EEG/MEG Quellen Rekonstruktion
-Die Funktionen von *CURRY* und *CAUCHY*^{par}-

H. Buchner[1], S. Kaiser[2], P. M. A. Sloot[3], M. Fuchs[4], K. Waßmuth[5]

[1]Klinik für Neurologie RWTH Aachen, Pauwelsstraße 30, D-52057 Aachen,
Email: buchner@neurologie.rwth-aachen.de
[2]Parsytec Computer GmbH, Auf der Hüls 183, D-52068 Aachen
Email: stefan@parsytec.de
[3]Universiteit van Amsterdam, Kruislaan 403, NL-1098 SJ Amsterdam
Email: peterslo@wins.uva.nl
[4]Philips Forschungslabor, Roentgenstraße 24-26, D-22335 Hamburg
Email: m.fuchs@pfh.research.philips.de
[5]Biomagnetic Technologies, Grüner Weg 83, D-52070 Aachen
Email: kw@magnes.de

Zusammenfassung. In dem Programmpaket *CURRY-CAUCHY* wurden Werkzeuge erstellt, mit denen es möglich wurde, die Quellen der elektromagnetischen Aktivität des Zentralnervensystems in der individuellen Anatomie zu berechnen. Es wird der Weg von der Datenaufnahme bis zur Visualisierung der Ergebnisse vorgestellt. Ziel weiterer methodischer Entwicklung sind deutlich beschleunigte und „automatisierte" Programmabläufe. Als wesentlicher Schritt zum effizienten Einsatz der Methoden werden zeitintensive Teilfunktionen parallelisiert und das gesamte Programmpaket auf einen Parallelrechner portiert.

Schlüsselwörter: Elektroenzephalographie, Magnetoenzephalographie, EEG, MEG, Source Reconstruction, realistically shaped headmodeling, parallel computing, HPC

1 Einleitung

Die Zuordnung elektrischer Aktivität des Zentralnervensystems zu ihrer funktionell-anatomischen Entstehungsstruktur ist für die theoretische und klinische Medizin von hohem Interesse. Sie dient der Aufdeckung funktioneller Zusammenhänge im Zentralnervensystem und zur Lokalisation pathologischer elektrischer Aktivität mit daraus folgender Therapie.

Es wurde ein Programmpaket (*CURRY*[1]-*CAUCHY*[2]) mit einer Methodik zur elektrischen Quellenanalyse in einem der individuellen Anatomie angepaßten Kopfmodell entwickelt. In diesem wurde die Quellenanalyse der elektrischen Daten und die 3D-Darstellung bildgebender Verfahren (Magnetresonanztomographie, MR) gemeinsam realisiert.

---

[1] *CURRY* ist Produkt der Philips Forschungslaboratorien Hamburg

[2] *CAUCHY* wurde von einer interdisziplinären Arbeitsgruppe an der RWTH Aachen mit Förderung der Volkswagenstiftung entwickelt.

2 Aktueller Stand der Methodik

Im folgenden sollen zwischenzeitlich etablierte Methodik und aktuelle Trends für die einzelnen Komponenten eines Systems (Programmpaket) zur anatomischen Abbildung elektrischer Aktivität des ZNS vorgestellt werden:

2.1 Datenaufnahme

Die Notwendigkeit einer multikanalen Datenaufnahme für eine ausreichende räumliche Auflösung der elektrischen bzw. magnetischen Felder hat zur Entwicklung von kommerziellen Systemen mit bis zu 256 Kanal Aufnahme von EEG und MEG Helmsystemen mit 60 bis 306 Kanälen geführt. Zur Abbildung der individuellen Anatomie werden 3D-MR in einer stark T1-gewichteten Sequenz aufgenommen und in ein isotrophes Volumen umgerechnet.

2.2 Kopfmodell

Das einfachste Modell ist die Annahme einer Kugel mit multiplen Schalen, die die Schichten von Kopfhaut, Knochen, Liquor und Hirn abbilden. Die der individuellen Anatomie des Kopfes und seiner Kompartimente angepaßte Modelle wurden mit Boundary-Element-Modellen (BEM, Repräsentationen der Flächen durch Triangel) oder mit Finite-Element-Modellen (FEM, Repräsentationen des Volumens in den Flächen durch Tethraeder oder Kuben) möglich (Abb. 1) [1]. Der Lokalisationsfehler des Kugelmodelles relativ zu einem der individuellen Anatomie des Kopfes angepaßten Boundary-Element-Modells beträgt i.M. 2cm, wenn Quellen frontal bzw. temporal liegen. Desgleichen wurden Fehler etwa gleichen Ausmaßes bei der Auswertung von MEG-Daten mit dem Kugelmodell gefunden, wenn die Quellorte relativ tief (mehr als 3 cm von der Kopfoberfläche) lagen. Ein genereller Vorteil des MEGs besteht nicht, obwohl die Leiteigenschaften der Kompartimente für die Berechnungen nicht berücksichtigt werden müssen [2].

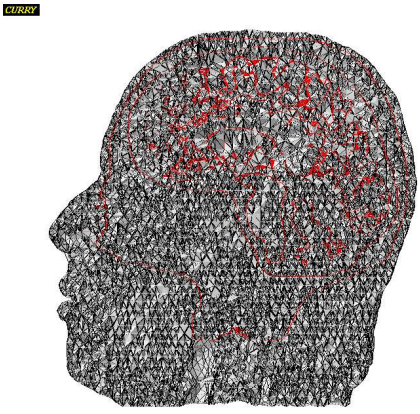


Abb. 1 Kopfmodell FEM

Zur Erstellung eines individuellen Kopfmodells ist eine spezielle Bildverarbeitung mit Segmentierung der Grenzflächen zwischen den Kompartimenten unterschiedlicher Leiteigenschaften erforderlich. Gezielt wurden bei den Philips-Forschungslaboratorien Werkzeuge zur Segmentierung, Oberflächen- und Volumendefinition sowie Visualisierung entwickelt.

In der aktuellen Diskussion wird davon ausgegangen, daß ein Kopfmodell die vorhandene Anisotropie der Leiteigenschaften von Haut, Knochen und Hirn berücksichtigen muß [3]. Dies wurde in einem FE-Modell realisiert.

2.3 Inverse Optimierung

In den letzten Jahren sind zwei methodische Wege zur inversen Optimierung erprobt worden: (1) Nichtlineare Optimierung und (2) spatiale Regularisierung.

Die nichtlineare Optimierung setzt zumeist nichtlineare Minimierungstechniken ein (z.B. Marquardt Algorithmus). Diese Gruppe von Optimierungsmethoden konvergiert häufig nicht auf das globale Minimum. Dagegen wurde gezeigt, daß simulated annealing bei ausreichend langsamer "Abkühlung" gegen das globale Minimum konvergiert [siehe in 1]. Dies ist bedeutsam, weil davon auszugehen ist, daß es komplizierteren Geometrien mehrere lokale Minima existieren.

Die spatiale Regularisierung erhöht die Anzahl der Gleichungen und führt eine Zusatzbedingung ein, durch die eine eindeutige Lösung erzeugt wird. Als Zusatzbedingung wurde entweder das Minimum-Norm-Kriterium (Minimierung der Summe der elektrischen Leistung) oder die Forderung nach einer glatten Verteilung der Quellstärke implementiert [siehe in 1,2]. Die regularisierte Lösung führt zu spatial "verschmierten" Quellverteilungen. Durch Nutzung zusätzlicher Randbedingungen, wie einem auf der Kortex-Oberfläche eingegrenzten Suchraum, kann die Lösung verbessert werden (BU). Eine Simulation zeigte, daß es mit Hilfe dieser Eingrenzung des Suchraums möglich ist, Quellen an gegenüberliegenden Hirnwindungen zu unterscheiden.

2.4 Visualisierung

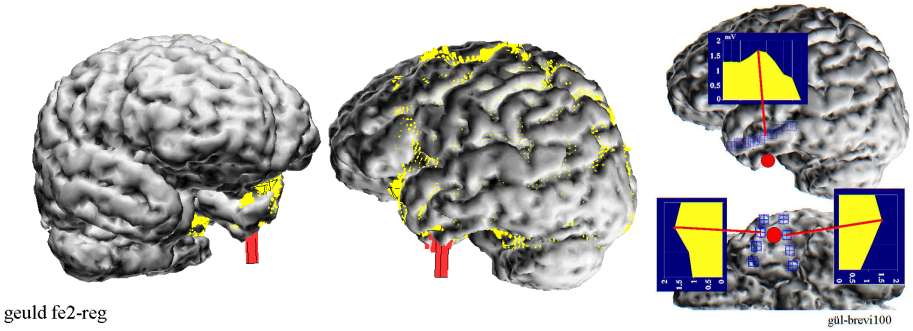
Die Visualisierung von Ergebnissen inverser Optimierung erfolgte, nachdem das Kopfmodell an die Anatomie angepaßt wurde, in der Bildgebung des MR. Zumeist wurden Punktlokalisationen äquivalenter Dipole in Pseudo-3D-Schnitten gezeigt. Von den Philips-Forschungslaboratorien wurde zudem eine 3D-Darstellung von Oberflächen realisiert, in der die Quellokalisation als Punkt, Vektor oder farbcodiert wiedergegeben werden kann (Abb. 2).

2.5 Medizinische Anwendungen

Es liegen eine Vielzahl von Publikationen mit Untersuchungen experimenteller oder klinisch-medizinischer Anwendungen der Quellrekonstruktion vor.

Eine klinisch besonders interessierende Anwendung ist die Lokalisation der Entstehung epileptischer Aktivität bei Patienten mit Anfallserkrankungen die mit Medikamenten nicht ausreichend behandelt werden können. Unter Berücksichtigung verschiedener Voraussetzungen kann nach sicherer Bestimmung des Ursprungs der

Abb. 2 Epileptische Region rot markiert. Links Berechnung in einem FE-Modell; rechts Bestimmung mit Elektroden an der Hirnoberfläche und im Gehirn, Histogramm der Amplituden pathologischer Erregungen.



pathologischen Erregung dieser Ort am Gehirn operativ entfernt werden. Dazu ist es bisher in den meisten Fällen erforderlich, das EEG unmittelbar an der Hirnoberfläche oder im Gehirn aufzunehmen nachdem entsprechende Elektroden operativ plaziert wurden. Dies ist mit einem erheblichen technischen und logistischen Aufwand sowie einem operativen Risiko verbunden. Die nicht eingreifende Bestimmung des Ursprungs der epileptischen Aktivität mit Methoden der Quellrekonstruktion könnte die prächirurgische Bestimmung erheblich verbessern. Ein Beispiel zeigt die Abb. 2, in der vergleichend der invers berechnete Ursprung mit dem durch Elektroden an der Hirnoberfläche bzw. im Gehirn gegenübergestellt ist. Ausführlich wurde die Methodik dargestellt in [4].

3 Methodische Weiterentwicklungen

Trotz der nachgewiesenen Lokalisationsgenauigkeit der Programme *CURRY* und *CAUCHY* ist die Quellrekonstruktion noch weit von einer alltäglichen, in Forschung und Klinik praktizierbaren Anwendung entfernt. Dies hat zwei Ursachen: Erstens ist für die Auswahl der einzusetzenden Techniken zur inversen Berechnung und die Wahl der jeweiligen Parameter Wissen und Erfahrung erforderlich. Zweitens ist eine deutlich feinere Diskretisierung (2-4 mm) der Kopfmodelle für eine genauere Lösung erforderlich. Daraus ergeben sich sehr lange Rechenzeiten. Ein BE-Modell würde dann auf einer Workstation bei einem Hauptspeicherbedarf von ca. 2 GB etwa 2000 Stunden Rechenzeit benötigen, während ein FE-Modell ca. 100 MB RAM allokieren würde und über 600 Stunden zur Berechnung bräuchte. Eine Parallelisierung des FEM-Codes ermöglicht eine massive Beschleunigung der Berechnungen.

3.1 Parallelisierung

Im Januar 1998 startete das von der Europäischen Union im ESPRIT-Rahmen (HPCN Preparatory, Support and Transfer Activities) geförderte Projekt *CAUCHY*^{par} (Nummer 26433), dessen Ziel die Parallelisierung des sequentiellen Codes ist, um die Akzeptanz der Applikation im klinischen Umfeld zu erhöhen. Partner für die parallele Hardware ist die Aachener Parsytec Computer GmbH. Die Implementierung des Programms selber wird durch Experten der Universität Amsterdam vorgenommen.

Nach Projektende (voraussichtlich September 1998) soll eine Beschleunigung gegenüber der sequentiellen Applikation mit einem Faktor von ca. 10 bis 20 erreicht sein, die zum einen aus der erhöhten Anzahl der Prozessorknoten und zum anderen aus der Verbesserung der zugrundeliegenden Algorithmen resultiert. Weitere Geschwindigkeitserhöhung kann bei Bedarf durch Hinzufügen zusätzlicher Prozessorknoten erfolgen. Da die Parsytec-Systeme voll skalierbar sind, ist der Performance-Zuwachs nahezu proportional zur Anzahl der Knoten.

Die Zielplattform in diesem Projekt ist ein System der CCe- bzw. der CC/PP-Generation [siehe in 5] basierend auf PowerPC604e-Motherboards, die der CHRP Spezifikation entsprechen. In den CCe-Systemen werden Single Processor Boards mit einer Prozessortaktrate von 200 MHz integriert, während in den CC/PP-Systemen Double Processor Boards mit einer Taktrate von 300 MHz pro Prozessor eingesetzt werden. Die erforderliche hohe Bandbreite zur Interprozessorkommunikation wird in beiden Systemen durch ein dediziertes Hochgeschwindigkeitsnetzwerk erreicht, in dem die Rechenknoten durch HS-Link-PCI-Karten (high speed/IEEE 1355) über kaskadierbare 8x8-HS-Link-Routing-Module miteinander verbunden sind. Dabei werden Übertragungsraten von über 40 MB/sec. bidirektional bzw. 30 MB/sec. unidirektional erreicht. Das eingesetzte Betriebssystem AIX (IBM) wurde durch eine spezielle Laufzeit- und Kommunikationsschicht (EPX-Embedded Parallel Extensions to UNIX) erweitert, so daß sowohl AIX-basierte Standardsoftware (Compiler, Tools, etc.) als auch parallele Applikationen lauffähig sind. Jeder Rechenknoten kann dabei individuell konfiguriert werden. Der (lokale) Speicher ist dabei auf 512 MB limitiert. Die Erweiterung der Plattform kann u.a. durch diverse PCI-Karten erfolgen, die z.B. eine Einbindung des Parallelrechners in das LAN oder die Nutzung eines Framegrabbers ermöglichen.

3.2 Automatisierung

Für eine routinemäßige Anwendung der Quellrekonstruktion ist die Entwicklung allgemein einsetzbarer robuster inverser Verfahren erforderlich. Dies ist aktueller Inhalt eines interdisziplinären Forschungsprojekts (Förderung des BMBF).

Weiter sollen eine verbesserte Bedienerführung und Batchprozesse den Benutzer entlasten und zu einer Beschleunigung der Datenverarbeitung von deren Aufnahme bis zur Visualisierung führen.

4 Literatur

1. Fuchs M, Drenckhahn R, Wischmann H-A, Wagner M: An improved boundary element method for realistic volume conductor modeling. IEEE Trans. Biomed. Eng., 1998 in press.
2. Buchner H, Knoll G, Fuchs M, Rienäcker A, Beckmann R, Wagner M, Silny J, Pesch J: Inverse localization of electric current sources in finite element models of the human head. Electroenceph. clin. Neurophysiol., 102: 267-278, 1997.
3. Pohlmeier R, Buchner H, Knoll G, Rienäcker A, Beckmann R, Pesch J: The influence of skull-conductivity misspecification on inverse source localization in realistically shaped finfite element head models. Brain Topography, 9(3): 157-162, 1997.
4. Waberski TD, Buchner H, Lehnertz K, Hufnagel A, Fuchs M, Beckmann R, Rienäcker A: The properties of source localization of epileptiform activity using advanced headmodelling and source reconstruction. Brain Topography, 1998 in press.
5. Parsytec: Parsytec CCe - New Trends in HPC, Parsytec Aachen, 1996.