

**2. Workshop
Automatisierungstechnische
Verfahren für die Medizin vom
25. bis 26. Feb. 1999 in
Darmstadt**



**„Hochoptimiertes System zur magnetischen Stimulation
neuronaler Systeme“**

R. Vachenauer, T. Weyh, H.-W. Lorenzen
Lehrstuhl für Maschinen und Geräte, TU München, München, Deutschland
E-Mail:vachenauer@ei.tum.de

ISBN: 318318317x
Pages: 75-76

Hochoptimiertes System zur Stimulation neuronaler Systeme

R. Vachenaer, T. Weyh, H. W. Lorenzen

Lehrstuhl für Elektrische Maschinen und Geräte
Technische Universität München
80290 München
email: vachenaer@ei.tum.de

Einleitung

Das Prinzip der Magnetstimulation besteht darin, durch ein von außen appliziertes Magnetfeld Nervenzellen zu depolarisieren und so einen fortlaufenden Nervenreiz auszulösen. Das Magnetfeld wird dabei durch eine flache Spule erzeugt, die in unmittelbarer Nähe des zu stimulierenden Gewebes positioniert wird und während des einige μs langen Stimulus einen starken, pulsformigen Strom führt. Das magnetische Spulenfeld induziert im Gewebe ein elektrisches Feld, dessen Richtungsableitung in Nervenrichtung entscheidend für die Reizwirkung ist.

Mit Hilfe *repetitiver* Stimulation können zentrale Läsionen therapiert werden, wie sie z.B. durch Schlaganfälle entstehen: die Reizung der motorischen Endaufzweigungen peripherer Nerven der oberen Extremität ruft Muskelkontraktionen hervor, die über propriozeptive Einströme auf verschiedenen zentralmotorischen Ebenen zu reorganisatorischen Prozessen im Motorkortex führen. Auf diese Weise sollen verlorengegangene Bewegungsmuster wiedererlernt werden.

Ziele der Optimierung

Voraussetzung ist allerdings die Erzeugung möglichst naturgetreuer Bewegungsmuster, wozu die simultane Stimulation mehrerer Muskeln nötig ist. Dazu muß eine Mehrfachstimulationseinrichtung (siehe Abb. 1) mit mindestens drei unabhängig ansteuerbaren Einheiten zum Einsatz kommen, deren Aufbau bisher am immensen Leistungs- und Platzbedarf einer repetitiven Speisequelle mit ausreichender Pulsleistung scheiterte. Ein weiteres Problem liegt in der schnellen Erwärmung konventioneller Stimulationsspulen: bei Reizserien mit je 20 Pulsen schalten herkömmliche Einrichtungen bereits nach 7 Reizserien wegen Spulenüberhitzung ab.

Ziel war daher, die Leistungsaufnahme der Speisequelle so herabzusetzen, daß der Betrieb einer Mehrfacheinrichtung auch mit gewöhnlicher Laborinstallation möglich wird. Außerdem mußte die Betriebsdauer der Spulen so erhöht werden, daß sie während der Behandlung (bis zu 100 Reizserien) nicht ausgetauscht werden müssen.

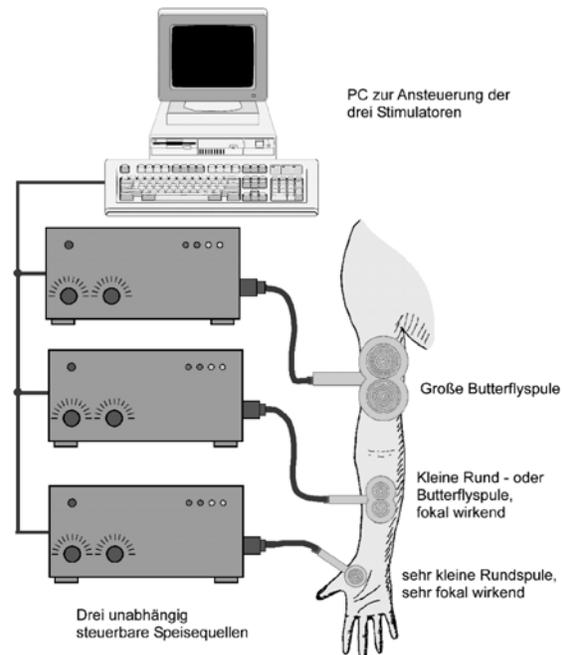


Abb. 1: Mehrfachstimulationseinrichtung

Optimierung der Spulengeometrie

Herkömmliche Stimulationsspulen sind als flache Tellerspulen ausgeführt, deren Leiter in einer Ebene liegen und spiralförmig gewickelt sind. Die gebräuchlichsten Spulentypen sind die *Rundspule* und die *Butterflyspule*, die aus zwei in Form einer 8 angelegten Rundspulen besteht, deren Hälften elektrisch so in Reihe geschaltet sind, daß der Strom im Spulenzentrum in eine Richtung fließt.

Ausschlaggebend für die Reizwirkung einer Spule ist die Größe der Richtungsableitung des von ihr induzierten elektrischen Feldes in Nervenrichtung. Als rechnerische Optimierungsvorschrift gilt also:

$$\frac{\partial E_2}{\partial y} = \max. \text{ bei konst. Pulsenergie} \quad (1)$$

Physikalische Überlegungen auf der Basis eines Transformatormodells für die Spulen-Gewebeanordnung führen zu einer optimierten Spulenform (siehe Abb. 2):

- Durch eine dezentrale Anordnung der Win-

dungen wird der Feldgradient im Gewebegebiet unterhalb der Leiterkonzentration erhöht, während er sich im Rückföhrbereich vermindert. Zusätzlich werden hierdurch störende Nebenmaxima der Spule unterdrückt.

- Durch eine an die Gewebeoberfläche angepaßte Wölbung der Spule wird die Feldankopplung verbessert, wodurch insgesamt eine höhere Gewebefeldstärke und damit eine verbesserte Reizwirkung erzielt wird.

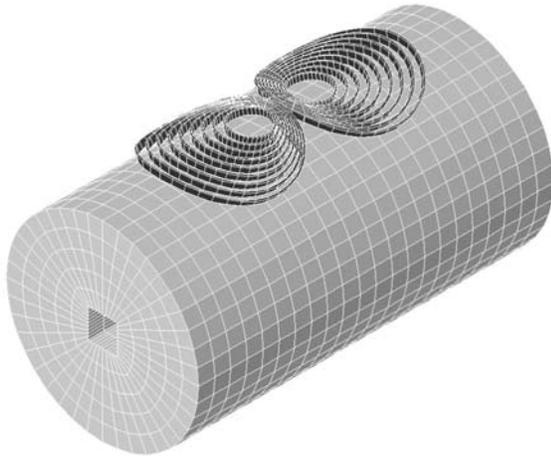


Abb. 2: Leiteranordnung der längsgewölbten, dezentralen Butterflyspule

Dreidimensionale Feldrechnung

Mit Hilfe speziell entwickelter Feldrechenprogramme ist es möglich, die Richtungsableitung des elektrischen Feldes in Nervenrichtung zu berechnen. Dies wurde für mehrere Testgeometrien durchgeführt:

- eine ebene, dezentrale Butterflyspule,
- eine quer- sowie eine längsgewölbte, dezentrale Butterflyspule.

Abb. 3 stellt die berechnete Ableitung des elektrischen Feldes in Nervenrichtung in einem Abstand von der Spulenoberfläche von 1 cm dar. Zum Vergleich wurde auch die Feldgröße der herkömmlichen, zentralen, ebenen Butterflyspule der Fa. Magstim Company berechnet. Tabelle 1 zeigt einen Vergleich der Maximalwerte der E-Feldgradienten bei konstanter Pulsenergie. Der

Spule	$\frac{\partial E_2}{\partial y}$ [V/m ²]	$\frac{\partial E_2}{\partial y}$ [V/m ²] bzgl. Magstim
Magstim	±3658	100.00 %
BF quer	±5922	161.89 %
BF eben	±5956	162.82 %
BF längs	±6207	169.68 %

Tab. 1: Vergleich der Extremalwerte von $\partial E_2/\partial y$ für die untersuchten Spulengeometrien

Maximalwert des Feldgradienten erhöht sich bei dezentraler Leiteranordnung um knapp 70 %.

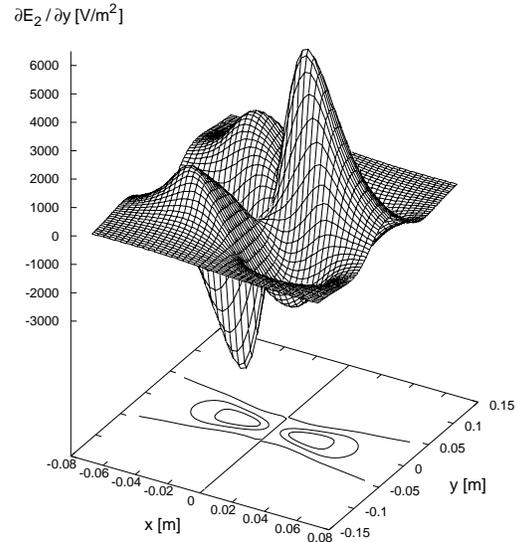


Abb. 3: E-Feld-Gradient der ebenen, dezentralen Butterflyspule

Medizinischer Versuch

Die Verbesserung der Reizwirkung, die aus den Ergebnissen der Feldrechnung für die neuen Spulenformen zu erwarten ist, wurde im medizinischen Experiment bestätigt. Zu diesem Zweck wurden spezielle, hochspannungsisierte Testspulen entwickelt und an mehreren Probanden getestet. Abb. 4 zeigt den Vergleich der notwendigen Pulsenergien aller vier Spulenformen. Man

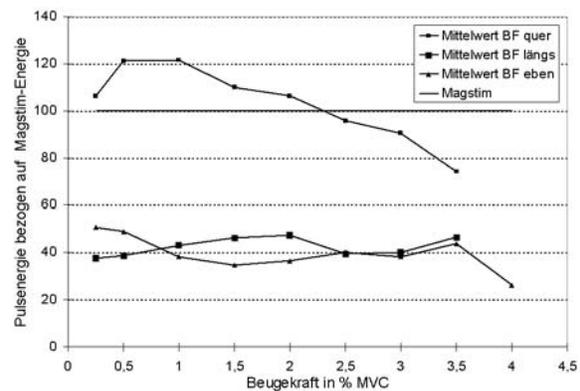


Abb. 4: Pulsenergiebedarf der Testspulen

erkennt eine sehr gute Übereinstimmung zwischen den Simulationsergebnissen und den Ergebnissen der physiologischen Tests.

Ergebnisse

Simulation und medizinisches Experiment zeigen übereinstimmend, daß durch eine dezentrale Anordnung der Spulenwindungen eine deutliche Erhöhung des Spuleneffektivitätsgrades erzielt wird. Neben einer Verminderung der notwendigen Pulsenergie wird auch die Spulenerwärmung stark reduziert, die proportional zur Spulenverlustleistung und bei der monophasischen Pulsform auch proportional zur Pulsenergie ist.