraktiken und Maßnahmen gelten und für die eine detaillierte Risikoanalyse zeigt, dass alle Risiken für die Gesundheit und Sicherheit der Beschäftigten oder jede unzulässige Beeinflussung ihrer Aufgaben oder der Sicherheit von Anderen aufgrund von Schwindel, Übelkeit und Phosphenen ausgeschlossen werden kann, gilt dieser Wert auch für Ganzkörperexposition
  - (d) Spitzenwerte der elektrischen Feldstärke im Gewebe von mehr als 49 V/m sind auch auf die Einhaltung der Expositionsgrenzwerte für die Ganzkörper- und Teilkörper-SAR zu überprüfen, um unzulässige Gewebeerwärmungen zu verhindern

Tabelle 4.3: Expositionsgrenzwerte für zeitveränderliche, niederfrequente elektrische und magnetische Felder angegeben als Spitzenwert der elektrischen Feldstärke im Gewebe

Wie in Abschnitt 3.2.5 kurz dargestellt, werden Unsicherheiten aufgrund der verwendeten Modelle, der physiologischen Daten und des individuellen Gesundheitszustandes bzw. möglicher krankhafter Zustände adressiert, indem auf die in den Abschnitten 3.2.2, 3.2.3 und 3.2.4 abgeleiteten Werte ein Reduktionsfaktor  $f_r = \sqrt{10}$  angewendet wird. Die daraus resultierenden Expositionsgrenzwerte sind in Abbildung 4.1 sowie in Tabelle 4.3 angegeben.

Wenn auf den Schwellenwert der peripheren Nervenstimulation von 6 . . . 7 V/m — siehe Abschnitt 3.2.2 — der Reduktionsfaktor  $f_r$  angewendet wird, ergibt sich ein Wert von 2 V/m als Expositionsgrenzwert im Frequenzbereich von bis zu 3 kHz. Bei kurzen Reizen, d.h. Frequenzen über 100 kHz — siehe Abschnitt 3.2.3 — mit einem Schwellenwert von mindestens 200 V/m, ergibt die Anwendung des Reduktionsfaktors  $f_r$  einen Expositionsgrenzwert von  $\approx 67$  V/m für eine Frequenz von 100 kHz.

Nach Abschnitt 3.2.4 scheinen die Schwellenwerte für die Stimulation von ZNS-Gewebe, d.h. Magnetophosphene, Schwindel, Übelkeit, aufgrund von Randbedingungen und anderen speziellen Bedingungen um einen Faktor von 20 bis 40 niedriger zu liegen als die Schwellenwerte für die periphere Nervenstimulation. Wenn man den Expositionsgrenzwert für die periphere Nervenstimulation und lange Reize von 2 V/m durch 40 dividiert, erhält man den Expositionsgrenzwert für ZNS-Gewebe mit 0,05 V/m. Nach Abschnitt 2.1.2.2 bzw. Tabelle 2.1 weisen Magnetophosphene bei  $\approx 20$  Hz ein sehr scharfes Empfindlichkeitsmaximum auf, das bei höheren Frequenzen schnell absinkt. Daher ist bei der Expositionsgrenzwertkurve für Kopf- oder Ganzkörperexposition die Eckfrequenz von 25 Hz in Verbindung mit einem anschließenden frequenzproportionalen Verhalten recht konservativ gewählt.

Um die Expositionsbewertung so einfach wie möglich zu halten, werden nur zwei Daten-Zwischenpunkte gewählt, um das Frequenzverhalten der Expositionsgrenzwerte im Frequenzbereich bis zu 100 kHz zu beschreiben. Dies führt jedoch insbesondere bei Frequenzen im Bereich zwischen etwa 100 Hz und einigen kHz zu höheren Reduktionsfaktoren.

Abbildung 4.1 — die untere (grüne) Kurve — zeigt die Expositionsgrenzwerte für die Ganzkörperexposition gegenüber zeitveränderlichen, niederfrequenten elektrischen und magnetischen Feldern im Frequenzbereich bis zu 100 kHz in Form von Spitzenwerten der elektrischen Feldstärke im Gewebe. Diese Expositionsgrenzwerte umfassen alle unmittelbaren schädlichen Effekte, die auf einer elektrischen Stimulation des Körpergewebes beruhen, und gelten auch für Expositionen nur des Kopfes, der den wichtigsten Wechselwirkungspunkt für Effekte wie Schwindel, Übelkeit und Phosphene darstellt.

Bei Expositionen nur des Rumpfes des menschlichen Körpers und bei kontrollierten Bereichen, in denen der Zugang auf speziell unterwiesenes und geschulte Beschäftigte beschränkt ist, in denen spezielle Arbeitspraktiken und Maßnahmen gelten und für die eine detaillierte Risikoanalyse zeigt, dass alle Risiken für die Gesundheit und Sicherheit der Beschäftigten oder jede unzulässige Beeinflussung ihrer Aufgaben oder der Sicherheit von Anderen aufgrund von Schwindel, Übelkeit und Phosphenen ausgeschlossen werden kann, in denen der Zugang auf speziell eingewiesene und geschulte Beschäftigte beschränkt ist, in denen spezielle Arbeitspraktiken und Maßnahmen gelten und für die eine detaillierte Risikoanalyse zeigt, dass alle Risiken für die Gesundheit und Sicherheit der Beschäftigten oder jede Beeinträchtigung ihrer Arbeit auf ihre Aufgaben oder die Sicherheit von anderen im Sinne von Schwindel, Übelkeit und Phosphenen ausgeschlossen werden können, kann auch die Nutzung der in Abbildung 4.1 — obere (rote) Kurve — gezeigten Expositionsgrenzwerte erlaubt werden. Wegen der Möglichkeit, dass störende mittelbare Wirkungen, wie z.B. Bewegung oder Vibrationen des Körperhaars, Funkenentladungen und Kontaktströme auftreten können, sollte ihr Einsatz auf zeitliche Teile einer vollen Arbeitsschicht begrenzt werden.

Sowohl die generell geltenden Expositionsgrenzwerte für zeitveränderliche, niederfrequente elektrische und magnetische Felder bei Ganzkörperexposition und Teilkörperexposition des Kopfes als auch die Expositionsgrenzwerte für die Teilkörperexposition des Rumpfes und speziell kontrollierte Arbeitsbereiche sind in Tabelle 4.3 zusammengefasst.



#### 4.1.4 Kontaktströme

Wenn ein Beschäftigter einen geladenen Gegenstand berührt oder einen geerdeten Gegenstand berührt, während er selbst durch Exposition gegenüber einem elektrischen Feld oder Reibungselektrizität geladen ist, fließt ein Kontaktstrom. Das gleiche kann geschehen, wenn der Beschäftigte eine Induktionsschleife schließt, indem er in einem zeitveränderlichen Magnetfeld einen leitfähigen Gegenstand berührt.

Die physiologische Wirkung hängt weitgehend von der Größe des Kontaktfläche, z.B. berührenden oder greifenden Kontakt, von der Höhe der Entladungsenergie und der übertragenen Ladung sowie der Amplitude und Frequenz des Dauer-Kontaktstroms ab. Diese Wirkungen können belästigend oder schmerzhaft sein oder können auch lebensbedrohliche Folgen haben [18, 57, 58, 59, 106].

Im allgemeinen kann man zwischen zwei verschiedenen Phasen eines Kontaktstrom-Ereignisses unterscheiden:

- einem anfänglichen Entladungsstromimpuls, z.B. einer Funkenentladung
- einem Dauer-Kontaktstrom

Je nach speziellem Expositionsszenario können nur eine oder beide Phasen des Kontaktstrom-Ereignisses vorhanden sein. Normalerweise liegt ein anfänglicher Entladungsstrom mit einer Zeitdauer von weniger als einer Millisekunden nur bei Expositionssituationen vor, in denen entweder ein statisches oder zeitveränderliches elektrisches Feld vorhanden ist. Generell tritt ein Dauer-Kontaktstrom in Verbindung mit zeitveränderlichen elektrischen oder magnetischen Feldern auf, er kann aber auch in Verbindung mit andauernden triboelektrischen Prozessen vorkommen.

Der anfängliche Entladungsstrom stellt normalerweise ein sehr schnelles Ereignis dar, das sich nur im Sub-Millisekundenbereich abspielt. In Übereinstimmung mit den Ergebnissen aus Abschnitt 3.2.3 werden diese Wirkungen am besten durch das Integral der gewebeinternen elektrischen Feldstärke über die Dauer der anfänglichen Entladung oder die übertragenen Ladung beschrieben bzw. begrenzt. Wenn der Spannungsunterschied zwischen dem Gegenstand und dem Beschäftigten bekannt ist, kann auch die Entladungsenergie eingesetzt werden.

Die Frequenz des Dauer-Kontaktstroms hängt von der Frequenz des ursächlichen zeitveränderlichen elektrischen Feldes ab, bei triboelektrischen Prozessen kann es sich aber auch um Gleichstrom handeln. Wiederum ist der Expositionsgrenzwert durch die elektrische Feldstärke im Gewebe an der Kontaktstelle – siehe Abschnitt 3.2 – gegeben, die in unmittelbarer Beziehung zum Kontaktstrom bei berührenden oder greifenden Kontakt steht. Die Darstellung der Grenzwerte in Form eines Kontaktstroms ist vorzuziehen, weil diese Größe unmittelbar messbar ist.

Maximale Entladungsenergie <sup>(a)</sup> [mJ]	Maximale übertragene Ladung <sup>(a)</sup> [ $\mu$ C]
350	50

Anmerkung: (a) Dauer-Kontaktstrom muss – falls vorhanden – gemäß den in Tabelle 4.5 aufgeführten Werten begrenzt werden

Tabelle 4.4: Expositionsgrenzwerte für den anfänglichen Entladungsimpuls eines Kontaktstroms

Es ist daher notwendig, für beide Phasen des Kontaktstromereignisses Expositionsgrenzwerte vorzusehen. Diese sind in Tabelle 4.4 für den anfänglichen Entladungsstromimpuls und in Tabelle 4.5 und Abbildung 4.2 für kontinuierliche Kontaktströme angegeben.

Für den greifenden Kontakt können höhere Werte erlaubt werden, weil aufgrund der größeren Kontaktfläche sowohl der Spitzenwert der elektrischen Feldstärke im Gewebe als auch sein räumlicher

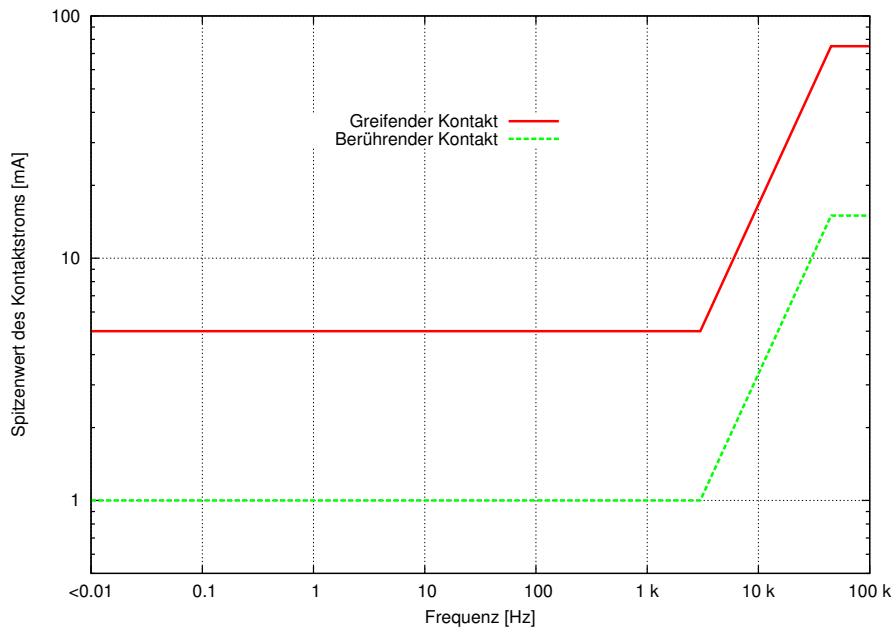


Figure 4.2: Expositionsgrenzwerte für kontinuierliche Kontaktströme bei berührenden und greifenden Kontakt

Frequenzbereich $f / \text{Hz}$	Spitzenwert des Kontaktstroms <sup>(a)</sup>	
	Greifender Kontakt <sup>(b)</sup> [mA]	Berührender Kontakt [mA]
$0 \leq f \leq 3000$	5	1
$3000 \leq f \leq 45000$	$f/600$	$f/3000$
$45 \cdot 10^3 < f \leq 100 \cdot 10^3$	75	15

Anmerkung: (a) Der anfängliche Entladungsimpuls – falls vorhanden – muss gemäß den in Tabelle 4.4 aufgeführten Werten begrenzt werden

(b) Um Schocks und Verbrennungen zu vermeiden, sind Kontaktströme oberhalb der Werte für berührenden Kontakt nur erlaubt, wenn die Beschäftigten so geschult sind, dass sie immer einen greifenden Kontakt herstellen, oder wenn sie angewiesen sind, spezielle Arbeitstechniken oder Arbeitsmittel einzusetzen

Tabelle 4.5: Expositionsgrenzwerte für kontinuierliche Kontaktströme bei berührenden und greifenden Kontakt

Gradient geringer sind. Jedoch sollten diese Werte nur verwendet werden, wenn die Beschäftigten entsprechend eingewiesen und geschult sind.

Wenn in einem bestimmten Arbeitsbereichen, wie z.B. Hochspannungs-Freiluftschaltanlagen, Funkenentladungen oder Kontaktströme nicht durch technische Maßnahmen vermieden werden können, sollten die Beschäftigten so geschult werden, dass sie immer einen greifenden Kontakt herstellen, oder sie sollten angewiesen werden, spezielle Arbeitstechniken, wie z.B. Potentialausgleich, oder Arbeitsmittel, wie z.B. isolierende oder leitfähige Handschuhe, zu verwenden.

## 4.2 Oberes und unteres Auslöseniveau

Die Metriken, z.B. die Basiswerte und Expositionsgrenzwerte die den Eintritt gesundheitlich negativer physiologischer Reaktionen am besten beschreiben [3, 56], sind vorwiegend Größen, die nur im biologischen Gewebe vorkommen, z.B. den Spitzenwert der elektrischen Feldstärke im Gewebe bei Stimulationswirkungen und die spezifische Absorptionsrate (SAR) für die Gewebeerwärmung, und daher nicht unmittelbar gemessen werden können.

Elektromagnetische Felder sind die einzige physikalische Einwirkung, bei der dieses Problem besteht und erfordern daher eine besondere Lösung. Zur Bewertung der möglichen gesundheitlich negativen Auswirkungen elektromagnetischer Felder muss eine Differenzierung zwischen den Basiswerten (verbunden mit Expositionsgrenzwerten) und den Referenzwerten (verbunden mit Auslösewerten) vorgenommen werden [3, 56].

Nach [56] sind *Basiswerte* als *'verbindliche Begrenzungen der Größe'* definiert, die *'allen bekannten, potenziell zu gesundheitsschädlichen Wirkungen führenden biophysikalischen Wechselwirkungsmechanismen mit dem Gewebe genau entsprechen'*. [3] bezeichnet diese Werte als *Expositionsgrenzwerte* und erklärt: *'Durch die Einhaltung dieser Grenzwerte wird gewährleistet, dass Beschäftigte, die elektromagnetischen Feldern ausgesetzt sind, gegen alle bekannten gesundheitsschädlichen Wirkungen geschützt sind'*. Weil diese Expositionsgrenzwerte in erster Linie physikalische Parameter darstellen, die nur im menschlichen Körper vorkommen, wodurch sie für unmittelbare Messungen nicht verfügbar sind, wurde von diesen Basiswerten oder Expositionsgrenzwerten ein Satz von *Referenzwerten* [56] oder *Auslösewerten* [3] abgeleitet, die als unmittelbar messbare Feldgrößen angegeben werden.

*Auslösewerte* sind als *'die ... höchsten elektrischen und magnetischen Felder bzw. Kontaktströme'* definiert, *'denen eine Person ohne gesundheitlich negativen Wirkungen und mit annehmbaren Sicherheitsfaktoren ausgesetzt werden darf. Die Referenzwerte für die Exposition gegenüber elektrischen und magnetischen Feldern ... können überschritten werden, wenn nachgewiesen werden kann, dass die Basisgrenzwerte nicht überschritten werden. Dabei handelt es sich um einen praktischen oder 'Ersatz'-Parameter, der zur Feststellung der Einhaltung der Basiswerte verwendet werden kann'* [56]. Richtlinie 2004/40/EG bezeichnet diese Werte als *Auslösewerte*. Die Einhaltung der Auslösewerte gewährleistet auch die Einhaltung der Expositionsgrenzwerte.

Abbildung 4.3 zeigt eine Erweiterung dieses Konzepts, indem ein *oberes Auslöseniveau* und ein *unteres Auslöseniveau* eingeführt werden. Im Vergleich zur bestehenden Situation erlaubt dieses Konzept eine größere Flexibilität und reduziert unnötige Kosten für Arbeitgeber bei der Ermittlung der EMF-Exposition der Beschäftigten.

Die Einhaltung des *unteren Auslöseniveaus* stellt sicher, dass alle unmittelbaren und mittelbaren Wirkungen von elektromagnetischen Feldern, Phosphene eingeschlossen, die eine potentielle Gefahr für die Gesundheit und Sicherheit von Beschäftigten darstellen können — siehe Abschnitt 4 — sicher vermieden werden. Gleichzeitig werden geringfügige mittelbare Wirkungen an der Wahrnehmungsschwelle, z.B. Berührungsströme, ebenfalls so weit wie möglich eliminiert.

Weil dieses untere Auslöseniveau an etwa 90 % aller Arbeitsplätze nicht überschritten wird, besteht auch keine Notwendigkeit für zusätzliche Maßnahmen, wodurch die Kosten reduziert und gleichzeitig die Gesundheit und Sicherheit der Beschäftigten gesichert werden. Dies ist für Arbeitgeber und insbesondere in Bezug auf mittelständische Unternehmen (KMUs) von sehr großer Bedeutung.

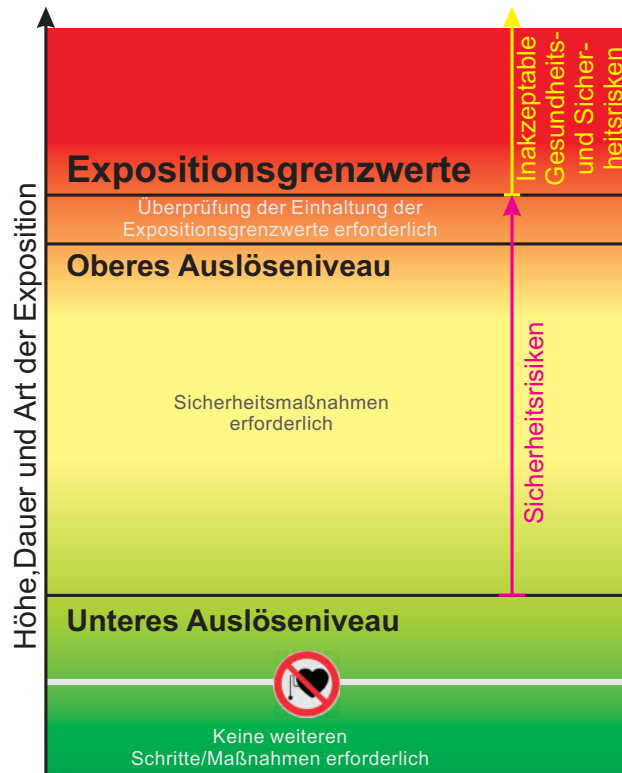


Figure 4.3: Schematische Beziehung zwischen Expositionsgrenzwert und dem oberen bzw. unteren Auslöseniveau in Bezug auf die Stärke, Dauer und Art der Exposition

Mögliche Beeinflussungen der korrekten Funktionsweise von aktiven implantierbaren medizinischen Geräten (AIMD), z.B. Herzschrittmachern und damit verbundene gesundheitlichen Risiken müssen immer betrachtet werden, selbst wenn die unteren Auslösewerte eingehalten werden.

Das *obere Auslöseniveau* wird eingeführt, um die Ermittlung der Einhaltung des Expositionsgrenzwertes zu vereinfachen. Bei Expositionen am oberen Auslöseniveau sind geringfügig störende Feldwirkungen wie beispielsweise Phosphene, Schwindel und Kontaktströme möglich, aber gesundheitsschädliche Wirkungen sind ausgeschlossen. Die Beschäftigten sind zu informieren, wie sie diese Wirkungen durch Einsatz geeigneter Arbeitstechniken und Werkzeuge vermeiden oder mindern können. Es müssen jedoch Maßnahmen ergriffen werden, um potentielle Gefahren durch einige mittelbare Wirkungen, wie z.B. Projektilwirkungen, zu vermeiden.

Wenn das obere Auslöseniveau überschritten wird, können Gesundheits- und Sicherheitsrisiken nicht mehr ausgeschlossen werden. In diesen Fällen ist eine verbindliche Prüfung vorgeschrieben, ob die Expositionsgrenzwerte überschritten werden oder nicht, und es sind bei Bedarf Abhilfemaßnahmen zu ergreifen, um Expositionen zu verhindern, die die Expositionsgrenzwerte übersteigen könnten.

Dies stimmt mit dem aktuellen Konzept der Richtlinie 2004/40/EG überein und bedeutet: Wenn die Exposition unter dem Expositionsgrenzwert liegt, werden Beschäftigte gegen die nachgewiesenen gesundheitsschädlichen Wirkungen von elektromagnetischen Feldern auf den menschlichen Körper geschützt.

### 4.2.1 Oberes Auslöseniveau

Das obere Auslöseniveau wird angegeben, um die Bewertung der Exposition einfacher und preisgünstiger zu machen. Diese Werte erhält man unter Annahme der ungünstigsten Bedingungen (worst case) durch Umrechnung der nur im Körper gültigen Expositionsgrenzwerte in unmittelbar messbare externe Feldgrößen, wie z.B. externe elektrische und magnetische Feldstärke und magnetische Flussdichte. Daher gewährleistet die Einhaltung des oberen Auslöseniveaus, dass die Expositionsgrenzwerte nicht überschritten werden.

Die verbindlich vorgeschriebene Überprüfungsmaßnahme, ob die Expositionsgrenzwerte überschritten sind oder nicht – und bei Bedarf die Einleitung von Abhilfemaßnahmen – ist an den Fall gekoppelt, dass das obere Auslöseniveau überschritten wird.

#### 4.2.1.1 Elektrische Felder

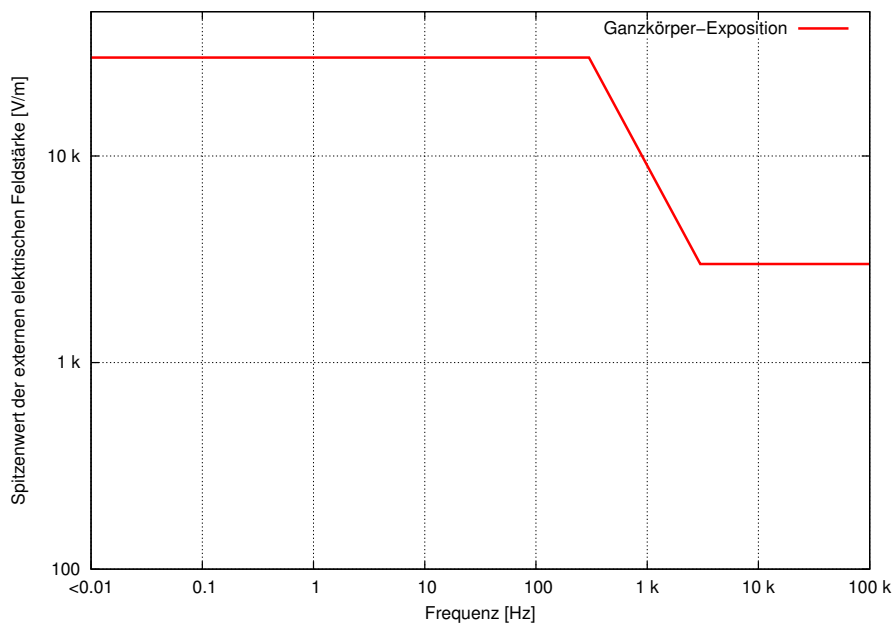


Abbildung 4.4: Oberes Auslöseniveau für berufliche Exposition des gesamten Körpers gegenüber externen statischen und zeitveränderlichen elektrischen Feldern

Abbildung 4.4 und Tabelle 4.6 zeigen das obere Auslöseniveau für die externe elektrische Feldstärke. Alle Werte beziehen sich auf das räumliche Maximum und werden als Spitzenwert der externen elektrischen Feldstärke angegeben.

Es ist festzuhalten, dass die in der Abbildung 4.1 sowie in Tabelle 4.3 angegebene elektrische Feldstärke im Gewebe aufgrund der Abschirmwirkung des Körpers – siehe Abschnitt 2.1.1.2 – keine praktische Grenze für den Spitzenwert der externen elektrischen Feldstärke darstellt, aber sie liefert Informationen über die Frequenzabhängigkeit.

Das obere Auslöseniveau wird mithilfe der Expositionsgrenzwerte für statische elektrische Felder und aus dem Hochfrequenzbereich extrapolierten Werten definiert.

Weil für Teilkörperexpositionen keine anderen Werte zugelassen werden können, gilt der obere Auslösewert für Ganzkörperexpositionen gegenüber externen elektrischen Feldern auch für Teilkörperexpositionen.

Frequenzbereich		Spitzenwert der externen elektrischen Feldstärke <sup>(a,b,c)</sup>	
$f / \text{Hz}$		Ganzkörper-Exposition	
		[V/m]	
0	$\leq f \leq 300$	30000	
300	$< f \leq 3000$	$9 \cdot 10^6 / f$	
3000	$< f \leq 100 \cdot 10^3$	3000	

- Note:
- (a) Wert bezieht sich auf das räumliche Maximum
  - (b) Die in dieser Tabelle angegebenen Spitzenwerte dürfen überschritten werden, wenn die Einhaltung der in den Tabellen 4.1 oder 4.3 aufgeführten Expositionsgrenzwerte nachgewiesen wird. Jedoch sollte ein Spitzenwert der elektrischen Feldstärke von 30000 V/m wegen der Gefahr von schweren mittelbaren Wirkungen nicht überschritten werden.
  - (c) Falls der Beschäftigte einen geerdeten bzw. ungeerdeten Gegenstand berühren kann, können wegen der Kontaktströme – siehe Abschnitt 4.1.4 – weitere Einschränkungen gelten

Tabelle 4.6: Oberes Auslöseniveau für berufliche Exposition des gesamten Körpers gegenüber externen statischen und zeitveränderlichen elektrischen Feldern

Die in Abbildung 4.4 und Tabelle 4.6 aufgeführten Spitzenwerte können überschritten werden, wenn die Einhaltung der in den Tabellen 4.1 oder 4.3 aufgeführten Expositionsgrenzwerte nachgewiesen wird.

Es können zusätzliche Einschränkungen aufgrund von Kontaktströmen — siehe Abschnitt 4.1.4 – gelten, wenn Beschäftigte geerdete oder ungeerdete Gegenstände berühren können.

#### 4.2.1.2 Magnetische Felder

Abbildung 4.5 und Tabelle 4.7 zeigen das obere Auslöseniveau für statische und zeitveränderliche Magnetfelder. Alle Werte beziehen sich auf das räumliche Maximum und werden als Spitzenwert der magnetischen Flussdichte angegeben.

Dieses obere Auslöseniveau für Magnetfelder wird aus den in Tabelle 4.2 angegebenen Expositionsgrenzwerten für statische Magnetfelder und den in Abbildung 4.1 und Tabelle 4.3 angegebenen Expositionsgrenzwerten für die elektrische Feldstärke im Gewebe unter Annahme der ungünstigsten Bedingungen (worst case) abgeleitet.

Das in Abbildung 4.5 und Tabelle 4.7 angegebene obere Auslöseniveau kann überschritten werden, wenn die Einhaltung der in den Tabellen 4.2 oder 4.3 aufgeführten Expositionsgrenzwerte nachgewiesen wird.

Im Falle von kontrollierten Arbeitsbereiche, in denen jede Beeinträchtigung der Arbeit der Beschäftigten oder der Sicherheit anderer im Zusammenhang mit Schwindel, Übelkeit und Phosphenen ausgeschlossen werden können, sind in einem bestimmten Frequenzbereich höhere Magnetfeldexpositionen zulässig. Diese Werte gelten auch für auf den Rumpf beschränkte Expositionen und sind in Abbildung 4.5 als die mit 'Exposition des Rumpfes / Kontrollierter Bereich' gekennzeichneten Kurve dargestellt.

Expositionen des gesamten Körpers oder des Kopfes gegenüber statischen oder zeitveränderlichen magnetischen Feldern werden durch das obere Auslöseniveau begrenzt, das in Abbildung 4.5 durch die mit 'Ganzkörper-Exposition / Exposition des Kopfes' gekennzeichnete Kurve dargestellt wird.

Magnetische Flussdichten von mehr als 30 mT sind nur zulässig, wenn jede Projektilwirkung oder jedes Risiko durch Translations- und Rotationskräfte an metallischen Gegenständen oder Implantaten ausgeschlossen werden kann.

Frequenzbereich $f / \text{Hz}$			Spitzenwert der magnetischen Flussdichte <sup>(a,b,c,d,e)</sup>	
			Ganzkörperexposition oder Exposition des Kopfes [T]	Exposition des Rumpfes / Kontrollierter Bereich [T]
0	$\leq f \leq$	0.024	2	2
0.024	$\leq f \leq$	0.96	$48 \cdot 10^{-3}/f$	2
0.96	$\leq f \leq$	25	$48 \cdot 10^{-3}/f$	$1.92/f$
25	$< f \leq$	1000	$1.92 \cdot 10^{-3}$	$1.92/f$
1000	$< f \leq$	3000	$1.92/f$	$1.92/f$
3000	$< f \leq$	$100 \cdot 10^3$	$0.64 \cdot 10^{-3}$	$0.64 \cdot 10^{-3}$

- Note:
- (a) Wert bezieht sich auf das räumliche Maximum
  - (b) Die in dieser Tabelle angegebenen Spitzenwerte können überschritten werden, wenn die Einhaltung der in den Tabellen 4.2 oder 4.3 aufgeführten Expositionsgrenzwerte nachgewiesen wird
  - (c) Magnetische Flussdichten von mehr als 30 mT sind nur zulässig, wenn jegliches Projektilrisiko und jegliches Risiko durch Translations- und Rotationskräfte an metallischen Gegenständen oder Implantaten ausgeschlossen werden kann
  - (d) Beschäftigte mit aktiven implantierten medizinischen Geräten, z.B. Herzschrittmacher oder Kardioverter-Defibrillatoren, sollten statischen Magnetfeldern mit Flussdichten von mehr als 0,5 mT an der Stelle des Implantats nicht ausgesetzt werden — siehe auch Abschnitt 5.6
  - (e) Die Werte für die magnetische Feldstärke  $H$  können aus den Werten der magnetischen Flussdichte  $B$  mithilfe der Formel  $H = B/\mu_0$  mit  $\mu_0 = 4\pi \cdot 10^{-7} \frac{\text{T}\cdot\text{m}}{\text{A}}$  berechnet werden

Tabelle 4.7: Oberes Auslöseniveau für berufliche Expositionen gegenüber statischen und zeitveränderlichen Magnetfeldern für den gesamten Körper, Kopf und Rumpf sowie für kontrollierte Bereiche

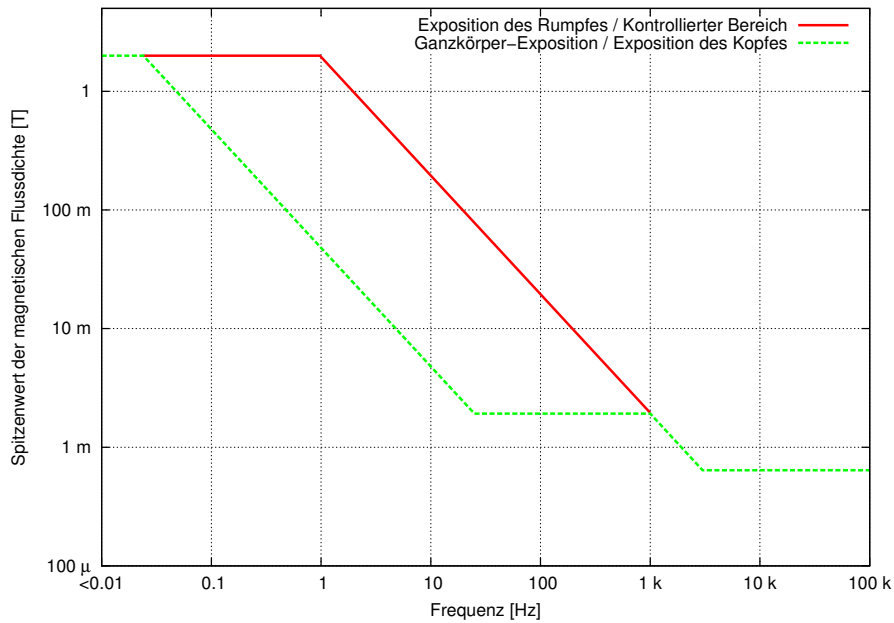


Abbildung 4.5: Oberes Auslöseniveau für berufliche Expositionen gegenüber statischen und zeitveränderlichen Magnetfeldern für den gesamten Körper, Kopf und Rumpf sowie für kontrollierte Bereiche

Beschäftigte mit aktiven implantierten medizinischen Geräten, wie z.B. Herzschrittmachern oder Kardioverter-Defibrillatoren, dürfen statischen Magnetfeldern mit Flussdichten von mehr als 0,5 mT an der Stelle des Implantats nicht ausgesetzt werden. Weitere Informationen dazu werden in Abschnitt 5.6 gegeben.

#### 4.2.2 Unteres Auslöseniveau

Wenn das untere Auslöseniveau nicht überschritten wird, sind keine weiteren Schritte oder Maßnahmen erforderlich. Ausnahmen von dieser Regel stellen Sicherheitsmaßnahmen für Arbeitnehmer mit AIMDs da — siehe Abschnitt 5.6.

Die Einhaltung der Werte des unteren Auslöseniveaus schließt das Auftreten aller schädlichen unmittelbaren oder mittelbaren Wirkungen – abgesehen von Störungen bei AIMDs – aus und erfordert keine detaillierte Expositionsbewertung der betroffenen Arbeitsplätze, wodurch unnötige Schritte und Maßnahmen verhindert und damit Kosten gesenkt werden.

##### 4.2.2.1 Elektrische Felder

Abbildung 4.6 und Tabelle 4.8 zeigen das untere Auslöseniveau für die externe elektrische Feldstärke. Alle Werte beziehen sich auf das räumliche Maximum und werden als Spitzenwert der externen elektrischen Feldstärke angegeben.

Die Einhaltung der Werte des unteren Auslöseniveaus für berufliche Exposition des gesamten Körpers gegenüber externen statischen und zeitveränderlichen elektrischen Feldern vermeidet die meisten mittelbaren Effekte, wie z.B. Bewegungen der Haare, Mikroschocks sowie Kontaktströme bei berührendem oder greifendem Kontakt.



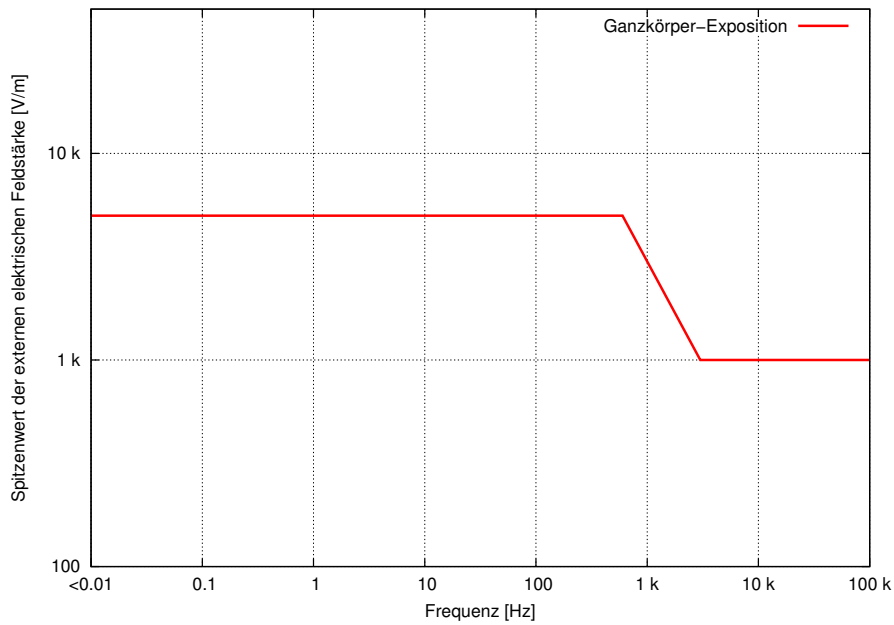


Abbildung 4.6: Unteres Auslöseniveau für berufliche Exposition des gesamten Körpers gegenüber externen statischen und zeitveränderlichen elektrischen Feldern

Frequenzbereich $f / \text{Hz}$	Spitzenwert der externen elektrischen Feldstärke <sup>(a,b)</sup> Ganzkörper-Exposition [V/m]
$0 \leq f \leq 600$	5000
$600 < f \leq 3000$	$3 \cdot 10^6 / f$
$3000 < f \leq 100 \cdot 10^3$	1000

- Note: (a) Wert bezieht sich auf das räumliche Maximum  
 (b) Die in dieser Tabelle angegebenen Spitzenwerte dürfen überschritten werden, wenn die Einhaltung der in den Tabellen 4.1 bzw. 4.3 aufgeführten Expositionsgrenzwerte nachgewiesen wird

Tabelle 4.8: Unteres Auslöseniveau für berufliche Exposition des gesamten Körpers gegenüber externen statischen und zeitveränderlichen elektrischen Feldern

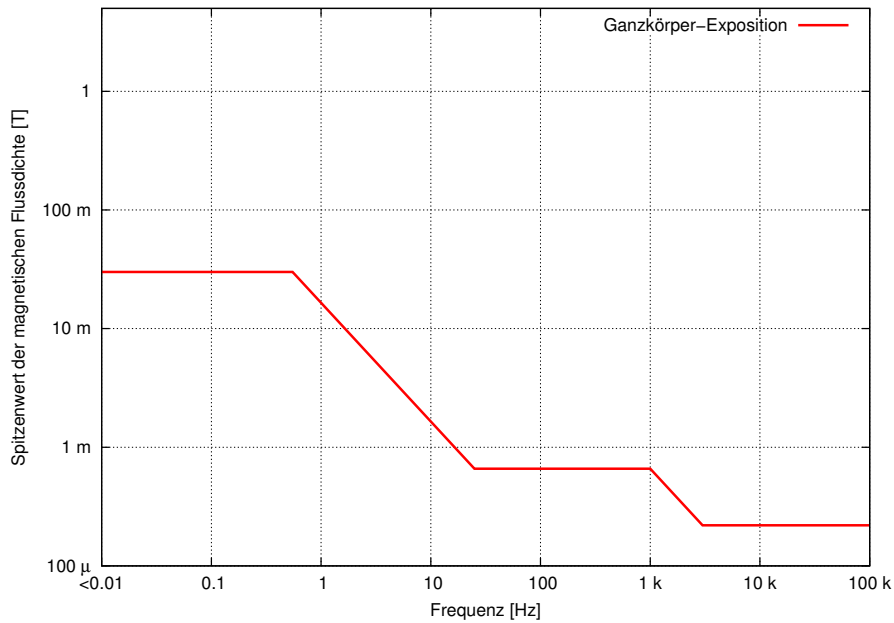


Abbildung 4.7: Unteres Auslöseniveau für berufliche Exposition des gesamten Körpers gegenüber externen statischen und zeitveränderlichen magnetischen Feldern

#### 4.2.2.2 Magnetische Felder

Abbildung 4.7 und Tabelle 4.9 zeigen das untere Auslöseniveau für statische und zeitveränderliche Magnetfelder. Alle Werte beziehen sich auf das räumliche Maximum und werden als Spitzenwert der magnetischen Flussdichte angegeben.

Bei statischen Magnetfeldern bzw. Magnetfeldern mit extrem niedriger Frequenz ( $f < 1$  Hz) stellt das untere Auslöseniveau für die magnetische Flussdichte von 30 mT sicher, dass Projektil-, (Translations-) oder Rotationswirkungen durch ferromagnetische Gegenstände in diesen Magnetfeldern sowie Wirkungen wie Schwindel und Übelkeit nicht eintreten. Bei höheren Frequenzen ( $f > 20$  Hz) stellt das untere Auslöseniveau für Magnetfelder auch sicher, dass andere schädliche oder störende unmittelbare oder mittelbare Wirkungen sicher vermieden werden.

Beschäftigte mit aktiven implantierten medizinischen Geräten wie beispielsweise Schrittmachern oder Kardioverter-Defibrillatoren sollten statischen Magnetfeldern mit Flussdichten von mehr als 0,5 mT an der Stelle des Implantats nicht ausgesetzt werden. Weitere Informationen dazu werden in Abschnitt 5.6 gegeben.

Frequenzbereich		Spitzenwert der magnetischen Flussdichte <sup>(a,b,c,d)</sup>	
$f / \text{Hz}$		[T]	
0	$\leq f \leq$	0.55	$30 \cdot 10^{-3}$
0.55	$\leq f \leq$	25	$16.5 \cdot 10^{-3}/f$
25	$< f \leq$	1000	$660 \cdot 10^{-6}$
1000	$< f \leq$	3000	$660 \cdot 10^{-3}/f$
3000	$< f \leq$	$100 \cdot 10^3$	$220 \cdot 10^{-6}$

- Note: (a) Wert bezieht sich auf das räumliche Maximum
- (b) Die in dieser Tabelle angegebenen Spitzenwerte dürfen überschritten werden, wenn die Einhaltung der in den Tabellen 4.2 bzw. 4.3 aufgeführten Expositionsgrenzwerte nachgewiesen wird
- (c) Beschäftigte mit aktiven implantierten medizinischen Geräten, z.B. Herzschrittmacher oder Kardioverter-Defibrillatoren, sollten statischen Magnetfeldern mit Flussdichten von mehr als 0,5 mT an der Stelle des Implantats nicht ausgesetzt werden — siehe auch Abschnitt 5.6
- (d) Die Werte für die magnetische Feldstärke  $H$  können aus den Werten der magnetischen Flussdichte  $B$  mithilfe der Formel  $H = B/\mu_0$  mit  $\mu_0 = 4\pi \cdot 10^{-7} \frac{\text{T}\cdot\text{m}}{\text{A}}$  berechnet werden

Tabelle 4.9: Unteres Auslöseniveau für berufliche Exposition des gesamten Körpers gegenüber externen statischen und zeitveränderlichen magnetischen Feldern

## 5 Besondere Expositionssituationen

### 5.1 Gleichzeitige Exposition gegenüber elektrischen und magnetischen Feldern

Arbeitsplätze mit gleichzeitiger Exposition des gesamten Körpers gegenüber das obere Auslöseniveau überschreitenden externen elektrischen und magnetischen Feldern sind in der Arbeitsumgebung selten zu finden.

Wie in Gleichung 2.2 dargestellt, ist der Beitrag des externen elektrischen Feldes als Beitrag zur gewebeinternen elektrischen Feldstärke generell sehr klein. Außerdem weisen die Komponenten der externen elektrischen und magnetischen Felder unterschiedliche Wechselwirkungspunkte im Gewebe auf und verhalten sich in Bezug auf die gewebeinterne elektrische Feldstärke nicht additiv.

Daher ist es ausreichend, die Einhaltung des unteren oder oberen Auslöseniveaus für die Komponenten des elektrischen bzw. magnetischen Feldes getrennt nachzuweisen.

Wenn sowohl die Komponente des externen elektrischen Feldes als auch die des externen Magnetfeldes die oberen Auslösewerte überschreiten, oder wenn die Einhaltung der Expositionsgrenzwerte unmittelbar nachgewiesen ist, sollten sowohl die Komponente des externen elektrischen Feldes als auch die des Magnetfeldes genutzt werden, um die gewebeinterne elektrische Feldstärke richtig zu berechnen.

### 5.2 Gleichzeitige Exposition gegenüber mehreren, auf der gleichen Frequenz arbeitenden Feldquellen

Diese Expositionssituation wird bewertet, indem die kombinierte Exposition aller gleichzeitig verwendeten Feldquellen am Arbeitsplatz als Spitzenwert der elektrischen und magnetischen Feldstärke oder magnetischen Flussdichte gemessen wird. Die Messdauer muss ausreichend lang sein, um auch das Szenario der ungünstigsten Bedingungen (worst case scenario) mit abzudecken, insbesondere wenn die unterschiedlichen Feldquellen nicht kontinuierlich oder unter wechselnden Bedingungen, wie z.B. Lasten, Zyklen, Einstellungen, Parametern, betrieben werden.

Alternativ dazu ist es möglich, bei jeder einzelnen Feldquelle unabhängig voneinander Messungen der Spitzenwerte der elektrischen und magnetischen Feldstärke oder magnetischen Flussdichte für die ungünstigsten Expositionsbedingungen vorzunehmen und die Summe der Ergebnisse zu bilden, bevor diese mit den Werten des unteren bzw. oberen Auslöseniveaus verglichen werden.

Beide Verfahren und insbesondere das zweite führen zu einer Überschätzung der Expositionssituation. Sie sind jedoch leicht anzuwenden und in den meisten Fällen ausreichend, um die Einhaltung des unteren oder oberen Auslöseniveaus an einem Arbeitsplatz nachzuweisen.

Das korrekte Verfahren würde eine Vektor-Addition der externen elektrischen bzw. magnetischen Feldvektoren für alle Feldquellen an jedem Punkt innerhalb der Abmessungen des menschlichen Körpers erfordern und das Ergebnis für den ungünstigsten Fall mit den Werten des unteren bzw. oberen Auslöseniveaus vergleichen. Der Einsatz dieser Lösung ist jedoch auf numerische Berechnungen der gewebeinternen elektrischen Feldstärke unter Verwendung von anatomischen Körpermodellen beschränkt.

### 5.3 Gleichzeitige Exposition gegenüber mehrfrequenten Feldern

#### 5.3.1 Summenformeln

Wenn es um die Bewertung von gleichzeitigen Expositionen gegenüber mehrfrequenten Feldern geht, verweisen die aktuellen Sicherheitsstandards häufig auf Summenformeln [50, 52, 56, 62]. Sowohl [50] als auch [56] geben an, dass *'es wichtig ist zu ermitteln, ob diese Expositionen sich in Situationen mit gleichzeitiger Exposition gegenüber Feldern mit unterschiedlichen Frequenzen*

in ihrer Wirkung *additiv verhalten*'. Aber keines dieser Dokumente bietet eine Anleitung dazu, ob dies bei einem bestimmten Expositionsszenario der Fall ist oder nicht. Wie bereits in [43] gezeigt, tritt bei gleichzeitiger Exposition gegenüber mehrfrequenten Feldern bei einer Exposition am Arbeitsplatz im allgemeinen kein additiver Effekt auf.

Die Verwendung von Summenformeln [50, 52, 62] oder des sich auf das gleiche mathematische Prinzip stützenden gewichteten Filteransatzes [56] zur Bewertung von gleichzeitigen Expositionen gegenüber mehrfrequenten Feldern ergibt standardmäßig eine erhebliche Überschätzung der Expositionssituation am Arbeitsplatz. Weil beide Bewertungsmethoden leicht anzuwenden sind, können sie nur verwendet werden, um die Einhaltung der Referenz- bzw. Auslöswerte in einer Expositionssituation zu zeigen. Wenn jedoch die Expositionssituation beim Einsatz dieser Methoden als nicht konform eingestuft wird, muss dies gar nicht der Fall sein. In diesen Situationen sollte eine stärker auf physiologischen Gegebenheiten basierende Bewertungsmethode eingesetzt werden.

### 5.3.2 Bewertung von Feldern mit beliebigem zeitlichem Verhalten

Das im nachfolgenden Abschnitt skizzierte Verfahren kann unabhängig vom zeitlichen Verlauf zur Bewertung aller Feldarten verwendet werden. Dieses Bewertungsverfahren ist besonders nützlich zur Bewertung von nicht sinusförmigen oder gepulsten Feldern, aber nicht allein darauf beschränkt.

Wie bereits in Abschnitt 3 dargestellt und in Abschnitt 3.2.6 zusammengefasst, hängt der maßgebliche Bereich der Wechselwirkung mit erregbarem Gewebe, neben anderen Parametern, sowohl von der Richtung als auch dem Wert des Vektors der elektrischen Feldstärke in diesem Gewebe ab.

Die Signumfunktion  $\text{sgn}(x)$  ist definiert als:

$$\text{sgn}(x) = \begin{cases} +1 & x > 0 \\ 0 & \text{for } x = 0 \\ -1 & x < 0 \end{cases} \quad (5.1)$$

Mit dieser Funktion kann die effektive Dauer eines Pulses oder Reizes als die Zeitdauer  $\tau_P$  definiert werden, in der die Signumfunktion der gewebeinternen elektrischen Feldstärke  $E_i$  konstant, aber ungleich null ist: Entweder  $\text{sgn}(E_i) > 0$  oder  $\text{sgn}(E_i) < 0$ .

Nach Gleichung 2.2 ist die gewebeinterne elektrische Feldstärke  $E_i$  proportional zur externen elektrischen Feldstärke  $E_0$

$$E_i \sim E_0 \quad (5.2)$$

und gemäß dem Ohmschen Gesetz proportional zum Kontaktstrom  $I_c$

$$E_i \sim I_c \quad (5.3)$$

und ebenfalls proportional zur zeitlichen Ableitung  $\frac{dB}{dt}$  des externen Magnetfeldes  $B$ , wie dies in Gleichung 2.4 gezeigt wird

$$E_i \sim \frac{dB}{dt} \quad (5.4)$$

und erlaubt es daher, dass dieses Konzept bei Bedarf sowohl auf externe elektrische und magnetische Felder als auch Kontaktströme ausgedehnt werden kann. In diesem Dokument werden jedoch nur gepulste Magnetfelder behandelt.

Magnetfelder mit exponentiellen Zeitverläufen erfordern einige besondere Überlegungen, weil die zeitliche Ableitung einer Exponentialfunktion den Wert Null nur gegen unendlich erreicht. Daher wird die effektive Dauer eines Magnetfeldes mit einem exponentiellen Zeitverlauf als die Zeitdauer  $\tau_P$  definiert, in dem dieser zwischen Null und  $(1 - e^{-\pi/2})$  seines Spitzenwertes ansteigt oder in dem er von seinem Spitzenwert auf einen Wert von  $e^{-\pi/2}$  seines Spitzenwertes abfällt.

Wenn die Werte für  $\tau_{P_i}$  sich im Zeitverlauf signifikant unterscheiden oder sich in der ansteigenden bzw. abfallenden Flanke unterscheiden, sollte sich nach dem konservativen Ansatz jede weitere Bewertung auf den kleinsten Wert für alle  $\tau_{P_i}$  stützen:

$$\tau_{P,\min} = \min(\tau_{P_i}) \quad (5.5)$$

In jedem Fall kann man die Frequenz  $f_P$  wie folgt berechnen:

$$f_P = \frac{1}{2 \cdot \tau_{P,\min}} \quad (5.6)$$

Für eine beliebige Zeitfunktion eines Magnetfeldes müssen sowohl die maximale als auch die mittlere Veränderungsrate der magnetischen Flussdichte begrenzt werden. Bei sinus-, dreiecks-, trapezförmigen und exponentiellen Zeitverläufen ist es jedoch ausreichend, nur die Einhaltung der mittleren Veränderungsrate der magnetischen Flussdichte nachzuweisen. Die Begründung für diese Bewertungsmethode ist in [104, 41] zu finden.

Die maximal zulässige Veränderungsrate der magnetischen Flussdichte für einen Puls mit der Dauer  $\tau_{P,\min}$  kann man wie folgt berechnen:

$$\left| \frac{dB}{dt} \right|_{\max} = \omega \cdot \hat{B} = 2\pi \cdot f_P \cdot \hat{B} = \frac{\pi}{\tau_{P,\min}} \cdot \hat{B} \quad (5.7)$$

wohingegen die mittlere Veränderungsrate der magnetischen Flussdichte für einen Puls mit der Dauer  $\tau_{P,\min}$  berechnet werden kann als:

$$\left| \frac{dB}{dt} \right|_{\text{mean}} = \frac{\hat{B}}{\tau_{P,\min}} = 2 \cdot f_P \cdot \hat{B} \quad (5.8)$$

Die Einhaltung der in den Tabellen 4.7 und 4.9 angegebenen Werte für das obere und untere Auslöseniveau für Magnetfelder mit der Frequenz  $f_P$  stellt auch die Übereinstimmung mit Gleichung 5.8 sicher. Das bedeutet, dass für jede Dauer  $\tau_{P,\min}$  der Betrag der Änderung der magnetischen Flussdichte  $\Delta B = |B(t + \tau_{P,\min}) - B(t)|$  geringer sein muss als der in den Tabellen 4.7 und 4.9 aufgeführte Spitzenwert  $\hat{B}$  für das obere und untere Auslöseniveau für Magnetfelder mit der Frequenz  $f_P$ .

Bei sinus-, dreiecks-, trapezförmigen und exponentiellen Zeitverläufen reicht es aus, die Einhaltung der Gleichung 5.8 zu prüfen. Bei beliebigen Zeitverläufen muss jedoch auch die Einhaltung der Gleichung 5.7 geprüft werden.

Bei Bedarf können die zulässigen Werte für die maximale und mittlere Veränderungsrate der magnetischen Flussdichte unter Verwendung von Gleichung 5.7 und Gleichung 5.8 für die in den Tabellen 4.7 und 4.9 aufgelisteten Spitzenwerte der magnetischen Flussdichte an den unteren und oberen Auslöseniveaus berechnet werden.

### 5.3.3 Oberschwingungen

Im allgemeinen findet sich in Stromsystemen nur eine begrenzte Zahl von Oberschwingungen und mit steigender Ordnungszahl der Oberschwingung, d.h. höheren Frequenzen, ist normalerweise eine Abnahme der Oberschwingungsamplituden festzustellen.

[43] zeigt, dass jeder Oberschwingungsanteil die effektive Dauer eines Reizes verkürzt, wodurch er nach dem Lapique'schen Gesetz bei der Stimulation weniger wirkungsvoll wird. Wie bereits in den Abschnitten 3.2.2 und 3.2.6 dargestellt, gibt es unter praktischen Expositionsbedingungen kaum eine Additivität der verschiedenen Spektralkomponenten.

In diesen Fällen ist es ausreichend, die Konformität jeder einzelnen Spektralkomponente mit den Werten des unteren bzw. oberen Auslöseniveaus nachzuweisen. Wenn diese Konformitätsprüfung nicht erfolgreich ist, sollte für die Expositionsbewertung eine komplexere Methode — siehe Abschnitt 5.3.2 — eingesetzt werden.

## 5.4 Lokale Exposition

Die zur Ableitung des unteren bzw. oberen Auslöseniveaus aus den entsprechenden Expositionsgrenzwerten eingesetzten ungünstigsten Expositionsbedingungen gehen von einer homogenen Exposition des gesamten Körpers bzw. des Kopfes und Rumpfes gegenüber einem elektrischen oder magnetischen Feld aus.

Insbesondere Magnetfeldquellen mit kleinen Abmessungen im Vergleich zum menschlichen Körper oder dessen Teilen, die in unmittelbarer Nähe des Körpers des Beschäftigten verwendet werden, führen zu einer stark lokalisierten Exposition. Weil die vom Magnetfeld induzierte elektrische Feldstärke im Gewebe hauptsächlich auf die geometrischen Abmessungen der Quelle selbst beschränkt ist, führt dies nach dem in Gleichung 2.4 angegebenen Faraday'schen Gesetz zu einem kleineren Wert des Oberflächenintegrals für eine bestimmte magnetische Flussdichte. Zusammen mit einer gegebenen zeitlichen Ableitung, z.B. einer Frequenz, ergibt dies dann eine geringere gewebeinterne elektrische Feldstärke.

Das bedeutet, dass es bei lokalen Expositionen möglich ist, für die externe elektrische Feldstärke oder magnetische Flussdichte höhere Werte zuzulassen als diejenigen die durch das untere bzw. obere Auslöseniveau vorgegeben werden. Weil eine große Zahl von Parametern die Höhe dieser zulässigen Werte beeinflusst, müssen sie fallweise berechnet werden. Bei einer bestimmten Feldquelle, also einem Gerät, Kabel, Werkzeug oder an einem Arbeitsplatz, ist es möglich, wieder die ungünstigsten Expositionsbedingungen anzunehmen und einfache Ausdrücke oder diskrete Zahlen für die externe elektrische Feldstärke oder die magnetische Flussdichte anzugeben.

## 5.5 Bewegung in statischen Magnetfeldern

$$\frac{dB}{dt} = \frac{dB}{ds} \cdot \frac{ds}{dt} \quad (5.9)$$

Gleichung 5.9 verknüpft die zeitliche Ableitung eines Magnetfeldes mit dessen räumlicher Ableitung, d.h. dem räumlichen Gradienten, und einer Geschwindigkeit. Für eine maximale Wirkung muss das Wegelement  $ds$ , d.h. die Bewegungsrichtung, senkrecht zum Magnetfeldvektor verlaufen.

Mit Gleichung 5.9 und den Ergebnissen aus Abschnitt 5.3.2 ist es möglich zu zeigen, ob eine Bewegung mit einer gegebenen Geschwindigkeit  $v$  in einem statischen Magnetfeld mit einem gegebenen räumlichen Gradienten  $dB/ds$  des Magnetfeldes mit den Werten des unteren bzw. oberen Auslöseniveaus konform ist. Im Arbeitsumfeld werden jedoch weder die Geschwindigkeit der Bewegung noch der räumliche Gradient des Magnetfeldes über längere Zeit oder über große räumliche Bereiche konstant sein [68]. Daher ist es notwendig, den gesamten Bewegungspfad in kleine Entfernungen aufzuteilen, für die sowohl eine konstante Geschwindigkeit als auch ein konstanter räumlicher Gradient des Magnetfeldes angenommen werden können. Es müssen nur die Teile des gesamten Pfades analysiert werden, in denen entweder die Geschwindigkeit oder der räumliche Gradient des Magnetfeldes oder beide ein Maximum erreichen.

Messungen von elektrischen Feldern, die durch typische Bewegungen des menschlichen Körpers wie Gehen oder Drehungen im magnetischen Streufeld, z.B. eines Ganzkörper-3T-Scanners, ausgelöst wurden, ergaben 0,15 V/m für den Oberbauch, 0,077 V/m für den Kopf und 0,015 V/m für die Zunge [55].

## 5.6 Beeinflussungen von aktiven implantierten medizinischen Geräten (AIMD)

Statische und zeitveränderliche elektrische und magnetische Felder können die korrekte Funktionsweise von aktiven implantierten medizinischen Geräten, wie z.B. Herzschrittmachern, implantierten Kardioverter-Defibrillatoren (ICD) und Insulinpumpen, beeinflussen. Die Möglichkeit einer solchen Störung hängt von der Art, der Stärke, der Frequenz und der Polarisierung des/der Feld(er) und

außerdem von der Empfindlichkeit des AIMD ab und kann das Wohlergehen des Beschäftigten beeinträchtigen oder sogar lebensbedrohliche Folgen haben [11, 97].

Weil eine solche Störung eintreten kann, selbst wenn das untere Auslöseniveau nicht überschritten ist, muss allen Arbeitsplätzen, an denen Beschäftigte mit einem AIMD in der Belegschaft zu finden sind, besondere Aufmerksamkeit geschenkt werden.

Ob Beschäftigte mit einem AIMD für ihre Aufgaben geeignet sind, muss fallweise unter Berücksichtigung der Expositionssituation am Arbeitsplatz, der Art und der Lage des Implantats, dessen individueller Programmierung und bei Bedarf der Art und des Verlaufs der Elektroden ermittelt werden. Weitere Informationen und Anleitungen für das Bewertungsverfahren sind in [11, 20, 27] zu finden.

Statische und extrem niederfrequente Magnetfelder können im AIMD einen Reedschalter auslösen, der bestimmte Funktionen des Implantats ausschaltet oder eine Veränderung des Betriebsmodus verursacht. Dies ist sicher zu vermeiden, wenn Beschäftigte mit einem AIMD statischen und extrem niederfrequenten Magnetfeldern mit Flussdichten von mehr als 0,5 mT nicht ausgesetzt werden.

Die korrekte Funktionsweise eines AIMD kann durch zeitveränderliche elektrische und magnetische Felder beeinträchtigt werden, die entweder unmittelbar die Geräteschaltkreise oder die Messung und Detektion von Körpersignalen und Parametern, wie z.B. Elektrokardiogrammen (EKG) oder Blutzuckerspiegel, stören. Wie bereits ausgeführt, hängt die Störschwelle von vielen Parametern ab und kann nur für jeden Einzelfall ermittelt werden.

[27] gibt Formeln an, die zur Berechnung der Spitzenwerte der elektrischen und magnetischen Feldstärken von zeitänderlichen elektrischen und magnetischen Feldern für ein bestimmtes Implantat und dessen spezielle Parameter verwendet werden können. Die Konformität einer Expositionssituation mit diesen berechneten Spitzenwerten der elektrischen und magnetischen Feldstärke verhindert sicher jede Interferenz zwischen diesen Feldern und der korrekten Funktionsweise des AIMD.

## 5.7 Projektilwirkungen

Ferromagnetische Stoffe einschließlich des so genannten 'nichtmagnetischen Edelstahl' können zu gefährlichen Gegenständen werden, wenn sie starken statischen Magnetfeldern ausgesetzt sind. Abhängig von ihrer magnetischen Suszeptibilität und ihrer Form können die resultierenden Translationskräfte und Drehmomente von zu vernachlässigenden bis zu tödlichen Werten reichen. Die aktuelle Literatur bezeichnet diese Wirkung häufig als die so genannte '*Projektilwirkung*' [3, 104, 55, 98]. Jedoch unterscheiden sich die magnetischen Flussdichten, bei denen diese Wirkungen auftreten sollen, signifikant und reichen von 3 mT [3], '*in der Größenordnung von einigen Millitesla*' [55] bis zu '*mehr als 67,9 mT*' [104].

Implantate wie Aneurysmaclips, chirurgische Metallclips oder -stents, Dentalimplantate aus Metall oder sogar Tätowierungen und Permanent-Make-up aus Magnetit oder Eisenoxid enthaltene Farbstoffen können ebenfalls von Rotations- oder Translationskräften beeinflusst werden, wenn sie starken statischen Magnetfeldern ausgesetzt werden, was manchmal lebensbedrohliche Folgen hat.

Eine quantitative Lösung für die auf einen, in ein statisches Magnetfeld eingebrachten, ferromagnetischen Gegenstand wirkenden Translations- und Rotationskräfte kann man ermitteln, wenn man die Maxwell-Gleichungen für statische Magnetfelder in einem kartesischen Koordinatensystem löst [29]. Indem man die Form des ferromagnetischen Gegenstandes von einem allgemeinen Ellipsoiden auf einen rotationssymmetrischen Ellipsoiden und dann weiter auf eine Kugelform beschränkt, kann man die Zahl der unabhängigen Hauptachsen von drei auf eine reduzieren. Weitere Vereinfachungen sind zu erreichen, indem die ferromagnetische Kugel an Punkten in das statische Magnetfeld eingebracht wird, die entlang der Mittelachse eines zylindrischen (supraleitenden) Magneten liegen. Die Einheitsvektoren  $\vec{e}_x$ ,  $\vec{e}_y$  und  $\vec{e}_z$  bilden ein rechtshändiges Koordinatensystem, wobei  $\vec{e}_z$  in das Innere des Magneten weist und der Ursprung des Koordinatensystems auf der Mittelachse des Magneten platziert wird.



Wie es bei häufig für in der Kernspintomographie verwendete Magneten zutrifft, ist die einzige räumliche magnetische Komponente mit einem von Null verschiedenen Wert an einem Ort mit den Koordinaten  $x = 0$  und  $y = 0$  demzufolge  $B_z$ .

Die Translationskraft auf eine ferromagnetische Kugel wird beschrieben durch:

$$F_z \approx \frac{3V}{\mu_0} \cdot B_z \frac{\partial B_z}{\partial z} \quad (5.10)$$

mit  $V$  Volumen der Kugel  
 $\mu_0$  Permeabilität des freien Raumes;  $\mu_0 = 4\pi \cdot 10^{-7} \frac{\text{N}}{\text{A}^2} = 4\pi \cdot 10^{-7} \frac{\text{T}\cdot\text{m}}{\text{A}}$   
 $B_z \cdot \frac{\partial B_z}{\partial z}$  Produkt der  $z$ -Komponente der magnetischen Flussdichte und ihres räumlichen Gradienten auf der  $z$ -Achse

Nach Gleichung 5.10 besteht eine Translationskraft auf eine ferromagnetische Kugel nur dann, wenn das Produkt aus magnetischer Flussdichte und räumlichem Gradienten  $B_z \frac{\partial B_z}{\partial z}$  nicht Null ist. Das bedeutet, dass weit entfernt vom Magneten ( $B_z \rightarrow 0$  und  $\frac{\partial B_z}{\partial z} \rightarrow 0$ ) sowie in der homogenen Region des Feldes ( $\frac{\partial B_z}{\partial z} \rightarrow 0$ ), also normalerweise im Magnetinneren, keine Translationskraft vorhanden ist und daher keine so genannte Projektilwirkung auftreten kann. Die maximale Translationskraft ist bei den meisten Magneten nahe der Öffnung der Röhre zu erwarten, wo das Produkt  $B_z \frac{\partial B_z}{\partial z}$  sein Maximum erreicht.

Damit die Kugel beschleunigt wird, ist es notwendig, zumindest die Gleitreibungskraft  $F_{\text{sf}}$  zu überwinden:

$$F_z \stackrel{!}{=} F_{\text{sf}} \quad (5.11)$$

$F_{\text{sf}}$  berechnet werden als:

$$F_{\text{sf}} = \mu_{\text{sf}} \cdot \delta \cdot V \cdot g \quad (5.12)$$

mit  $\mu_{\text{sf}}$  Gleitreibungszahl; für Stahl auf Stahl ist  $\mu_{\text{sf}} = 0.06$   
 $\delta$  Massendichte; für Stahl ist  $\delta \approx 8000 \frac{\text{kg}}{\text{m}^3}$   
 $g$  Normalschwere; auf Meereshöhe ist  $g = 9.80665 \frac{\text{N}}{\text{kg}}$

Löst man

$$\frac{3V}{\mu_0} \cdot B_z \frac{\partial B_z}{\partial z} = \mu_{\text{sf}} \cdot \delta \cdot V \cdot g \quad (5.13)$$

nach dem Produkt aus magnetischer Flussdichte und räumlichen Gradienten  $B_z \frac{\partial B_z}{\partial z}$  auf, wird das Ergebnis unabhängig vom Volumen  $V$  der Kugel und ihren genauen magnetischen Eigenschaften, solange es sich um eine ferromagnetisches Material mit einer magnetischen Volumen-Suszeptibilität  $\chi_{\text{mv}} \gg 1$  handelt:

$$B_z \frac{\partial B_z}{\partial z} = \mu_{\text{sf}} \cdot \delta \cdot g \cdot \frac{\mu_0}{3} \quad (5.14)$$

Bei nichtmagnetischen Stoffen  $\chi_{\text{mv}} \ll 1$  ist das Ergebnis weiter unabhängig vom Volumen  $V$  der Kugel, aber hängt von ihren genauen magnetischen Materialeigenschaften ab:

$$B_z \frac{\partial B_z}{\partial z} = \mu_{\text{sf}} \cdot \delta \cdot g \cdot \frac{\mu_0}{\chi_{\text{mv}}} \quad (5.15)$$

Wie in Gleichung 5.15 dargestellt, erfordern so genannte 'nichtmagnetische Materialien' ein wesentlich größeres Produkt aus magnetischer Flussdichte und räumlichem Gradienten als ferromagnetische, um die anfängliche Reibungskraft zu überwinden. Bei Annahme der ungünstigsten Umstände ist es daher sicher, sich auf ferromagnetische Stoffe mit einem hohen Suszeptibilitätswert zu konzentrieren.

Gleichung 5.14 ergibt für eine ferromagnetische Kugel:

$$B_z \frac{\partial B_z}{\partial z} \approx 2 \cdot 10^{-3} \frac{\text{T}^2}{\text{m}} \quad (5.16)$$

Die meisten, in der Kernspintomographie eingesetzten nicht abgeschirmten, zylindrischen, supraleitenden Magnete weisen unabhängig von ihrer absoluten magnetischen Feldstärke ein Verhältnis  $\max(B_z^2) / \max(\frac{\partial B_z}{\partial z})$  im Bereich von  $1,8 \dots 2 \text{ m}^{-1}$  auf [44, 96], das aus den charakteristischen Herstellerdaten abgeleitet werden kann.

Diese Kenngröße des magnetischen Feldes (räumlicher Magnetgradient) ergibt zusammen mit Gleichung 5.16 eine minimal erforderliche magnetische Flussdichte  $B_z \approx 60 \text{ mT}$ , die zur Überwindung der anfänglichen Reibungskraft erforderlich ist und es ermöglicht, dass die Kugel im Magnetfeld beschleunigt wird und eine so genannte '*Projektilwirkung*' eintreten kann. Dieses Ergebnis stimmt gut mit dem in [104] angegebenen Wert überein.

Generell weisen abgeschirmte Magnete ein kleineres Verhältnis  $\max(B_z^2) / \max(\frac{\partial B_z}{\partial z})$  auf als nicht abgeschirmte Magnete. Wegen der höheren räumlichen Gradienten führt dies zu einer geringeren minimal erforderlichen magnetischen Flussdichte, bei der eine so genannte '*Projektilwirkung*' eintreten kann. Aktuelle Daten für abgeschirmte Systeme deuten darauf hin, dass für das Auftreten einer Projektilwirkung an der Mittelachse eines zylindrischen supraleitenden Magneten magnetische Flussdichten von mindestens  $30 \dots 40 \text{ mT}$  notwendig sind.

Für nicht kugelförmige Gegenstände kann nicht nur eine Translationskraft vorhanden sein, sondern auch ein Drehmoment. Nadelförmige Rotationsellipsoide versuchen ihre lange Achse parallel zur Richtung des Feldes auszurichten. Die Größenordnung des Drehmoments ist proportional zu  $B_z^2$ , so dass das maximale Drehmoment im Zentrum des Magneten zu erwarten ist und größer sein kann als die maximale Translationskraft.

# Literaturverzeichnis

- [1] Richtlinie 92/58/EWG des Rates vom 24. Juni 1992 über Mindestvorschriften für die Sicherheits- und/oder Gesundheitsschutzkennzeichnung am Arbeitsplatz (Neunte Einzelrichtlinie im Sinne von Artikel 16 Absatz 1 der Richtlinie 89/391/EWG). Amtsblatt der Europäischen Gemeinschaften L 245 vom 26. August 1992, S. 23 - 42.
- [2] Empfehlung des Rates 1999/519/EG vom 12. Juli 1999 zur Begrenzung der Exposition der Bevölkerung gegenüber elektromagnetischen Feldern (0 Hz — 300 GHz). Amtsblatt der Europäischen Gemeinschaften L 199 vom 30. Juli 1999, S. 59 - 70.
- [3] Berichtigung der Richtlinie 2004/40/EG des Europäischen Parlaments und des Rates vom 29. April 2004 über Mindestvorschriften zum Schutz von Sicherheit und Gesundheit der Arbeitnehmer vor der Gefährdung durch physikalische Einwirkungen (elektromagnetische Felder) (18. Einzelrichtlinie im Sinne des Artikels 16 Absatz 1 der Richtlinie 89/391/EWG). Amtsblatt der Europäischen Union L 184 vom 24. Mai 2004, S. 1 - 9.
- [4] Vorschlag für eine Richtlinie des Europäischen Parlaments und des Rates zur Änderung der Richtlinie 2004/40/EG über Mindestvorschriften zum Schutz von Sicherheit und Gesundheit der Arbeitnehmer vor der Gefährdung durch physikalische Einwirkungen (elektromagnetische Felder) (18. Einzelrichtlinie im Sinne des Artikels 16 Absatz 1 der Richtlinie 89/391/EWG). Kommission der Europäischen Gemeinschaften KOM(2007) 669 endgültig vom 26. Oktober 2007.
- [5] Richtlinie 2008/46/EG des Europäischen Parlaments und des Rates vom 23. April 2008 zur Änderung der Richtlinie 2004/40/EG über Mindestvorschriften zum Schutz von Sicherheit und Gesundheit der Arbeitnehmer vor der Gefährdung durch physikalische Einwirkungen (elektromagnetische Felder) (18. Einzelrichtlinie im Sinne des Artikels 16 Absatz 1 der Richtlinie 89/391/EWG). Amtsblatt der Europäischen Union L 114 vom 26. April 2008, S. 88 - 89.
- [6] Attwell, D.: Interaction of low frequency electric fields with the nervous system: The retina as a model system. *Radiat. Prot. Dosimetry* 106 (2003), p. 341 - 348.
- [7] Barns, F.S.; Greenebaum, B.: *Handbook of biological effects of electromagnetic fields – Bioengineering and biophysical aspects of electromagnetic fields*. Boca Raton: CRC Press, 2007.
- [8] Barns, F.S.; Greenebaum, B.: *Handbook of biological effects of electromagnetic fields – Biological and medical aspects of electromagnetic fields*. Boca Raton: CRC Press, 2007.
- [9] Bawin, S.M.; Sheppard, A.R.; Mahoney, M.D.; Abu-Assal, M.; Adey, W.R.: Comparison between the effects of extracellular direct and sinusoidal currents on excitability in hippocampal slices. *Brain Research* 362 (1986), p. 350 - 354.
- [10] Bernhardt, J. H.: The establishment of frequency dependent limits for electric and magnetic fields and evaluation of indirect effects. *Radiation and Environmental Biophys.* 27 (1988), p. 1 - 27.

- [11] Berufsgenossenschaftliche Information BGI 5111: Beeinflussung von Implantaten durch elektromagnetische Felder – Eine Handlungshilfe für die betriebliche Praxis. Köln: Berufsgenossenschaft Energie Textil Elektro, 2009.
- [12] Börner, F.: BGIA-Report 2/2009 – Elektromagnetische Felder an handgeführten Punktschweißzangen. Sankt Augustin: BGIA – Institut für Arbeitsschutz der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung, 2009.
- [13] Bolte, J.F.B.; Pruppers, M.J.M.: Electromagnetic fields in the working environment. The Hague (The Netherlands): National Institute for Public Health and the Environment, 2006.
- [14] Bourland, J.D.; Nyenhuis, J.A.; Schaefer, D.J.: Physiological effects of intense MRI gradient fields. *Neuroimaging Clin. North Am.* 9 (1999), p. 363 - 377.
- [15] Boyd, I.A.; Davey, M.R.: *Composition of Peripheral Nerves*. Edinburgh: E&S Livingstone Ltd, 1968.
- [16] Brazier, M.A.: *Electrical Activity of the Nervous System*. Baltimore: Williams & Wilkins, 1977.
- [17] Budinger, T.F.; Fischer, H.; Hentschel, D.; Reinfelder, H.E.; Schmitt, F.: Physiological-effects of fast oscillating magnetic-field gradients. *J. Comput. Assist. Tomogr.* 15 (1991), p. 909 - 914.
- [18] CENELEC Standard EN 50191: *Erection and operation of electrical test equipment*. Brussels: European Committee for Electrotechnical Standardization, 2000.
- [19] CENELEC Standard EN 50499: *Determination of workers exposure to electromagnetic fields*. Brussels: European Committee for Electrotechnical Standardization, 2009.
- [20] CENELEC Standard EN 50527: *Assessment of human exposure at the workplace for persons bearing active implantable medical devices (AIMD) in electric, magnetic and electromagnetic fields with frequencies from 0 to 300 GHz*. Brussels: European Committee for Electrotechnical Standardization, 2011.
- [21] Chatterjee, I.; Wu, D.; Gandhi, O.P.: Human body impedance and threshold current for perception and pain for contact hazards analysis in the VLF-MF band. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 33 (1986), p. 486 - 494.
- [22] Christ, A.; Kainz, W.; Hahn, E.G.; Honegger, K.; Zefferer, M.; Neufeld, E.; Rascher, W.; Janka, R.; Bautz, W.; Chen, J.; Kiefer, B.; Schmitt, P.; Hollenbach, H.-P.; Shen, J.; Oberle, M.; Szczerba, D.; Kam, A.; Guag, J.W.; Kuster, N.: *The Virtual Family – Development of Anatomical CAD Models of Two Adults and Two Children for Dosimetric Simulations*. *Phys. Med. Biol.* 55(2010), p. 23 - 38.
- [23] Cronin, J.: *Mathematical aspects of Hodgkin-Huxley neural theory*. Cambridge; New York; Melbourne: Cambridge University Press, 1987.
- [24] den Boer, J.A.; Bakker, R.; Ham, C.; Smink, J.: Generalization to complex stimulus shape of nerve stimulation threshold based on existing knowledge of its relation to stimulus duration for rectangular stimuli. *Proc. Intl. Soc. Mag. Res. Med.* 7 (1999), p. 108.
- [25] de Vocht, F.; Stevens, T.; Glover, P.; Sunderland, A.; Gowland, P.; Kromhout, H.: Cognitive effects of head-movements in stray fields generated by a 7 Tesla whole-body MRI magnet. *Bioelectromagnetics* 28 (2007), p. 247 - 255.
- [26] Dimbylow, P.: Quandries in the application of the ICNIRP low frequency basic restriction on current density. *Phys. Med. Biol.* 53 (2008), p. 133 - 145.

- [27] E DIN VDE 0848-3-1: Sicherheit in elektrischen, magnetischen und elektromagnetischen Feldern; Teil 3-1: Schutz von Personen mit aktiven Körperhilfsmitteln im Frequenzbereich 0 Hz bis 300 GHz. Berlin: Beuth, 2002.
- [28] Erlanger, J.; Gasser, H.S.: *Electrical Signs of Nervous Activity*. Pennsylvania: University of Pennsylvania Press, 1937.
- [29] Feynman, R.P.; Leighton, R.B.; Sands, M.: *The Feynman lectures on physics - the definitive edition (volumes I – III incl. tips on physics)*. Reading: Addison-Wesley, 1977.
- [30] Frankenhauser, B.; Huxley, A.F.: The Action Potential in the Myelinated Nerve Fiber of *Xenopus Laevis* as Computed on the Basis of Voltage Clamp Data. *J. Physiol.* 171 (1964), p. 302 - 315.
- [31] Gabriel, C.: *Compilation of the dielectric properties of body tissues at RF and microwave frequencies*. Brooks, Texas (USA): Report N.AL/OE-TR-1996-0037, Occupational and Environmental Health Directorate, Radiofrequency Radiation Division, Brooks Air Force Base, Texas (USA), 1996.
- [32] Gabriel, C.; Gabriel, S.; Corthout, E.: The dielectric properties of biological tissues – Part I: Literature survey. *Phys. Med. Biol.* 41 (1996), p. 2231 - 2249.
- [33] Gabriel, S.; Lau, R.W.; Gabriel, C.: The dielectric properties of biological tissues – Part II: Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz. *Phys. Med. Biol.* 41 (1996), p. 2251 - 2269.
- [34] Gabriel, S.; Lau, R.W.; Gabriel, C.: The dielectric properties of biological tissues – Part III: Parametric models for the dielectric spectrum of tissues. *Phys. Med. Biol.* 41 (1996), p. 2271 - 2293.
- [35] Glover, P.; Cavin, I.; Qian, R.; Bowtell, R.; Gowland, P.: Magnetic-field-induced vertigo – a theoretical and experimental investigation. *Bioelectromagnetics* 28 (2007), p. 349 - 361.
- [36] Glover, P.; Bowtell, R.: Measurement of electric fields induced in a human subject due to natural movements in static magnetic fields or exposure to alternating magnetic field gradients. *Physics in Medicine and Biology* 54 (2009), p. 361 - 373.
- [37] Goldman, D.E.: Potential, Impedance and Rectification in Membranes. *The Journal of General Physiology* 27 (1943), p. 37 - 60.
- [38] Guy, A.W.; Chou, C.K.: *Very Low Frequency Hazard Study. Final Report on Contract F33615-83-C-0625*. San Antonio: USAF School of Aerospace Medicine, Brooks AFB, 1985.
- [39] Hansson Mild, K.; Alanko, T.; Decat, G.; Falsaperla, R.; Gryz, K.; Hietanen, M.; Karpowicz, J.; Rossi, P.; Sandström, M.: Exposure of Workers to Electromagnetic Fields. A Review of Open Questions on Exposure Assessment Techniques. *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics (JOSE)* 15 (2009), p. 3 - 33.
- [40] Heinrich, H.: *Einführung in die Hochspannungstechnik für Konstrukteure*. Hausen: 2h-engineering, 2004.
- [41] Heinrich, H.: Assessment of Non-Sinusoidal, Pulsed, or Intermittent Exposure to Low Frequency Electric and Magnetic Fields. *Health Physics* 92 (2007), p. 541 - 546.
- [42] Heinrich, H.; Börner, F.: Chasing the Basic Restrictions – A New Method Simplifying Exposure Assessment. The Bioelectromagnetics Society 29<sup>th</sup> Annual Meeting. Kanazawa, June 10 - 15, 2007. Abstract Book, p. 65 - 66.
- [43] Heinrich, H.; Börner, F.: Summation Formulae – Facts and Fiction. The Bioelectromagnetics Society 30<sup>th</sup> Annual Meeting. San Diego, June 9 - 12, 2008. Abstract Book, p. 33 - 34.

- [44] Henning, J.: Expositionsproblematik in der MRT. Fachgespräch auf Einladung der Deutschen Röntgengesellschaft e.V. zur Problematik der EU-Richtlinie 40/2004. Berlin: Kassenärztliche Bundesvereinigung, 21. Februar 2007.
- [45] Hilgarth, G.: Hochspannungstechnik. Stuttgart: Teubner, 1981.
- [46] Hille, B.: Ion Channels of Excitable Membranes. Sunderland: Sinauer Associates, 2001.
- [47] Hodgkin, A.L.: The Ionic Basis of Electrical Activity in Nerve and Muscle. *Biological Reviews* 26 (1951), p. 339 - 409.
- [48] Hodgkin, A.L.; Huxley, A.F.: A Quantitative Description of Membrane Current and its Application to Conduction and Excitation in Nerve. *J. Physiol.* 117 (1952), p. 500 - 544.
- [49] Hoffman, A.; Faber, S.; Bongers, A.; Jäger, L.; Reiser, M.: Knowledge Transfer from Electrostimulation to Peripheral Nerve Stimulation by Magnetic Gradient Fields in MRI. *International Society for Magnetic Resonance in Medicine* 8, 2008, poster no. 2006.
- [50] International Commission on Non-Ionising Radiation Protection: Guidelines for Limiting Exposure to Time-Varying Electric, Magnetic and Electromagnetic Fields (up to 300 GHz). *Health Physics* 74 (1998), p. 494 - 522.
- [51] International Commission on Non-Ionising Radiation Protection: Response to Questions and Comments on the Guidelines for Limiting Exposure to Time-Varying Electric, Magnetic and Electromagnetic Fields (up to 300 GHz). *Health Physics* 75 (1998), p. 438 - 439.
- [52] International Commission on Non-Ionising Radiation Protection: Guidance on determining compliance of exposure to pulsed and complex non-sinusoidal waveforms below 100 kHz with ICNIRP guidelines. *Health Physics* 84 (2003), p. 383 - 387.
- [53] International Commission on Non-Ionising Radiation Protection: Exposure to Static and Low Frequency Electromagnetic Fields, Biological Effects and Health Consequences (0 - 100 kHz) – Review of the Scientific Evidence and Health Consequences. Munich: International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection, 2003.
- [54] International Commission on Non-Ionising Radiation Protection: Statement on Medical Magnetic Resonance (MR) Procedures – Protection of Patients. *Health Physics* 87 (2004), p. 197 - 216.
- [55] International Commission on Non-Ionising Radiation Protection: Guidelines on Limits of Exposure to Static Magnetic Fields. *Health Physics* 96 (2009), p. 504 - 514.
- [56] International Commission on Non-Ionising Radiation Protection: Draft Guidelines for Limiting Exposure to Time-Varying Electric, Magnetic and Electromagnetic Fields (1 Hz to 100 kHz). ICNIRP, 29 July 2009.
- [57] IEC Technical Specification IEC/TS 60479-1: Effects of current on human beings and livestock – Part 1: General aspects. Geneva: International Electrotechnical Commission, 2006.
- [58] IEC Technical Specification IEC/TS 60479-2: Effects of current on human beings and livestock – Part 2: Special aspects. Geneva: International Electrotechnical Commission, 2007.
- [59] IEC Technical Report IEC/TR 60479-5: Effects of current on human beings and livestock – Part 5: Touch voltage threshold values for physiological effects. Geneva: International Electrotechnical Commission, 2007.
- [60] IEC Standard IEC 60601-2-33: Medical electrical equipment – Part 2-33: Particular requirements for the safety of magnetic resonance equipment for medical diagnosis. Geneva: International Electrotechnical Commission, 2008.

- [61] IEEE: Electric and magnetic field coupling from high voltage power transmission lines – classification of short term effects on people. *IEEE Trans. Power App. Syst.* 79 (1978), p. 2243 - 2252.
- [62] IEEE Standard No. C95.6-2002: IEEE Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Electromagnetic Fields, 0 to 3 kHz. New York: Institute of Electrical and Electronics Engineers, 2002.
- [63] Ilvonen, S.; Laasko, I.: Computational estimation on magnetically induced electric fields in a rotating head. *Physics in Medicine and Biology* 54 (2009), p. 341 - 351.
- [64] Irnich, W.: Das Grundgesetz der Elektrostimulation. *Biomedizinische Technik* 34 (1989), S. 158 - 167.
- [65] Irnich, W.; Schmitt, F.: Magnetostimulation in MRI. *Magn. Reson. Med.* 33 (1995), p. 619 - 623.
- [66] Jokela K.: Restricting exposure to pulsed and broadband magnetic fields. *Health Physics* 79 (2000), p. 373–388.
- [67] Kännälä, S.; Toivo, T.; Alanko, T.; Jokela, K.: Occupational exposure measurements of static and pulsed gradient magnetic fields in the vicinity of MRI scanners. *Physics in Medicine and Biology* 54 (2009), p. 2243 - 2257.
- [68] Kangarlu, A.; Baudendistel, K.T.; Herverhagen, J.T.; Knopp, M.V.: Klinische Hoch- und Ultrafeld-MR und ihre Wechselwirkungen mit biologischen Systemen. *Der Radiologe* 1 (2004), S. 19 – 30.
- [69] Kavet, R.; Bailey, W.H.; Dan Bracken, T.; Patterson, R.M.: Recent Advances in Research Relevant to Electric and Magnetic Field Exposure Guidelines. *Bioelectromagnetics* 29 (2008), p. 499 - 526.
- [70] Kinouchi, Y.; Yamaguchi, H.; Tenforde, T.S.: Theoretical analysis of magnetic field interactions with aortic blood flow. *Bioelectromagnetics* 17 (1998), p. 21 - 32.
- [71] Lapicque, L.: Recherches quantitatives sur l’excitation électrique des nerfs traitée comme une polarisation. *J. Physiol. Paris* 9 (1907), p. 620 - 635. (In Französisch)
- [72] Lapicque, L.: Definition experimentale de l’excitabilité. *Soc. Biologic* 77 (1909), p. 280 - 283. (In Französisch)
- [73] Lassek, A.M.: The human pyramidal tract. *Journal for Comparative Neurology* 76 (1942), p. 217 - 225.
- [74] Lifschitz, E.M.; Landau, L.D.: *Lehrbuch der theoretischen Physik, Bd. 7: Elektrodynamik der Kontinua.* Berlin: Akademie Verlag, 1980.
- [75] Lövsund, P.; Öberg, P.A.; Nilsson, S.E.G.: Magneto- and Electrophosphenes: A comparative study. *Med. Biol. Eng. Comput.* 18 (1980), p. 758 - 764.
- [76] Lövsund, P.; Öberg, P.A.; Nilsson, S.E.G.; Reuter, T.: Magnetophosphenes: A quantitative analysis of thresholds. *Med. Biol. Eng. Comput.* 18 (1980), p. 326 - 334.
- [77] Matthes, R.: Recommendations for static and ELF fields. ICNIRP 6<sup>th</sup> International Non-Ionizing Radiation Workshop. Rio de Janeiro, October 14 - 17, 2008.
- [78] McNeal, D.R.: Analysis of a model for excitation of myelinated nerve. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 23 (1976), p. 329 - 337.
- [79] Martin, J.H.: *Neuroanatomy – Text and Atlas.* New York; London: McGraw-Hill, 2003.

- [80] National Library of Medicine: The Visible Human Project<sup>®</sup>. Bethesda: National Library of Medicine, 1994.
- [81] National Radiological Protection Board: Advice on limiting exposure to electromagnetic fields (0 - 300 GHz). NRPB Vol. 15, No. 2, 2004.
- [82] Nyenhuis, J.A.; Boursland, J.D.; Kildishev, A.V.; Schaefer, D.J.: Health effects and safety of intense gradient fields. In: Magnetic Resonance Procedures – Health Effects and Safety. Boca Raton: CRC Press, 2001, p. 31 - 54.
- [83] Plonsey, R.; Barr, R.: Bioelectricity – A Quantitative Approach. New York: Springer, 2007.
- [84] Project VT/2007/017: An Investigation into Occupational Exposure to Electromagnetic Fields for Personnel Working With and Around Medical Magnetic Resonance Imaging Equipment. Brussels: European Commission, 2008.
- [85] Rattey, F.: Analysis of models for external stimulation of axons. IEEE Trans. Biomed. Eng. 33 (1986), p. 974 - 977.
- [86] Rattey, F.: Modeling the excitation of fibers under surface electrodes. IEEE Trans. Biomed. Eng. 35 (1988), p. 199 - 202.
- [87] Rattey, F.: Analysis of models for extracellular fiber stimulation. IEEE Trans. Biomed. Eng. 36 (1989), p. 676 - 682.
- [88] Reilly, J.P.: Electrical Stimulation and Electropathology. Cambridge; New York; Oakleigh: Cambridge University Press, 1992.
- [89] Reilly, J.P.: Applied Bioelectricity – From Electrical Stimulation to Electropathology. New York; Berlin; Heidelberg: Springer, 1998.
- [90] Reilly, J.P.: Neuroelectric mechanisms applied to low frequency electric and magnetic field exposure guidelines – Part I: Sinusoidal waveforms. Health Physics 83 (2002), p. 341 - 355.
- [91] Reilly, J.P.: An analysis of differences in the low-frequency electric and magnetic field exposure standards of ICES and ICNIRP. Health Physics 89 (2005), p. 71 - 80.
- [92] Research Report RR570: Assessment of Electromagnetic Fields Around Magnetic Resonance Imaging (MRI) Equipment. London: Health and Safety Executive, 2007.
- [93] Ruch, T.C.; Patton, H.D.; Woodbury, J.W.: Neurophysiology. Philadelphia: W.B. Saunders, 1965.
- [94] Saunders, R.D.; Jefferys, J.G.: Weak Electric Field Interactions in the Central Nervous System. Health Physics 83 (2002), p. 366 - 375.
- [95] Saunders, R.D.: Laboratory Studies on Static and ELF Fields. ICNIRP 6th International Non-Ionizing Radiation Workshop. Rio de Janeiro, October 14 - 17, 2008.
- [96] Schenck, J.F.; Dumoulin, C.L.; Redington, R.W.; Kressel, H.Y.; Elliott, R.T.; McDougall, I.L.: Human exposure to 4.0-tesla magnetic fields in a whole-body scanner. Med Phys 19 (1992), p. 1089 - 1098.
- [97] Scholten, A.; Silny, J.: The interference threshold of cardiac pacemakers in electric 50 Hz fields. Journal of Medical Engineering & Technology 25 (2001), p. 1 - 11.
- [98] Shellock, F.G.: Magnetic Resonance Procedures: Health Effects and Safety. Boca Raton; London; New York; Washington D.C.: CRC Press, 2001.
- [99] Siegel, G.J.; Albers, R.W.; Brady, S.; Price, D.L.: Basic Neurochemistry – Molecular, Cellular and Medical Aspects. Burlington, San Diego, London: Elsevier Academic Press, 2006.



- [100] So, P.P.; Stuchly, M.A.; Nyenhuis, J.A.: Pheripheral nerve stimulation by gradient switching fields in magnetic resonance imaging. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 51 (2001), p. 1907 - 1914.
- [101] Stam, R.: The EMF Directive and protection of MRI workers – Possible solutions. Bilthoven (NL): National Institute for Public Health and the Environment (RIVM) Report 610703001, 2008.
- [102] Tuckwell, H.C.: Introduction to theoretical neurobiology – Volume I: Linear cable theory and dendritic structure. Cambridge, New York, Melbourne: Cambridge University Press, 1988.
- [103] Tuckwell, H.C.: Introduction to theoretical neurobiology – Volume II: Nonlinear and stochastic theories. Cambridge, New York, Melbourne: Cambridge University Press, 1988.
- [104] Unfallverhütungsvorschrift BGV B11 'Elektromagnetische Felder'. Köln: Berufsgenossenschaft der Feinmechanik und Elektrotechnik, 2001.
- [105] Weiss, G.: Sur la possibilité de rendre comparables entre les appareils servant a l'excitation électrique. *Arch. Ital. Biol.* 35 (1901), p. 413 - 446. (In Französisch)
- [106] World Health Organization: Environmental Health Criteria No. 137 – Electromagnetic Fields (300 Hz - 300 GHz). Geneva: World Health Organization, 1993.
- [107] World Health Organization: Environmental Health Criteria No. 232 – Static Fields. Geneva: World Health Organization, 2006.
- [108] World Health Organization: Environmental Health Criteria No. 238 – Extremely Low Frequency Fields. Geneva: World Health Organization, 2007.
- [109] Wikimedia Commons File: Action\_potential.svg. Diese Datei ist unter der Creative Commons 'Namensnennung-Weitergabe unter gleichen Bedingungen 3.0 Unported' Lizenz durch 'en:User:Chris\_73', 'en:User:Diberri', 'tiZom' und 'de:Benutzer:Jnns' lizenziert.
- [110] Wikimedia Commons File: Cell membrane detailed diagram de.svg. Dieses Werk wurde von seinem Urheber 'LadyofHats' als gemeinfrei veröffentlicht. Dies gilt weltweit.
- [111] Wikimedia Commons File: Neuron Hand-tuned.svg. Diese Datei ist unter der Creative Commons 'Namensnennung-Weitergabe unter gleichen Bedingungen 3.0 Unported' Lizenz durch 'Quasar Jarosz at en.wikipediaFile' lizenziert.
- [112] van Rongen, E.; Saunders, R.D.; van Deventer, E.T.; Repacholi, M.H.: Static Fields: Biological Effects and Mechanisms Relevant to Exposure Limits. *Health Physics* 92 (2007), p. 584 - 590.

# Annex

## A Größen, Variablen, Abkürzungen und SI-Einheiten

Größe	Symbol oder Abkürzung	Einheit (Wert)
Magnetische Flussdichte	$B$	Tesla (T)
Elektrische Feldstärke	$E$	Volt pro Meter (V/m)
Strom	$I$	Ampere (A)
Spannung, Potential	$u, U, \varphi, \Phi$	Volt (V)
Kraft	$F$	Newton (N)
Frequenz	$f$	Hertz (Hz)
Permittivität	$\varepsilon$	Farad pro Meter (F/m)
Permeabilität	$\mu$	Henry pro Meter (H/m)
Permeabilität des freien Raumes	$\mu_0$	Henry pro Meter (H/m) ( $\mu_0 = 4 \cdot \pi \cdot 10^{-7}$ H/m)
Leitfähigkeit	$\kappa$	Siemens pro Meter (S/m)
Ladung	$q$	Coulomb (C)
Kapazität	$C$	Farad (F)
Widerstand	$R$	Ohm ( $\Omega$ )
Entfernung	$s, d$	Meter (m)
Durchmesser	$D$	Meter (m)
Zeit	$T, t, \tau$	Sekunde (s)
Volumen	$V$	Kubikmeter ( $\text{m}^3$ )
Geschwindigkeit	$v$	Meter pro Sekunde (m/s)
Normalschwere	$g$	Newton pro Kilogramm (N/kg) (auf Meereshöhe: $g \approx 9.80665$ N/kg)
Massendichte	$\delta$	Kilogramm pro Kubikmeter ( $\text{kg}/\text{m}^3$ ) (für Stahl: $\delta \approx 8000$ $\text{kg}/\text{m}^3$ )
Gleitreibungszahl	$\mu_{\text{sf}}$	— (für Stahl auf Stahl: $\mu_{\text{sf}} = 0.06$ )
Konstante	$\pi$	— $\pi \approx 3.14159$
Einheitsvektor	$\vec{e}$	—

## B Gewebedaten

Die für die Berechnungen mithilfe von anatomischen Körpermodellen, wie z.B. dem Visible-Human-Modell, erforderlichen Gewebedaten wurden aus der von Gabriel et. al. [31, 32, 33, 34] erstellten Körpergewebe-Datenbank entnommen.

Tabelle B.1 enthält einige beispielhafte Gewebedaten, die für Berechnungen in diesem Bericht verwendet wurden. Der gesamte Datensatz ist in der Körpergewebe-Datenbank enthalten.

Die in Tabelle B.1 aufgeführten mittleren Gewebe-Leitfähigkeiten im Niederfrequenzbereich für den ganzen Körper oder Körperteile erhält man, indem man mithilfe eines anatomischen Körpermodells das Integral der individuellen Gewebeeigenschaften des gesamten Körpers oder der Körperteile bildet.

Frequenz	Mittlere Gewebeleitfähigkeit [S/m]		
	Gesamter Körper	Kopf	Rumpf
50 Hz	0,216	0,254	0,233
10 kHz	0,276	0,285	0,256
100 kHz	0,288	0,300	0,332

Table B.1: Mittlere Gewebeleitfähigkeit im Niederfrequenzbereich für den gesamten Körper und für Teile des Körpers

## Zugehörigkeiten

**Börner, F.**

Institut für Arbeitsschutz der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung, Sankt Augustin, Deutschland

**Brüggemeyer, H.**

Niedersächsischer Landesbetrieb für Wasserwirtschaft, Küsten- und Naturschutz, Hildesheim, Deutschland

**Eggert, S.**

Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin, Berlin, Deutschland (i.R.)

**Fischer, M.**

Berufsgenossenschaft Energie Textil Elektro Medienerzeugnisse, Köln, Deutschland

**Heinrich, H.**

2h-engineering & -research, Hausen, Deutschland

**Hentschel, K.**

Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin, Berlin, Deutschland

**Neuschulz, H.**

Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin, Berlin, Deutschland

## Danksagung

Die in diesem Bericht vorgestellte Forschung wurde vom Bundesministerium für Arbeit und Soziales der Bundesrepublik Deutschland unterstützt und finanziert.