

Kapitel 2

Grundlagen

2.1 Grundlagen der Stimulation von Nervenzellen und Nervenfasern

In der Einleitung wurde bereits ausgeführt, wie die Entdeckung elektrischer Natur der Reizfortleitung im Organismus mit der Applikation von (noch undefinierten) Reizströmen verbunden war. Das Verständnis um die molekularbiologischen Mechanismen in den Membranen der Nervenzellen und -fasern bei Auslösung und Weiterleitung von „Nervenimpulsen“ ist jedoch erst in den zurückliegenden Jahrzehnten entstanden. Die Kenntnis um die Abläufe in einer Nervenzellmembran im aktiven und ruhenden Zustand ist, neben den elektrochemischen Vorgängen im Grenzbereich zwischen der Stimulationselektrode und dem umgebenden Gewebe, essentiell für die Wahl geeigneter Stimulationsparameter. Die grundlegende Forderung an die elektrische Stimulation ist dabei die Gewährleistung des Erhalts der funktionellen Eigenschaften des stimulierten Gewebes — also der Vermeidung von schädigenden Bedingungen, wie irreversiblen Störungen der intra- und extrazellulären Ionenverteilung.

Über die grundlegenden Forderungen hinaus kann die Wahl bester Stimulationsparameter den benötigten Energieaufwand zur Auslösung einer Nervenaktivität minimieren – ein wichtiger Aspekt für die Entwicklung implantierbarer Stimulatoren ohne eigene Energieversorgung (Batterie).

2.1.1 Zur Physiologie

Grundlegend für die Funktion der elektrischen Reizfortleitung in Nervenfasern sind die besonderen Eigenschaften der Membran [SR92]. Beidseitig der Membran befinden sich ähnliche elektrolytische Lösungen. Aufgrund ionenselektiver Kanäle in der Membran können sich Natrium-, Kalium- und Chlorionen in beide Richtungen durch die Membran bewegen (Abb. 2.1). Die Durchlässigkeit der Kanäle ist stark von der Potentialdifferenz über

der Membran abhängig, die ihrerseits eine Funktion des Konzentrationsgefälles über die Membran ist. Daneben besitzt die Membran einen aktiven Transportmechanismus in Form einer „Pumpe“, ionenselektiven Makromolekülen für Natrium- und Kaliumionen, die die Ionen unter Energiezufuhr gegen ein Konzentrationsgefälle durch die Membran bewegen können. Dabei werden Na^+ -Ionen von innen nach außen und etwa gleich viele K^+ -Ionen von außen nach innen transportiert.

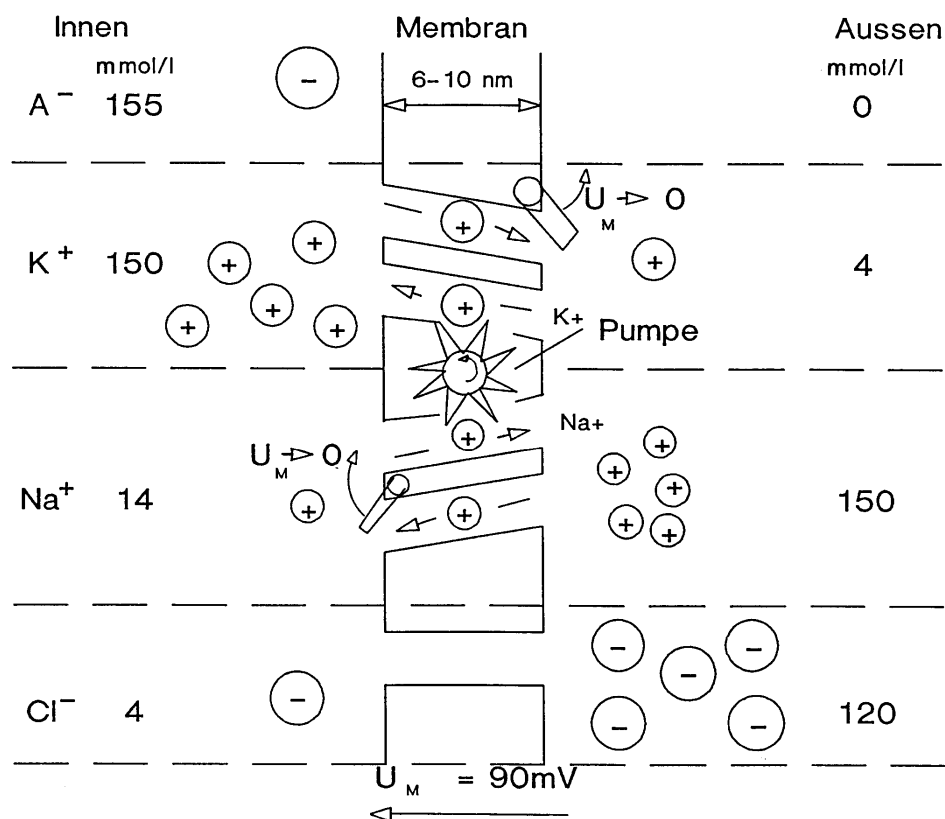


Abb. 2.1: Ionenkonzentration und -fluß über die Membran (aus [SR92])

Eiweißanionen im Zellinnern binden K^+ -Ionen, wodurch die Konzentrationsdifferenz über die Membran entsteht. Die Cl^- -Ionenkonzentration stellt sich in etwa umgekehrt zur K^+ -Ionenkonzentration ein. Da die Membran im Ruhezustand für Na^+ -Ionen eine geringe Durchlässigkeit besitzt, entsteht zusammen mit der Wirkung der Ionenpumpe eine Konzentrationsdifferenz von außen nach innen für die Na^+ -Ionen. Alle Konzentrationsdifferenzen bilden zusammen sowohl einen osmotischen Druck, als auch eine elektrische Potentialdifferenz von etwa 60 bis 90mV¹, deren Kraftwirkungen sich im Gleichgewicht neutralisieren.

Bei einer Erregung infolge einer Verminderung der Potentialdifferenz über die Membran steigt die Durchlässigkeit für die Na^+ -Ionen um ein Mehrfaches gegenüber der Durchlässigkeit für die K^+ -Ionen an. Dadurch vermindert sich die Membranpotentialdifferenz weiter und erhöht noch die Durchlässigkeit für die Na^+ -Ionen, bis der Na^+ -Strom den von K^+

¹wobei das Potential außerhalb der Zelle zu Null definiert wird und nach innen abnimmt

und Cl^- übersteigt und ein sogenanntes *Aktionspotential*, die selbstständige Reizweiterleitung, ausgelöst ist. Dieser Depolarisationsphase folgt eine Repolarisationsphase, in welcher der Na^+ -Strom gestoppt und der Ausgangszustand wiederhergestellt wird. In der dafür benötigten Zeit ist die Zelle nicht erneut erregbar (Refraktärphase). Diese Repolarisationsdauer liegt je nach Nervenzelltyp zwischen 0,2 und 2 ms.

Eine Stimulation einer Nervenzelle oder einer Nervenfasern zur Auslösung eines Aktionspotentials hat daher für eine Verminderung des Membranpotentials zu sorgen, d. h. für eine Depolarisation [Irn73].

2.1.2 Die Wahl geeigneter Stimulationspulse

Das Hauptkriterium für die Stimulationsparameter ist die bereits erwähnte Gewährleistung des Erhalts der physiologischen Gegebenheiten am Stimulationsort. Eine Bedingung dafür ist die Konstanz der chemischen Verhältnisse an der Stimulationselektrode. So ist sicherzustellen, dass infolge der applizierten Stimulationssignale keine bleibende Änderung der Ionenverteilung entsteht [Sch92]. Mit ihr geht zumeist eine Veränderung des pH-Werts am Stimulationsort oder die Entstehung toxischer Reaktionsprodukte einher. Die Applikation ungeeigneter Reizströme kann auch innerhalb den Zellen zu Veränderungen in der Ionenverteilung führen, bis hin zu deren Absterben. Schließlich kann eine Änderung der chemischen Verhältnisse in der wässrigen extrazellulären Umgebung auch die Elektrode selbst durch Korrosionsreaktionen des Elektrolyten mit dem Elektrodenmaterial schädigen.

Ein qualitative Gegenüberstellung von verschiedenen Stimulationspuls-Formen findet sich bei Durand [Dur95]. In der Tabelle in Abb. 2.2 werden verschiedene Pulsformen bezüglich der Reizschwelle zur Auslösung eines Aktionspotentials, der Tendenz zur Elektrodenkorrosion und der Gefahr der Schädigung des stimulierten Gewebes verglichen.

Die aufgeführten Pulsformen stellen dabei zeitliche Stromverläufe dar. Die Vorgabe von Stimulationsströmen anstelle von -spannungen stellt sicher, daß das im Gewebe erzeugte elektrische Feld nicht von der Polarisation des Elektroden-Elektrolyt-Interfaces (EEI) abhängig ist [GM95]. Aufgrund der ohmschen Eigenschaften der umgebenden elektrolytischen Lösung (Gewebebeflüssigkeit) steht dort die Spannung in einem linearen Zusammenhang zum fließenden Strom und kann dadurch definiert vorgegeben werden (vgl. Abschnitt 2.2.2). Ebenso können nur durch die Vorgabe des Stroms ladungsbalancierte Pulse garantiert werden, d. h. ohne Übertragung einer Nettoladung in das Gewebe. Durch steile Impulsflanken wird eine Akkomodation vermieden, die höhere Reizamplituden erforderlich machen würde [Ban85].

Die Wichtigkeit der Ladungsbalancierung zeigt sich im Vergleich der Pulsformen a) und b) mit den anderen Pulsformen. Der anodische Stimulationspuls (a) besitzt eine höhere Reizschwelle, da anstelle einer gewünschten Depolarisation an der Zellmembran die Potentialdifferenz sogar noch erhöht wird (Hyperpolarisation). Dennoch kann auch mit einem anodischen Puls aufgrund der verzögerten Reaktion der Natriumkanäle in der Zellmembran bei Änderungen des Membranpotentials stimuliert werden [Dur95]. Anodische Pulse

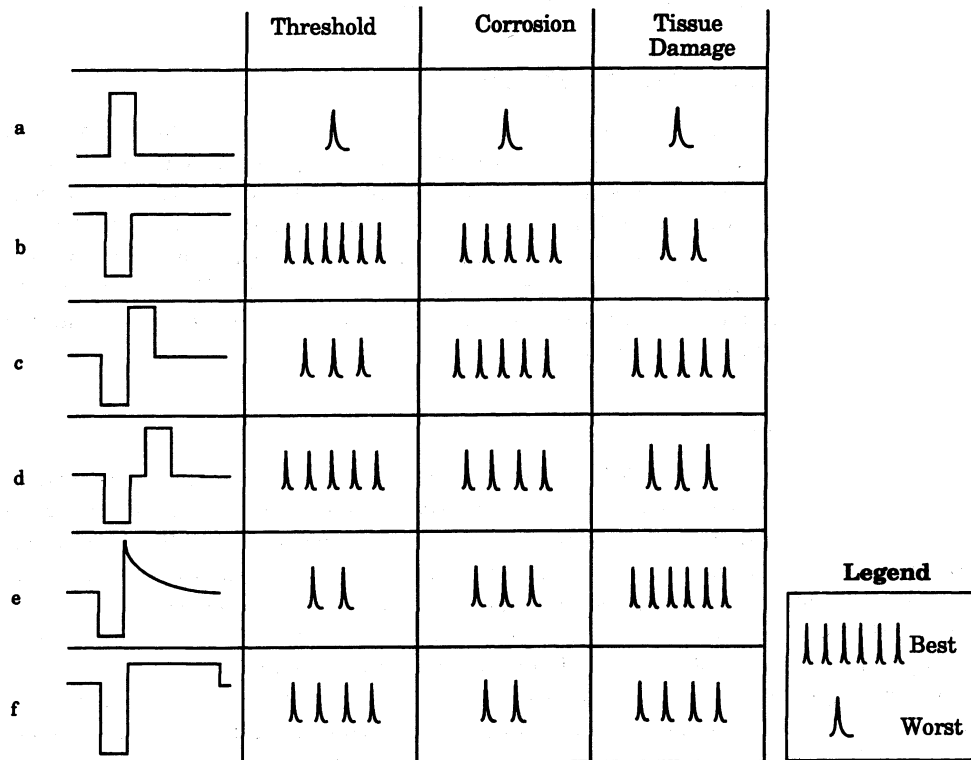


Abb. 2.2: Ein Vergleich von Stimulationspuls-Formen (aus [Dur95])

bewirken allerdings eine (vermehrte) Korrosion des Elektrodenmaterials und schädigen aufgrund des fehlenden Ladungsausgleiches das Gewebe. Das gilt auch für einen kathodischen Stimulationspuls (b), der aber aufgrund der depolarisierenden Wirkung auf die Zellmembranen niedrigste Reizschwellen aufweist und die Elektrode durch den Überschuss negativer Ladung am EEI vor Korrosion bewahrt. Ladungsbalancierte Pulse (c) besitzen höhere Reizschwellen, da die depolarisierende Wirkung des kathodischen Pulsanteils zum Teil durch den anodischen Pulsanteil aufgehoben wird. Unterschiede in der Reizschwelle finden sich bei der Vertauschung der Reihenfolge des positiven und negativen Pulses. So zeigen biphasische Pulse mit beginnendem negativem Puls (*cathodic first*) eine niedrigere Reizschwelle als die mit einer positiven Phase beginnenden (*anodic first*). Eine Zeitdifferenz zwischen beiden Phasen (d) setzt den Einfluß des nachfolgenden anodischen Pulses auf die Reizschwelle herab, kann aber auch den Ladungsausgleich vermindern, da Reaktionsprodukte des vorausgehenden kathodischen Pulses bereits vom EEI wegdiffundiert sein können, so daß sich die Gefahr einer vermehrten Elektrodenkorrosion oder Gewebeschädigung ergibt. Hingegen zeigt eine kapazitive Entladung nach erfolgtem kathodischem Puls (e) eine geringere Gewebeschädigung. Nachteilig sind lang andauernde Nachpotentiale an der Elektrode, die die minimale Zeit zwischen zwei aufeinanderfolgenden Stimulationspulsen begrenzen. Diese Zeit ist bei der Pulsform (f) aufgrund eines geringen vorgegebenen Entladestroms geringer, jedoch kann die Dauer der Entladung bereits zur Wegdiffusion der bei dem vorausgegangenen kathodischen Puls erzeugten Reaktionsprodukte geführt haben.

Die konkret benötigten Stromstärken und Pulsdauern hängen von verschiedenen Faktoren ab. So wird die minimale Pulsdauer von der benötigten Zeit der zu stimulierenden Zelle für eine Permeabilitätsänderung an ihrer Membran bestimmt. Sie liegt im Bereich von einigen 10 bis 100 μs . Die maximale Zeit wird unter anderem durch die Reaktionen an der Elektrodengrenzfläche bestimmt. Bei langen Pulsen kann die Reversibilität der Reaktionen, falls überhaupt vorhanden, nicht gewährleistet werden. Lange Pulse liegen im Bereich weniger Millisekunden. Auch im Hinblick auf die möglichst geringe Stromaufnahme einer Elektrode eines batterielosen Implantats sollte die Pulsdauer und das Verhältnis zwischen Ein- und Ausschaltdauer möglichst klein sein. Die Pulsraten werden durch die Refraktärphase der zu stimulierenden Nervenzellen bestimmt, sie liegen im Bereich von wenigen 10 bis etwa 1 kHz.

Das zu stimulierende Nervengewebe (Fasern verschiedenen Durchmessers oder Nervenzellkörper) und der Abstand zu der Elektrode beeinflussen die zur Stimulation notwendige Stromstärke. Es findet sich eine quadratische Zunahme der Reizschwelle mit zunehmender Distanz [Teh96]. Die minimale Stromstärke wird durch die notwendige Depolarisationsfeldstärke über die Membran bestimmt und liegt gewöhnlich bei einigen Mikroampere. Die maximal zulässige Stromstärke ist wiederum durch die zulässige Stromdichte über die Elektrode² und durch die Vermeidung einer Gewebeschädigung festgelegt.

2.1.3 Kapazitiv und faradayisch arbeitende Elektroden

Wie noch in Abschnitt 2.2.1 ausgeführt werden wird, zeigen Elektroden im Kontakt mit einer elektrolythaltigen Lösung im Fall einer äußeren Spannung verschiedenartiges Verhalten. Dabei kann in zwei ideale Fälle unterschieden werden: Polarisierbare und nichtpolarisierbare Phasengrenzschichten der Elektroden. In diese (idealen) Fälle kann auch bei Stimulationselektroden unterschieden werden. Man spricht bei Elektroden mit polarisierbaren Grenzschichten von *Kapazitiven Elektroden*, während Elektroden mit nichtpolarisierbaren Grenzschichten als *Faradayische Elektroden* bezeichnet werden. Ob nun eine Elektrode eher kapazitives oder faradayisches Verhalten zeigt, wird hauptsächlich durch das Elektrodenmaterial bestimmt.

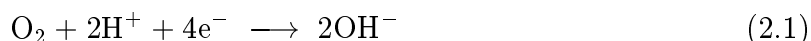
So zeigt Gold bei nicht zu hohen Stromdichten sowie die Oxide von Tantal und Titan ebenso wie Titanitrid ein kapazitives Verhalten. Die Ströme der Stimulationssignale werden kapazitiv, also ohne Ladungsübertragung infolge chemischer Reaktionen an der Elektrodenoberfläche, über die Aufladung der Helmholtz-Doppelschicht an der Phasengrenze in das Gewebe eingekoppelt. Der Hauptvorteil kapazitiver Elektroden liegt in der Vermeidung der chemischen Reaktionen, wodurch eine sichere Stimulation ohne Zersetzung der Elektrode oder die Erzeugung toxischer Reaktionsprodukte in das umgebende Gewebe gewährleistet werden kann [CJ92].

Die Impedanz kapazitiver Elektroden sinkt mit der Zunahme der Kapazität. Dieser erwünschte Effekt zur Verringerung der benötigten Energie muß allerdings unter Vermeidung anwachsender geometrischer Flächen der Elektroden erfolgen. Eine derartige

²bezüglich der Elektrodenreaktionen

Flächenvergrößerung erfordert nämlich auch die Zunahme der zur Stimulation benötigten Ladung. Daher ist unter Beibehaltung der geometrischen Fläche die effektive Elektrodenfläche zu erhöhen [B⁺91]. Dies kann unter Herstellung rauher oder poröser Oberflächen geschehen. Als Beispiel sei das Sputtern von Titan unter einer dünnen Stickstoffatmosphäre genannt, wodurch poröse Titanitrid-Oberflächen erzeugt werden können.

Bei faradayisch arbeitenden Elektroden findet hingegen ein Ladungsübertrag über die Phasengrenze statt. Mögliche Reaktionen sind beispielsweise die Reduktion von gelöstem Sauerstoff



sowie, bei höheren Elektrodenspannungen, die unerwünschte Zersetzung von Wasser (Elektrodengasung). In der Vielzahl der gelösten Stoffe in der Gewebeflüssigkeit finden sich auch elektroaktive Substanzen, d. h. Ionen und Moleküle, die an der Elektrodenoberfläche unter Elektronenaufnahme oder -abgabe eine Änderung ihres Oxidationszustandes erfahren. Dabei sind reversibel ablaufende Reaktionen als Beitrag zum biphasischen Ladungsübertritt erwünscht, während irreversible vermieden werden sollten, insbesondere die Erzeugung toxisch wirkender Substanzen [CJ92].

Metalle wie Platin oder Iridium zeigen darüber hinaus Redoxreaktionen an der Oberfläche durch Adsorption und Desorption von Bestandteilen des Lösungsmittels der Art von



die aufgrund ihrer Reversibilität und der guten Stabilität der Reaktionsprodukte an der Elektrodenoberfläche für faradayisch arbeitende Elektroden erwünscht sind.

2.2 Zur stromlosen und stromübertragenden Phasengrenze

Für die das Verständnis des Verhaltens von Stimulationselektroden ist die Phasengrenze zwischen der Elektrode, einem Festkörper, und dem Elektrolyten, einer Flüssigkeit von zentraler Bedeutung. Ihre Untersuchung und theoretische Beschreibung ist eine der essenziellen Bestandteile der Elektrochemie. Dabei wird die theoretische Beschreibung durch die Tatsache erschwert, daß der Phasenübergang bei unterschiedlichen Randbedingungen, insbesondere der Stromdichte über die Phasengrenzfläche, sich stark unterschiedlich und dabei hauptsächlich hochgradig nichtlinear verhält. Daher können die Vorgänge an der Phasengrenze nicht durch ein allgemein gültiges Modell beschrieben werden. Geddes [Ged97] spricht gar von der Nichtvorhersagbarkeit des Verhaltens einer gegebenen Elektrode.

2.2.1 Der Festkörper/Elektrolytkontakt

In elektrisch leitenden Festkörpern ist die Stromleitung durch die Bewegung von freien, d. h. im Leitungsband befindlichen Elektronen in einem elektrischen Feld gegeben.

In Elektrolyten hingegen erfolgt die Leitung des elektrischen Stroms durch die Bewegung von Ionen im elektrischen Feld [BR73]. Treten ein Festkörper und ein Elektrolyt in Kontakt, bildet sich ein Zustand aus, der bestimmt ist durch die energetischen Gegebenheiten in den beteiligten Stoffen: So kann beispielsweise ein hinreichend unedles Metall in einer Säure oder Base in Lösung gehen (Korrosion), auch können Bestandteile des Elektrolyten an der Festkörperoberfläche adsorbiert werden. Ist jedoch die Löslichkeit des Festkörpers im Elektrolyten hinreichend gering, wie z. B. bei Edelmetallen in einer wässrigen Salzlösung, stellt sich ein dynamisches Gleichgewicht ein. Man findet einen Phasenübergang zwischen Festkörper und Flüssigkeit, der gekennzeichnet ist durch die Ausbildung einer Oberflächenladung am Festkörper q^M und der Ausbildung von geladenen Schichten (σ^i, σ^d) aus Bestandteilen des Elektrolyten, aufgrund der Differenzen in den Potentialen des Festkörpers ϕ^M und des Elektrolyten (ϕ_1, ϕ_2) (Abb. 2.3).

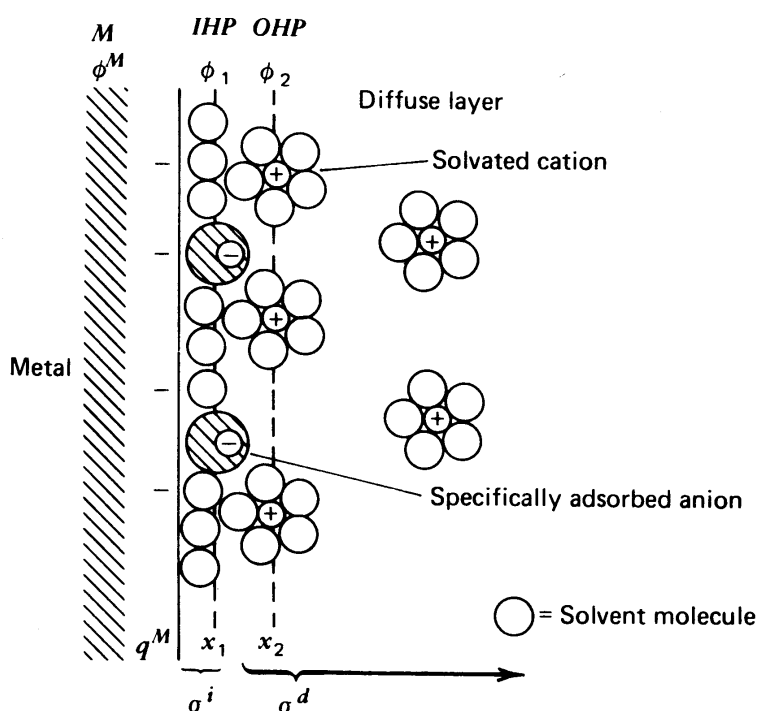


Abb. 2.3: Die Anlagerung von Atomen und Molekülen am Festkörper (aus [BF80])

Die dem Festkörper am nächsten gelegene Schicht besteht hauptsächlich aus Molekülen des Lösungsmittels (z. B. H_2O) und stellenweise aus einigen spezifisch adsorbierten Ionen oder Molekülen der gelösten Bestandteile. Diese Schicht wird als innere (*Helmholtz*) Schicht (IHP), kompakte Schicht oder auch *Stern-Schicht* bezeichnet. Ihr schließt sich eine Schicht solvatisierter Ionen des Elektrolyten an, die auch als äußere Helmholtz Schicht bezeichnet wird. Aufgrund langreichweitiger elektrostatischer Wechselwirkung der Oberflächenladung des Festkörpers mit solvatisierten Ionen finden sich darüber hinaus noch derartige Elektrolytbestandteile über der äußeren Helmholtz Schicht (OHP) und bilden die sogenannte diffuse Schicht, deren Dicke konzentrations- und temperaturabhängig ist. Die Größenordnung der Schichtdicken (x_1, x_2) liegt dabei im Bereich von wenigen 10 Nanometern, wodurch eine auf die Fläche bezogene große Kapazität von etwa 10 bis 100 μF pro Quadratzentimeter entsteht.

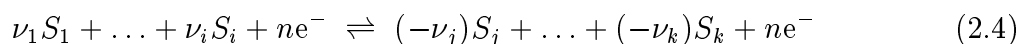
Die elektrische Potentialdifferenz $\Delta\phi_1 = \phi_{Met.1} - \phi_{Lsg.}$, die sich über der Phasengrenze eines Metalls (mit dem Potential $\phi_{Met.1}$) in einer elektrolytischen Lösung (mit dem Potential $\phi_{Lsg.}$) einstellt, läßt sich nicht absolut bestimmen. Die Ursache dafür ist der Umstand, daß die dazu nötige elektrische Kontaktierung des Elektrolyten, beispielsweise über eine weitere Elektrode, einen weiteren Phasenübergang im Stromkreis des Meßaufbaus mit einer eigenen Potentialdifferenz $\Delta\phi_2 = \phi_{Met.2} - \phi_{Lsg.}$ bedeutet, die in die Spannungsmessung mit eingehen würde, wodurch das Potential des Elektrolyten $\phi_{Lsg.}$ unbestimmbar bleibt. Daher lassen sich nur relative, d. h. zwischen zwei vorgegebenen Elektroden auftretende, Spannungen $\Delta\phi$ bestimmen.

$$\Delta\phi = \phi_{Met.1} - \phi_{Lsg.} - (\phi_{Met.2} - \phi_{Lsg.}) = \Delta\phi_1 - \Delta\phi_2 \quad (2.3)$$

Um Potentialdifferenzen zwischen zwei gegebenen Halbzellen (je einer Elektrode in elektrolytischer Lösung) angeben zu können, wurde als (willkürliche) Normbedingung die Spannungsdifferenz zum Potential einer wasserstoffumspülten Platinelektrode („Wasserstoffelektrode“) in einer 1-normalen Säure gewählt. Die Aufstellung der Standard-Bezugspotentiale der Metalle zu dieser Normal-Elektrode ist auch als *Spannungsreihe der Metalle* bekannt [HW85].

Die Potentialdifferenz zweier Metalle in elektrolytischer Lösung, eines galvanischen Elements oder einer Elektrolysezelle, wird auch als Elektromotorische Kraft (EMK) oder als Klemmenspannung E_0 im Gleichgewicht (d. h. ohne Stromfluß) bezeichnet. Sie ist mit der aus thermodynamischen Betrachtungen bekannten Größe der freien (Reaktions-) Enthalpie ΔG (auch *Gibbs-Potential*) über die Beziehung $\Delta G = n \cdot F \cdot E_0$ (n : Molzahl, F : Faradaykonstante) verknüpft. ΔG entspricht der maximalen Nutzarbeit bei rein chemischem Ablauf der Zellreaktion (s. [HV98]).

Das Gleichgewichtspotential einer Halbzelle hängt von den Konzentrationen der Stoffe ab, die an den Reaktionen an der Phasengrenze zur Einstellung des dynamischen Gleichgewichts beteiligt sind. Die potentialbestimmende Zellreaktion, also die Summe der Elektrodenreaktionen, sei allgemein beschrieben mit



wobei die S_x die beteiligten Stoffe und ν_x ihre stöchiometrischen Faktoren bezeichnen. Dann ergibt sich das Gleichgewichtspotential E_0 aus dem Standardbezugspotential E_{00} (unter Normal-Bedingungen) mit einem Korrekturterm³:

$$E_0 = E_{00} + \frac{RT}{nF} \sum_{i=1}^k \nu_i \ln a_i \quad (2.5)$$

Dabei bezeichnen T die absolute Temperatur, R die allgemeine Gaskonstante, n die Wertigkeit der Elektrodenreaktion, F die Faradaykonstante und a_i die Aktivitäten der Stoffe in der betreffenden Phase. Letztere können bei hinreichend verdünnten Elektrolyten durch die Konzentrationen c_i ersetzt werden, bzw. bei Stoffen, die als Gas in Lösung vorliegen

³Zur Herleitung siehe die Lehrbücher der Elektro- und Physikalischen Chemie, z. B. [HV98], [BR72], [BF80]

durch deren Partialdruck p_i ⁴. Die Gleichung 2.5 hat als *Nernst'sche Gleichung* eine große Bedeutung in der Elektrochemie.

Das Anlegen einer äußeren Spannung an eine elektrochemische Zelle führt zur einer Störung des Gleichgewichtszustandes. Ladungsverteilungen können sich ändern und vom Gleichgewichtszustand verschiedene chemische Reaktionen sind möglich. Die Abweichung des Zellenpotentials E vom Gleichgewichtspotential E_0 , beispielsweise infolge eines eingepprägten Stroms oder einer angelegten Spannung, bezeichnet man als *Überspannung* $\eta = E - E_0$. Die Ursachen für die Verschiebung des Elektrodenpotentials bei Stromfluß sind vielfältig. Die endliche Geschwindigkeit des Ladungsdurchtritts durch die Phasengrenze bedingt z. B. eine sog. *Durchtrittshemmung*, deren Beitrag zur Überspannung als *Durchtrittsüberspannung* bezeichnet wird. Entsprechende Beiträge zur Überspannung können die *Diffusionshemmung*, d. h. der endliche Stofftransport zur Elektrodenoberfläche für die Reaktionen, oder eine nicht hinreichend große Geschwindigkeit der gekoppelten Reaktionsschritte, die *Reaktionshemmung* liefern. Daneben bilden sich *Konzentrationsüberspannungen* durch Konzentrationsgradienten an der Phasengrenze aus. Die einzelnen Beiträge zur Überspannung sind allerdings nicht additiv, sondern hängen im allgemeinen noch voneinander ab. Unter definierten Meßbedingungen in einfachen elektrochemischen Systemen können jedoch auch die verschiedenen Beiträge gemessen und auch analytisch behandelt werden.

Als Beispiel für einen analytisch behandelbaren Fall sei ein elektrochemisches System betrachtet, bei dem der Strom über die Phasengrenze, bzw. die auf die Elektrodenfläche bezogene Stromdichte j_D allein von der Durchtrittshemmung und der damit verbundenen Durchtrittsüberspannung η_D bestimmt wird. Im stromlosen Fall herrscht ein dynamischen Gleichgewicht, bei dem sich die anodischen und kathodischen Teilreaktionen und die damit verknüpften Austauschstromdichten $j_{anod.} = -j_{kath.} =: j_0$ die Waage halten. Beim Auftreten einer Überspannung wird eine Teilreaktion gehemmt, während die andere beschleunigt wird, wodurch ein Nettostrom fließt. Als ein das System charakterisierendes Maß für die Verschiebung kann der Durchtrittsfaktor α ($0 < \alpha < 1$) betrachtet werden. Die aus der Durchtrittsüberspannung η_D resultierende Stromdichte j_D ergibt sich aus den Beiträgen der anodischen und kathodischen Teilstromdichte⁵:

$$j_D = j_0 \left\{ \exp \left[\frac{\alpha n F}{RT} \eta_D \right] - \exp \left[-\frac{(1 - \alpha) n F}{RT} \eta_D \right] \right\} \quad (2.6)$$

Hierin ist j_0 die Austauschstromdichte (sonst wie (2.5)). Die Gleichung (2.6) wird auch als *Butler-Volmer-Gleichung* bezeichnet und ist wie die Gleichung (2.5) eine wichtige Gleichung der Elektrochemie. In realen Systemen finden sich zumeist mehr oder minder starke Abweichungen vom in der Gleichung beschriebenen exponentiellen Verlauf. Die Ursache dafür liegt in den oben erwähnten weiteren Einflüssen auf die Überspannungen, insbesondere bei hohen Stromdichten, wie sie auch für Stimulationselektroden angesetzt werden müssen.

⁴Der Proportionalitätsfaktor ist dann im Standardpotential E_{00} eingebracht

⁵Zur umfangreichen Herleitung der Gleichung muß auch hier auf die Lehrbücher der Elektrochemie verwiesen werden

Innerhalb bestimmter Spannungs- oder Strombereiche können Elektroden ein ausgeprägtes Verhalten zu einer extrem niedrigen oder extrem hohen Durchtrittshemmung bei anliegender Überspannung aufzeigen. Im ersteren Fall spricht man von nahezu idealer Nicht-Polarisierbarkeit, im letzteren Fall von einer nahezu idealen Polarisierbarkeit. Die Abbildung 2.4 skizziert den Strom-Spannungskurve für beide Fälle.

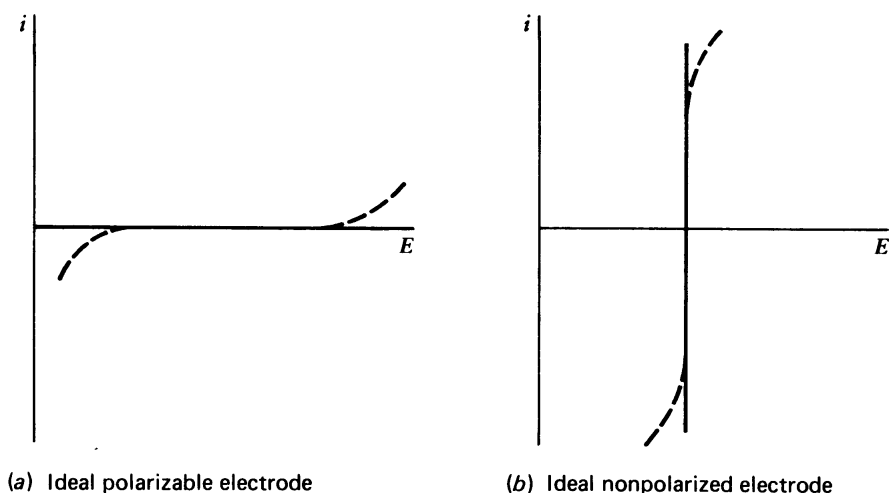


Abb. 2.4: Skizze der Strom-Spannungskurven für nahezu ideal polarisierbare (a) und nahezu ideal nicht-polarisierbare Elektroden (b) (gestrichelte Kurven zeigen die einsetzende Abweichung vom idealen Verhalten) (aus [BF80]).

Mit Elektroden, die an ihrer Phasengrenze eine dielektrische Schicht besitzen, bzw. ausbilden, läßt sich auch über einen größeren Spannungsbereich hinweg eine nahezu ideale Polarisierbarkeit realisieren (s. z. B. Abschnitt 5.1.3). Ideal nicht-polarisierbare Elektroden lassen sich für hinreichend kleine Durchtrittsströme ebenfalls realisieren.

Im allgemeinen wird sich jedoch bei einer angelegten Spannung U an eine Zellenanordnung ein Strom I einstellen, wie auch zu einem eingepprägten Strom I eine Spannung U als Klemmenspannung gemessen wird. Über die Zellenanordnung betrachtet, ist dabei der Spannungsverlauf nichtlinear und stark strom(dichte)abhängig (Abb. 2.5). Neben den nicht direkt meßbaren Potentialen $\Delta\phi_1$ und $\Delta\phi_2$ über die Phasengrenzschichten trägt auch der durch den Elektrolytwiderstand hervorgerufene Spannungsabfall $I \cdot R_{Lsg.}$ zur gesamten Potentialdifferenz U bei. Ist auch das absolute Potential der elektrolytischen Lösung keiner Messung zugänglich, so kann doch der Potentialgradient im räumlichen Strompfad zwischen beliebigen Elektrodengeometrien - und anordnungen in einer geeigneten Meßanordnung bestimmt werden. In Abschnitt 5.3 wird ein Verfahren vorgestellt, mit dem über die Messung der Potentialverteilung zwischen zwei stromführenden Elektroden Rückschlüsse auf die Stromverteilung im Elektrolyten gezogen werden können.

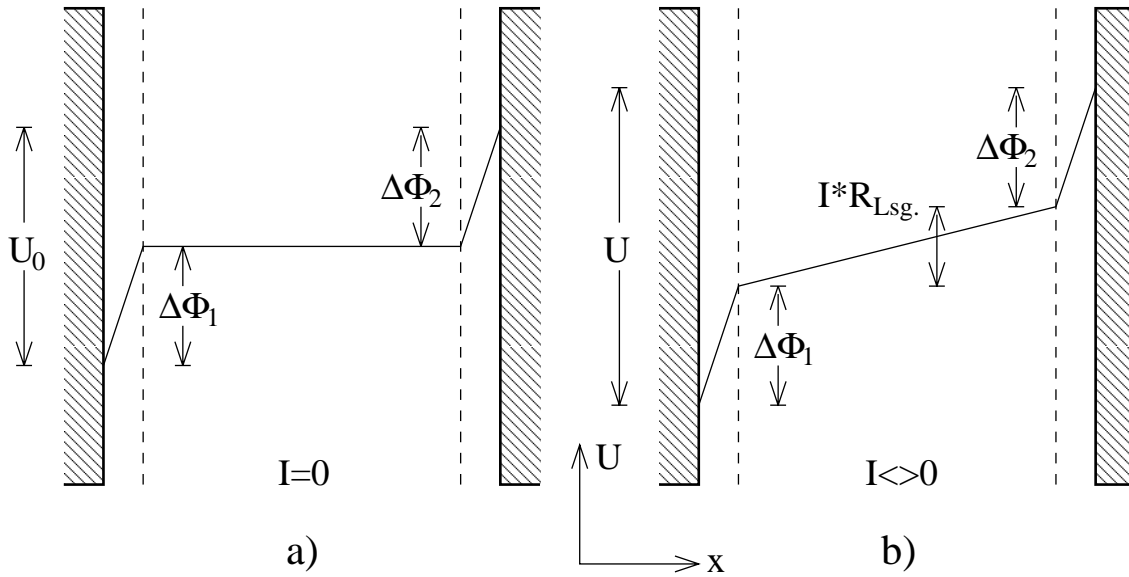


Abb. 2.5: Skizze zum Potentialverlauf zwischen zwei Elektroden im Elektrolyten
a) im stromlosen, b) im stromführenden Fall

2.2.2 Modelle des elektrischen Verhaltens bei äußerer Spannung

Sowohl für Ableit- als auch für Stimulationselektroden ist die Kenntnis der Impedanz des Elektroden-Elektrolyt-Interfaces⁶ (EEI) von zentralem Interesse. Sie ermöglicht bei Ableit Elektroden die Beiträge der Elektrode und der gemessenen Biosignale voneinander zu trennen und letztere damit interpretieren zu können. Die Kenntnis der Impedanz von Stimulationselektroden ermöglicht das Design geeigneter Ansteuerlektronik und die Bestimmung der zu erwartenden Leistungsaufnahme eines zu implantierenden Stimulators.

Zur Modellierung der Elektrodenimpedanz werden häufig Ersatzschaltbilder herangezogen, bei denen durch eine Kombination von ohmschen Widerständen, Kapazitäten, Induktivitäten, Spannungsquellen und Dioden⁷ ([Boe78], [G⁺87]) das beobachtete oder aus elektrochemischen Überlegungen resultierende Verhalten der Elektroden approximiert wird. Grundsätzlich gilt, daß keine endliche Kombination obiger Komponenten das elektrische Verhalten der Phasengrenze exakt und über einen weiteren Variationsbereich von Frequenz und Stromdichte zu beschreiben vermag [Gra52]. Jedoch können für einen eingeschränkten Bereich Modelle von quantitativer Aussagekraft entwickelt werden⁸.

Ein frühes, grundlegendes Modell findet sich bei Warburg ([War01]). Bei diesem Modell wird, ausgehend vom Fick'schen Diffusionsgesetz für die Polarisationskapazität C_W , die die geladene Doppelschicht repräsentiert, zusammen mit dem Polarisationswiderstand R_W eine Abhängigkeit von der Frequenz f mit $C_W \sim 1/\sqrt{f}$ gefunden. Der Phasenwinkel zwischen Spannung und Strom von $\phi = \pi/4$ bleibt dabei konstant (Abb. 2.6). Die Gültigkeit

⁶Im folgenden auch häufiger einfach als *Phasengrenze* oder *Grenzschicht* bezeichnet.

⁷Wodurch sich das unterschiedliche Verhalten des EEIs in beide Stromrichtungen beschreiben läßt.

⁸Übersichten zu verschiedenen Modellen aus der Literatur finden sich z. B. bei [Ged97] und [S⁺95]

des Modells beschränkt sich auf infinitesimale Stromdichten. Für die Betrachtung eines über die Phasengrenze fließenden Gleichstroms ist dieses einfache Modell nicht geeignet.

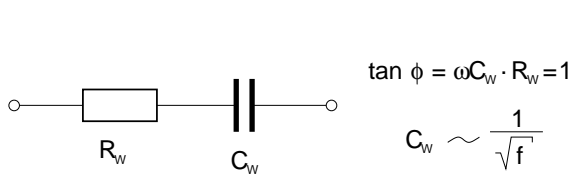


Abb. 2.6: EEI-Modell von Warburg
(nach [Ged97])

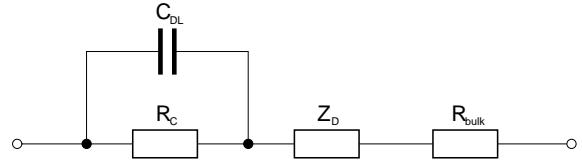


Abb. 2.7: Gebräuchliches Modell
(nach [Pol74])

Das gilt auch für zahlreiche spätere Modelle, die häufig verschwindend kleine Ströme über die Phasengrenze voraussetzen, so daß auch mit ihnen kein nomineller Stromübertrag beschrieben werden kann. Für letzteren Fall ist es notwendig, daß zu den Kapazitäten im Modell ein Element mit endlichem Widerstand bei Gleichströmen (Induktivität oder ohmscher Widerstand) hinzugefügt wird. Eine Beschreibung eines solchen Modells findet sich beispielsweise bei Pollak ([Pol74]). Die einzelnen Komponenten des Modells beschreiben verschiedene elektrochemische Vorgänge und Eigenschaften der Phasengrenze (Abb. 2.7). Der Beitrag der Grenzschichtkapazität durch die Doppelschicht wird mit einem Kondensator beschrieben (C_{DL}). Der Eigenschaft Gleichströme über diese Doppelschicht übertragen zu können, wird durch R_C Rechnung getragen. Im Fall permanenter Stoffumsetzung an der Phasengrenze bilden sich Konzentrationsgradienten der beteiligten Stoffe heraus. Die daraus resultierende Diffusion ist der Haupttransportmechanismus in der Nähe des Interfaces, erst in größerer Entfernung überwiegt der Ionenstrom durch die Driftbewegung im elektrischen Feld. Der Beitrag der Diffusion zum elektrischen Verhalten der Grenzschicht findet sich in der in Serie geschalteten Impedanz Z_D wieder, die sowohl kapazitives als auch resistives Verhalten zeigt. Schließlich kann der Anteil des Volumenwiderstands R_{bulk} des Elektrolyten (also jenseits der Grenzschicht) am gesamten elektrischen Verhalten bei hinreichend niedrigen Frequenzen (s. a. 2.2.3: „Numerische Lösungen“) als rein ohmscher Widerstand beschrieben werden.

Die Beschreibung der Komponenten der Modelle als Funktion der verschiedenen relevanter Parameter wie (externer) Spannung, eingepprägter Stromstärke, der Stromdichte über die Elektrodenfläche, Frequenz und Signalform bei zeitlich variierenden Signalen, aber auch der Temperatur und der Elektrolytkonzentration [Zim30], war und ist Gegenstand aller Disziplinen, in denen Phasengrenzschichten von Bedeutung sind (elektrochemische Energiespeicher, chemische Sensoren, biomedizinische Technik etc.).

Die Formulierungen von Warburg zur Frequenzabhängigkeit des Elektroden/Elektrolyt-Interfaces wurden von Fricke [Fri32] präzisiert. Über den Ansatz eines sinusförmigen Wechselstroms, der die Phasengrenze passiert und eine entgegengesetzte elektromotorische Kraft zur Folge hat, erhält man für die Polarisationskapazität C_p , für den Phasenwinkel ϕ zwischen Strom und Spannung und für die entgegengesetzte elektromotorische Kraft $V(t)$ die Beziehungen:

$$C_p = const_1 \cdot \omega^{-m} \quad \phi = m \cdot \frac{\pi}{2} \quad V(t) = const_2 \cdot t^{-m} \quad (2.7)$$

Darin sind $const_1, const_2$ experimentell zu bestimmende Größen, t die Zeit innerhalb einer Periode des Wechselstroms, ω seine Kreisfrequenz und m ein Parameter zwischen Null und Eins. Fricke selbst schränkt bereits ein, daß m nur für gewisse Elektroden unabhängig von der Frequenz, im allgemeinen aber ein frequenzabhängiger Parameter ist. Bei konstantem m ist auch der Phasenwinkel zwischen Strom und Spannung konstant.

Die allgemeine Abhängigkeit obiger Größen von der Frequenz des angelegten Wechselstroms haben Schwan und Mitarbeiter (s. z. B. [Sch68], [OS82]) in Untersuchungen an Platinelektroden gezeigt, ebenso wie die Abhängigkeit dieser Größen von der Stromdichte an der Elektrodenoberfläche. Die Beziehung für den Phasenwinkel von Fricke bleibt auch bei Schwan gültig. Für die Polarisationskapazität findet sich eine Zunahme mit zunehmender Stromdichte, während sich gleichzeitig der Polarisationswiderstand verringert. Die Zunahme der Frequenz hingegen führt sowohl zu einer Abnahme der Polarisationskapazität als auch des Polarisationswiderstands.

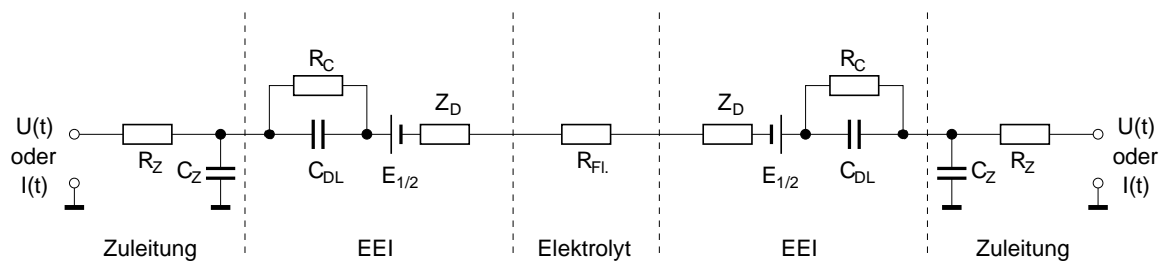


Abb. 2.8: Modell einer Zwei-Elektrodenanordnung in einem Elektrolyten

Ein Modell für eine Zwei-Elektroden-Anordnung zeigt Abb. 2.8. Es umfaßt neben den Komponenten der beiden Phasengrenzschichten, wie der Polarisationskapazität C_{DL} , des Widerstands für Gleichströme R_C und der Impedanz durch die Diffusionsvorgänge Z_D , noch die Halbzellenpotentiale $E_{1/2}$, die aber für gleichartige Stimulationselektroden zu meist vernachlässigt werden. Ebenso kann die Berücksichtigung der Zuleitungskapazitäten C_Z und -widerstände R_Z bei der Annahme von Laborbedingungen entfallen. Bei der Betrachtung von Mikroelektroden auf Implantaten zur Stimulation und Ableitung hingegen können diese Elemente Beiträge liefern, die berücksichtigt werden müssen. Die resistiven Eigenschaften der elektrolytischen Lösung werden mit R_{Fl} berücksichtigt. Die Bestimmung der Größen der einzelnen Komponenten des Modells muß dabei für einen gegebenen Aufbau durch gemessene Impedanzen für verschiedene Signale unterstützt werden.

2.2.3 Zur elektrischen Potentialverteilung im Elektrodenumfeld

Befinden sich Elektroden in einem leitenden Medium wie einem Elektrolyten, dann bildet sich um die Elektroden ein elektrisches Feld⁹ aus und Ströme (wie in 2.2.1 beschrieben) fließen, wenn die Elektroden unter Spannung gesetzt werden. Die Kenntnis der resultierenden

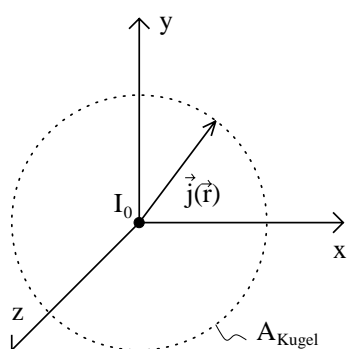
⁹ebenso ein magnetisches Feld bei fließenden Strömen, das aber für die folgenden Betrachtungen vernachlässigt werden kann

Potentialverteilung ist bei einer gegebenen Elektrodenkonfiguration, Elektrolyteigenschaften und elektrischen Parametern ein bestimmender Faktor für die Vorhersagbarkeit des Stimulationserfolgs von Nervengewebe im Elektrodenumfeld. Es existieren zwei Basismodelle von Quellen elektrischer Ströme in der Elektrophysiologie. Dies sind der elektrische Monopol, als vereinfachte Form einer monopolen Anordnung, d. h. einer Elektrode gegen eine entfernte Gegenelektrode großer Abmessungen, sowie der elektrische Dipol, als vereinfachte Form einer bipolaren Anordnung, d. h. von zwei benachbarten Elektroden vergleichbarer Größe [Plo95].

Analytische Lösungen

Die Annahme punktförmiger Stromquellen (und -senken) in Medien isotroper Eigenschaften, wie Leitfähigkeit oder Dielektrizitätszahl, bietet die Möglichkeit, analytische Lösungen für die Potentialverteilung zu entwickeln.

Die Stromdichte \vec{j} einer ideal punktförmigen Stromquelle im Koordinatenursprung (unendlich dünne Zuleitung, vollständig bis auf das Drahtende isoliert) ist kugelsymmetrisch zum Ursprung $\vec{j}(\vec{r}) = \vec{j}(r \cdot \vec{e}_r)$. Sie ergibt sich aus dem Quotienten des Gesamtstroms I_0 zur äquipotentialen Kugeloberfläche A_{Kugel} [Plo95]:



$$\vec{j}(\vec{r}) = \frac{I_0}{4\pi r^2} \vec{e}_r \quad \text{für} \quad r > 0 \quad (2.8)$$

Mit dem Ohm'schen Gesetz in der allgemeinen Form $\vec{j} = \sigma \cdot \vec{E}$ läßt sich dann die elektrische Feldstärke \vec{E} als Quotient aus Stromdichte und elektrischer Leitfähigkeit σ angeben:

$$\vec{E}(\vec{r}) = \frac{\vec{j}}{\sigma} = \frac{I_0}{4\pi\sigma r^2} \vec{e}_r \quad \text{für} \quad r > 0 \quad (2.9)$$

Die elektrische Feldstärke \vec{E} ist der Gradient des elektrischen Potentials φ : $\vec{E} = -\nabla\varphi$. Damit ergibt sich das elektrische Potential durch Integration über r :

$$\varphi(\vec{r}) = \frac{I_0}{4\pi\sigma |\vec{r}|} \quad \text{für} \quad r > 0 \quad (2.10)$$

Festzuhalten bleibt die $1/r$ -Abhängigkeit des Potentials einer monopolen Elektrodenanordnung, die, wie nachfolgend gezeigt, gegenüber der bipolaren Anordnung über die Entfernung von der Elektrode weniger stark abfällt und daher bei größerem Abstand zwischen Elektrode und zu reizendem Gewebe Vorteile bringt.

Bei zwei benachbarten punktförmigen Stromquellen (bzw. -senken) bildet sich eine Potentialverteilung mit Dipolcharakter aus. Zur Berechnung des Dipolpotentials seien eine punktförmige Stromquelle am Ort I_+ mit $\vec{0I}_+ = \vec{\ell}$ und eine punktförmige Stromsenke am Ort I_- mit $\vec{0I}_- = -\vec{\ell}$ in einem Medium der Leitfähigkeit σ angenommen (s. Abb. 2.9). Das resultierende Feld ergibt sich aus der Überlagerung der benachbarten Monopolfelder¹⁰. Mit Glg. (2.10) gilt dann für das elektrische Potential am Ort P mit $I_+P = \vec{r}_1$ und $I_-P = \vec{r}_2$:

$$\varphi(\vec{r}_1, \vec{r}_2) = \frac{+I}{4\pi\sigma|\vec{r}_1|} + \frac{-I}{4\pi\sigma|\vec{r}_2|} = \frac{I}{4\pi\sigma} \left(\frac{1}{|\vec{r}_1|} - \frac{1}{|\vec{r}_2|} \right) \quad \text{für} \quad |\vec{r}_1|, |\vec{r}_2| > 0 \quad (2.11)$$

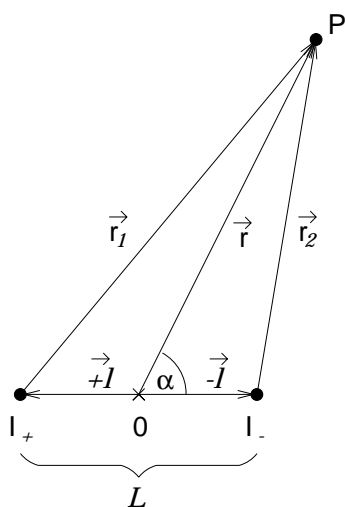


Abb. 2.9: Skizze zur Dipolanordnung

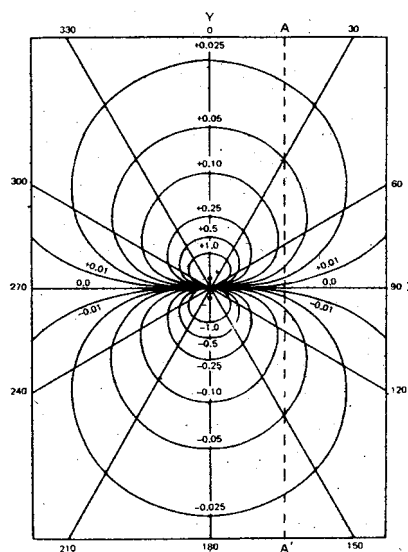


Abb. 2.10: Dipolpotential (aus [Ged72])

Bezeichnet \vec{r} die Verbindung zwischen Ursprung 0 und Aufpunkt P, dann läßt sich das Potential φ formulieren als:

$$\varphi(\vec{r}) = \frac{I}{4\pi\sigma} \left(\frac{1}{|\vec{r} + \vec{\ell}|} - \frac{1}{|\vec{r} - \vec{\ell}|} \right) \quad \text{für} \quad |\vec{r}| > 0 \quad (2.12)$$

Werden die Abstandsterme innerhalb der Klammer in eine Taylorreihe entwickelt und diese nach dem Term erster Ordnung abgebrochen erhält man:

$$\frac{1}{|\vec{r} \pm \vec{\ell}|} = \frac{1}{|\vec{r}|} \pm \vec{\ell} \cdot \vec{\nabla}_r \frac{1}{|\vec{r} \pm \vec{\ell}|} + \mathcal{O}(2) \approx \frac{1}{|\vec{r}|} + \frac{\pm \vec{\ell} \cdot \vec{r} + \vec{\ell}^2}{|\vec{r} \pm \vec{\ell}|^3} \quad \text{für} \quad |\vec{r}| > 0 \quad (2.13)$$

Damit ergibt sich das Potential $\varphi(\vec{r})$ zu:

$$\varphi(\vec{r}) = \frac{I}{4\pi\sigma} \left(\frac{1}{|\vec{r}|} + \frac{\vec{\ell} \cdot \vec{r} + \vec{\ell}^2}{|\vec{r} + \vec{\ell}|^3} - \frac{1}{|\vec{r}|} - \frac{-\vec{\ell} \cdot \vec{r} + \vec{\ell}^2}{|\vec{r} - \vec{\ell}|^3} \right)$$

¹⁰aufgrund der Gültigkeit des Überlagerungssatzes s. z.B. [Fro89] oder [KK93]

$$= \frac{I}{4\pi\sigma} \left(\frac{\vec{\ell} \cdot \vec{r} + \ell^2}{|\vec{r} + \vec{\ell}|^3} - \frac{-\vec{\ell} \cdot \vec{r} + \ell^2}{|\vec{r} - \vec{\ell}|^3} \right) \quad \text{für} \quad |\vec{r}| > 0 \quad (2.14)$$

Zur Vereinfachung von (2.14) kann angenommen werden, daß der Abstand zwischen beiden Punktquellen I_+, I_- klein ist gegenüber dem Abstand zwischen Ursprung 0 und betrachtetem Ort P des Potentials. Dies liefert:

$$\varphi(\vec{r}) = \frac{I}{4\pi\sigma} \left(\frac{\vec{\ell} \cdot \vec{r} + \ell^2}{|\vec{r} + \vec{\ell}|^3} - \frac{-\vec{\ell} \cdot \vec{r} + \ell^2}{|\vec{r} - \vec{\ell}|^3} \right) \stackrel{\ell \ll r}{\approx} \frac{I}{4\pi\sigma} \left(\frac{2 \cdot \vec{\ell} \cdot \vec{r}}{|\vec{r}|^3} \right) \quad \text{für} \quad |\vec{r}| > 0 \quad (2.15)$$

In skalarer Schreibweise erhält man dann für das Potential $\varphi(r)$ mit $\vec{r} \cdot \vec{\ell} = |\vec{r}| \cdot |\vec{\ell}| \cdot \cos \alpha$ und $2\ell = L$ die Darstellung

$$\varphi(r) = \frac{I}{4\pi\sigma} \left(\frac{2\ell \cdot r \cos \alpha}{r^3} \right) = \frac{I \cdot L}{4\pi\sigma} \cdot \frac{\cos \alpha}{r^2} \quad \text{für} \quad r > 0 \quad (2.16)$$

Das entspricht der geläufigen Darstellung des Dipolpotentials für punktförmige Stromquellen (vgl. Wilson [W⁺33]). Für ein reales Elektrodenpaar mit endlichen Ausdehnungen ist diese analytische Lösung mit vereinfachenden Annahmen für einen hinreichend große Abstand zu den Elektroden gut erfüllt.

Gegenüber dem Monopol-Potential zeigt sich hier eine $1/r^2$ -Abhängigkeit, wodurch das Potential zum Außenbereich stärker abfällt. Für eine selektive Stimulation, bei der nur die Neuronen in der unmittelbaren Umgebung (im Extremfall nur ein Neuron) stimuliert werden sollen, ist daher eine bipolare Elektrodenanordnung vorzuziehen.

Numerische Lösungen

Numerische Modelle eröffnen die Möglichkeit, den Einfluß komplizierterer Elektrodengeometrien und -anordnungen auf die Potentialverteilung, insbesondere auch in der unmittelbaren Nähe (einem Abstand etwa dem des Elektrodenabstandes) der Elektroden, zu untersuchen¹¹.

Zur Modellierung sei dabei von Elektroden ausgegangen, die sich in einem homogenen Medium der Leitfähigkeit σ ohne dielektrische Eigenschaften befinden. Die letztere Annahme ist für einen realen Elektrolyten bei hinreichend niederfrequenten Signalen¹² über die Elektroden gut erfüllt.

Das nichtlineare Elektroden/Elektrolyt-Interface belegt die Elektrodenoberflächen in einer räumlich vernachlässigbaren Ausdehnung (s. Abschnitt 2.2.1). Damit können die Elektrodenoberflächen zu Flächen vorgegebener Potentiale bestimmt werden, während sich im Elektrolyten als rein ohmscher Widerstand ein Potentialgradient einstellt, der durch die geometrischen Vorgaben bestimmt ist. Die Zulässigkeit der gemachten Vereinfachungen belegen die Ergebnisse in Abschnitt 5.3.

¹¹Das ist von Bedeutung, da sich zur funktionellen Stimulation die Elektroden für optimale Selektivität möglichst nahe der Nervenzellen befinden sollten

¹²Das Frequenzspektrum physiologisch sinnvoller Strompulse liegt unterhalb von 100 kHz.

Bipolare Anordnung Betrachtet sei eine bipolare Anordnung zylinderförmiger Elektroden, wie in Abb. 2.11 skizziert. Die Elektroden der Höhe h und des Radius r befinden sich im Abstand d voneinander in einem Medium der Leitfähigkeit σ . Die untere Halbebene ($z = 0$) sei ein Nichtleiter ($\sigma = 0$). Um die Simulation zum Vergleich mit den realisierten Elektrodengeometrien heranziehen zu können, sei ein Verhältnis von Radius zu Höhe zu Abstand ($r:h:d$) von 1:5:8 gewählt. Bei den in Kapitel 5 beschriebenen Raster-Potential-Messungen wird in einer Ebene parallel zur Substratoberfläche (in der Simulation bei $z = 0$) eine zweidimensionale Potentialverteilung aufgenommen. Ebenso sei in der Simulation eine Schnittebene parallel zur $(x, y, z = 0)$ -Ebene betrachtet, die sich in einer Entfernung von a mit $h \leq a \leq 2h$ befinde.

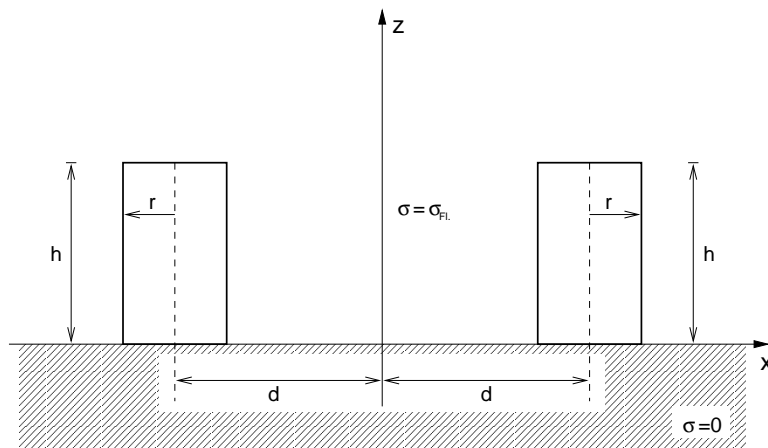


Abb. 2.11: Skizze zur Zylinderelektroden-Geometrie (seitl. Aufsicht)

Weitere Randbedingungen entsprechen den Vorgaben, daß die Elektrodenoberflächen auf $+1V$ bzw. $-1V$ liegen, und daß auf der Oberfläche eines gedachten Quaders in einer Entfernung von $3 \cdot d$ in x/y -Richtung und $3 \cdot h$ in z -Richtung um den Koordinatenursprung das Potential bereits auf Null abgefallen sei. Die für die hier durchgeführte Simulation als zeitlich unveränderlich angenommene Signalspannung entspricht in einer realen Elektrodenanordnung der Spannung zu einem wahlfreien Zeitpunkt, wobei die Bereiche maximaler Spannung in der Simulation den Bereichen maximalen Amplitude in einer realen Anordnung entsprechen.

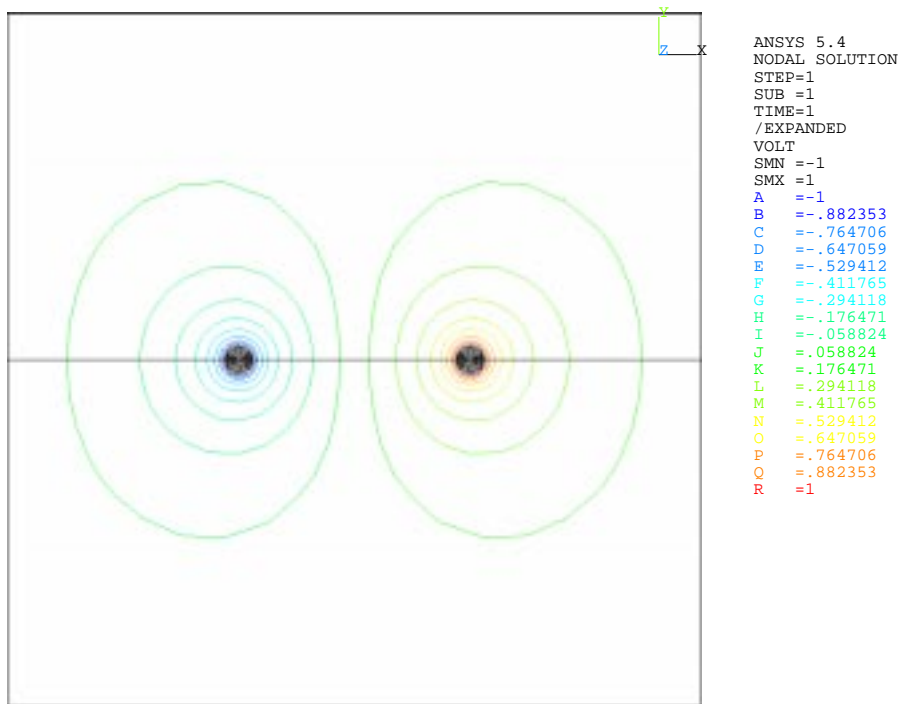


Abb. 2.12: Potentialverteilung der Dipolanordnung auf Höhe der Elektrodenoberkante

Eine Simulation basierend auf der Methode der Finiten Elemente¹³ liefert mit den obigen Vorgaben eine Potentialverteilung wie in Abbildung 2.12 dargestellt. Die betrachtete Schnittebene liegt auf der Höhe der Elektrodenoberkante $a = h$. Abbildung 2.13 zeigt die Potentialverteilung in seitlicher Aufsicht auf die Zylinderelektroden (x - z -Ebene).

Die einfache Zylindergeometrie der Elektroden liefert danach eine qualitativ vergleichbare Potentialverteilung wie die angenommenen Punktquellen der analytischen Berechnung. Eine Potential-Meßspitze sollte in unterschiedlicher Höhe über den Elektroden in einer substratparallelen Ebene stets eine Dipolverteilung aufnehmen.

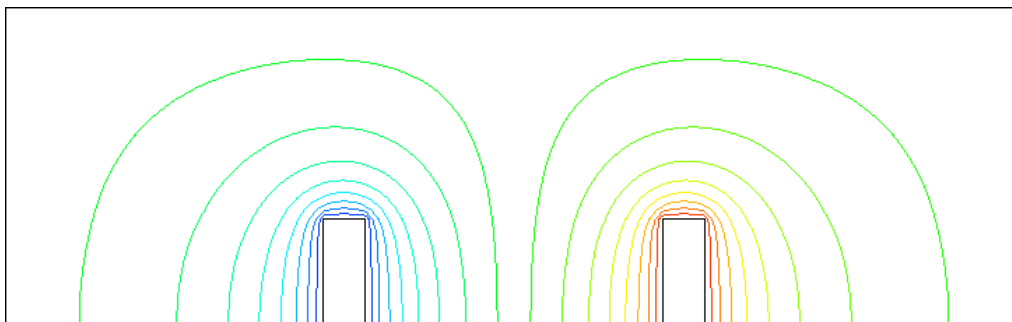


Abb. 2.13: Die Potentialverteilung in seitlicher Aufsicht (Skalierung wie Abb. 2.12)

¹³Zur Durchführung wurde das Programm ANSYS benutzt

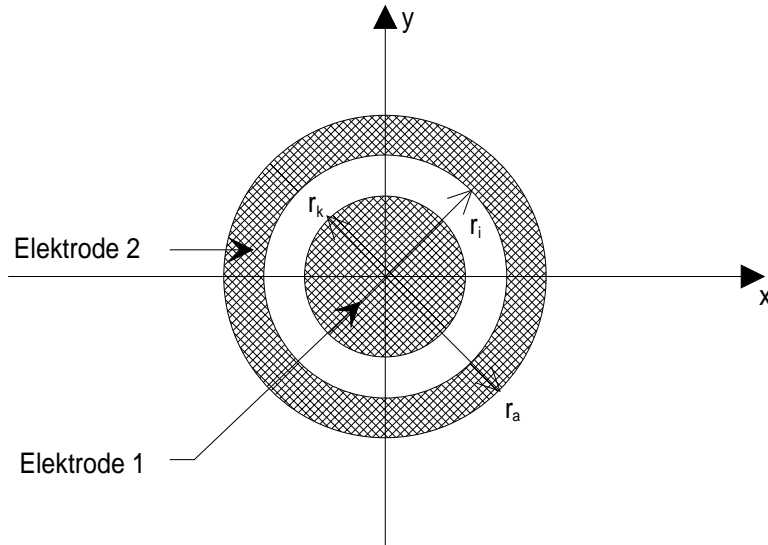


Abb. 2.14: Skizze zur Ringelektroden-Geometrie (Aufsicht von oben)

Koaxiale Anordnung Für die Anordnung einer Kreiselektrode, die koaxial von einer Ringelektrode umschlossen wird¹⁴ (Abb. 2.14), findet man zylindersymmetrische Potentialverteilungen. Mit den gleichen grundlegenden Annahmen wie für die Dipolanordnung wurden Potentialverteilungen für Ringelektrodenanordnungen berechnet. Dabei wurde das Flächenverhältnis zwischen der inneren Kreiselektrode und der äusseren Ringelektrode zwischen 1:1, 1:2 und 1:3 variiert, d. h. in Richtung größer werdender äußerer Elektroden. Ebenso wie bei der Dipolpotentialverteilung blieb auch bei den Ringelektrodenanordnungen die nichtlineare Phasengrenzschicht unberücksichtigt. Stattdessen wurde nur ein unmittelbar außerhalb der Schicht verbliebenes, gleichmässiges, die Elektrodenoberfläche bedeckendes Potential angenommen. Im Gegensatz zu der Dipolgeometrie mit ihren identischen Elektrodenflächen, muß bei den Ringelektroden mit Flächenverhältnissen von 1:2 und 1:3 jedoch die Abhängigkeit des Spannungsabfalls von der Stromdichte über die Phasengrenzschicht mitberücksichtigt werden. Da mit zunehmender Stromdichte über die Phasengrenzschicht der Spannungsabfall darüber abnimmt (die Impedanz wird geringer s. z. B. [Sch68]), besitzen größere Elektroden ein geringeres verbliebenes Potential unmittelbar jenseits der Phasengrenzschicht (bezogen auf das Volumenpotential der Elektrode) bei gleich großem Stromübertrag.

Daher müssen für Ströme über Elektroden mit Flächenverhältnissen ungleich Eins die angesetzten Spannungen an (bzw. unmittelbar jenseits) der Elektrodenoberfläche unterschiedlich groß gewählt werden. Für genauere Betrachtungen der Abhängigkeit des Spannungsabfalls über die Phasengrenzschicht sind die aus der Elektrochemie bekannten Einflüsse miteinzubeziehen (s. z. B. [HV98]), häufig aber auch experimentell gewonnene Daten, beispielsweise aus Impedanzmessungen.

¹⁴Im folgenden wird das Paar aus äußerer Ringelektrode und innerer Kreiselektrode nur noch als *Ringelektrode* oder *Ringelektrodenanordnung* bezeichnet, wenn nicht explizit die äußere Ringelektrode gemeint ist

Zur Vereinfachung des Modells sei hier grob angenommen, daß die verbliebenen Spannungen jenseits der Phasengrenzschicht in umgekehrtem Verhältnis zu ihren Querschnittsflächen¹⁵ stehen (d. h. für 1:1 gelte $+1V : -1V$, für 1:2 gelte $+1V : -0,5V$ und für 1:3 gelte $+1V : -0,33V$). Dann finden sich Potentialverteilungen für Ringelektrodenpaare mit verschiedenen Querschnittsflächenverhältnissen, wie in den Abbildungen 2.15 bis 2.17 dargestellt.

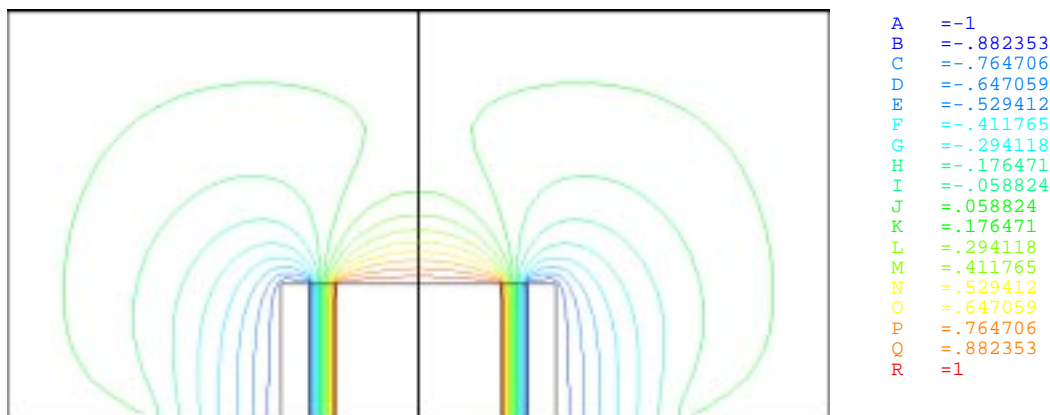


Abb. 2.15: Die Potentialverteilung eines Ringelektrodenpaares mit dem Querschnittsflächenverhältnis 1:1 (Innen:Außen) in einer Schnittansicht

Aufgrund des sich verringernden Potentials mit zunehmender Fläche an der Außenelektrode gegenüber der inneren Elektrode verschiebt sich der räumliche Verlauf des Vorzeichenwechsel des Potentials näher zur Außenelektrode.

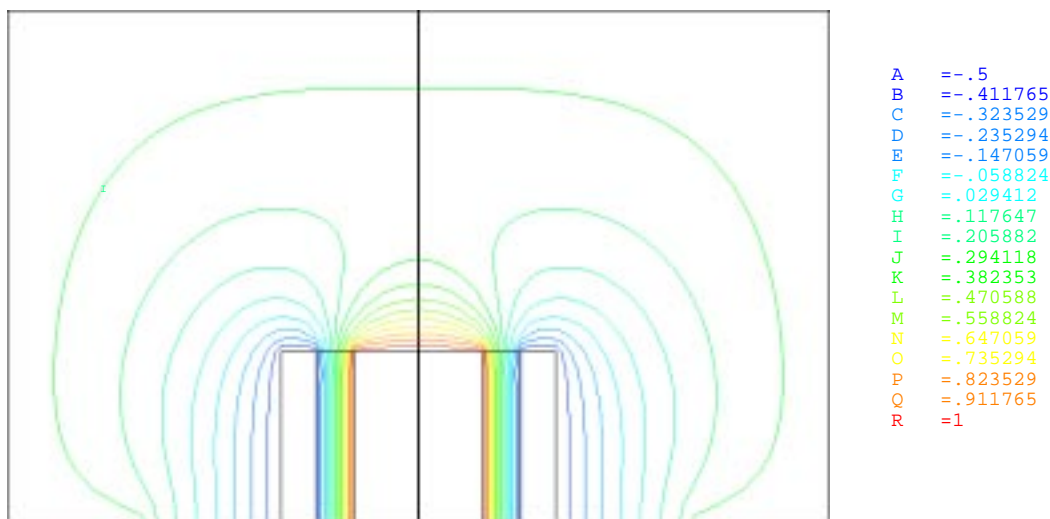


Abb. 2.16: Die Potentialverteilung eines Ringelektrodenpaares mit dem Querschnittsflächenverhältnis 1:2 (Innen:Außen) in einer Schnittansicht

¹⁵d. h. parallel zur Substratoberfläche und unter Vernachlässigung der seitlichen Elektrodenflächen, was für Elektroden mit Höhen/Durchmesser-Verhältnissen $\ll 1$, wie sie auch für die späteren Messungen verwendet wurden, möglich ist.

Damit wird deutlich, daß in einer Messung der Potentialverteilung parallel zur Oberfläche des Substrats an der Meßelektrode nur dann ein Vorzeichenwechsel des Signals beobachtet wird, wenn sich die Meßelektrode in hinreichend geringem Abstand über der Ringelektrodenanordnung befindet. Der Abstand muß also umso geringer sein, je größer die Fläche der Außenelektrode ist.

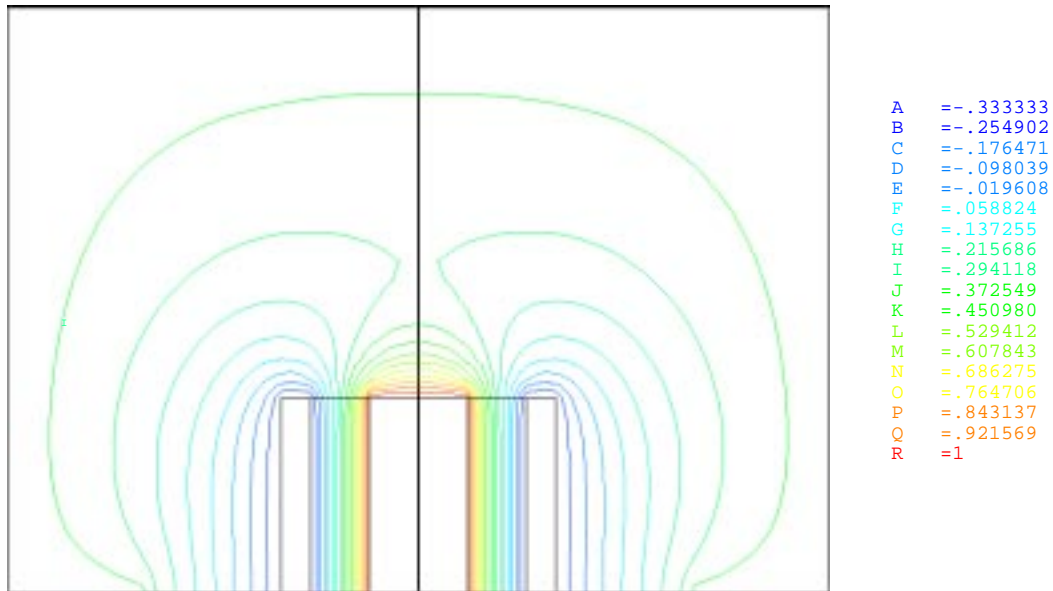


Abb. 2.17: Die Potentialverteilung eines Ringelektrodenpaares mit dem Querschnittsflächenverhältnis 1:3 (Innen:Außen) in einer Schnittansicht

In einem Einsatz der Elektroden zur Nervenstimulation sind die möglichen Positionen der Meßelektrode durch die Positionen der Nervenzellen und -fasern repräsentiert. Ringelektrodenanordnungen besitzen dann Vorteile, wenn einerseits keine Dipolanordnung aufgrund von unerwünschten Stimulationen durch die benachbarte Gegenelektrode eingesetzt werden kann und andererseits eine monopolare Stimulation (mit einer weit entfernten, großen Gegenelektrode) keinen hinreichend großen Potentialabfall mit zunehmender Entfernung von der Elektrode für eine selektive Stimulation garantiert.