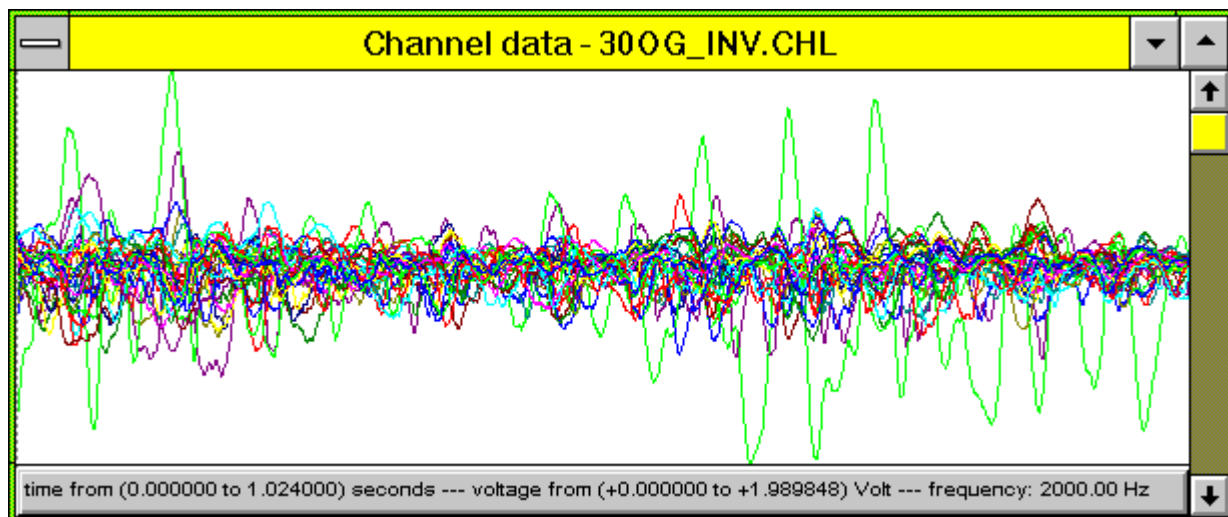


Interferenzanalyse von Elektrocorticogrammen (ECoG)

Der Jenenser Psychiater [Hans Berger](#) registrierte 1929 mit einem Saitengalvanometer das erste Elektroenzephalogramm (EEG) eines Menschen. Die Fachwelt zweifelte an der Echtheit der registrierten Schwankungen im Mikrovolt-Bereich. Erst durch Verifikationen des Cambridge-Professors E. D. Adrian wurde diese Technik 1934 popularisiert. Bislang wurde aus der Sicht der Informatik wenig hinterfragt, welche ursächlichen Bewegungen die merkwürdigen EEG-Schwankungen verursachen. Henderson's Dipolmethode [1] erscheint zwar genial, doch zugleich scheint es realitätsfern, einen im Gehirn kreisenden Dipol als Template für eine sehr komplexe Erkennungsaufgabe zu nutzen.

An der GFaI laufen seit 1992 Untersuchungen mit dem Ziel, der Informatik, die mit dynamischen Prozessen in neuronalen Laufzeiträumen verbunden ist, näher zu kommen. Simulationen zeigen, daß von Laufzeiträumen abgenommene Kanaldaten große Ähnlichkeit zu EEG-Daten haben (siehe Seite 'Simulationen'). Wenn wir EEG-Daten betrachten, so können wir sehr genau das zeitliche und örtliche Vorankommen bestimmter großer Wellen beobachten. Genau dieses beobachten wir auch in der Simulation. Geben wir nun eine bestimmte Wellenausbreitungsgeschwindigkeit für die Rekonstruktion der Daten vor, wäre zu erwarten, daß Erregungen einzelner Punkte zu unterschiedlichen Zeiten an der Oberfläche erscheinen. In ihrer Summe bilden sie die oberflächliche Wellenlandschaft. Wir sehen dann nicht mehr nur die Gummimembran, die an definierten Orten durch Elektroden ausgelenkt wird, sondern wir können dann in Approximation das erregende Feld selbst zurückrechnen. Um diesen Unterschied zu erfassen, stelle man sich ein völlig umhülltes Aquarium vor, von dessen Oberfläche 30 Sensoren den jeweiligen Wasserstand ablesen. Bringen Fische das Wasser in Bewegung, so besteht die Aufgabe interferentieller Rekonstruktion darin, aus der Kenntnis der Abtastwerte des Wasserstandes zu bestimmen, wo sich die bewegungsauslösenden Fische gerade befinden. Dazu benötigen wir zwangsläufig eine angenommene, mediale Geschwindigkeit der Wellenausbreitung.



30-Kanal ECoG

Grundlagen

Der Ansatz, der an lernfähige Systeme gebunden ist, geht davon aus, daß in einem universell lernfähigen Netzwerk im Moment des Lernens den Sensoren nicht bekannt sein kann, wo (in welchen Neuronen) gelernt wird. Folglich ist zu erwarten, daß jede sensorische (oder andere) Information, die u.U. in Zusammenhang mit anderen Informationen ein mögliches Lernen ergibt, in

viele (oder besser in alle) Richtungen gestreut wird, in denen diese Information von Belang sein könnte. Je perfekter diese Streuung, umso perfekter ist das System in der Lage, scheinbar zusammenhanglose Informationen verschiedenster Sensoren lernend zu verkoppeln. Dazu denke man an Turner oder Turmspringer: Hier ist es nötig, hunderte Muskelspannungen und Gelenkstellungen mit Informationen des Gleichgewichtsorgans, des Gehörs und des Sehens auf komplexem Wege zu verkoppeln.

Wenn also ein lernfähiges System hochwahrscheinlich Informationen in verschiedene Richtungen streut, dann sollte es auch gelingen, die Erregungen einzelner Neuronen aus der zeitkompensierten Korrelation von Kanaldaten zu ermitteln. Als mathematische Beschreibungsmittel steht uns z.B. die Kreuzkorrelation zweier Beobachtungspunkte zur Verfügung. Setzen wir voraus, daß sich jedes Signal mit endlicher Leitgeschwindigkeit fortpflanzt, und versehen wir beide ankommenden Zeitfunktionen mit einem zeitlichen Versatz, der den zeitlichen Abstand vom zu beobachtenden Ort jeweils kompensiert, so können wir anhand der Korrelationshöhe feststellen, wie stark beide nun kompensierten Zeitfunktionen miteinander harmonieren. Das Maß dieser Harmonie (das Ergebnis der Korrelation) erscheint uns als Maß für die Erregung dieses Punktes.

Setzen wir dieses Verfahren für alle anderen Punkte entlang der Verbindungslinie zwischen den zwei Elektroden fort, so erhalten wir für jeden Punkt einen Korrelationswert, der unter Vernachlässigung störender Einflüsse offenbar aussagt, wie stark dieser Punkt an der Bildung der an den Elektroden gemessenen Zeitfunktionen beteiligt war. Um nun über die Korrelationen entlang einer Linie zwischen zwei Punkten hinausgehend weitere Punkte des Raumes bestimmen zu können, benötigen wir zusätzliche Zeitfunktionen, die an anderen Orten aufgenommen wurden. Zur Bestimmung einer n-dimensionalen Punktvolke benötigen wir mindestens $n+1$ Zeitfunktionen (Kanäle). Die ursprüngliche Kreuzkorrelation wird erweitert. Im Integral zur Ermittlung des Korrelationswertes eines Punktes stehen jetzt mehr als zwei Zeitfunktionen: Jede aufgenommene Zeitfunktion wird mit dem zeitlichen Elektrodenabstand kompensiert aufgenommen. Den n-dimensionalen Vektor (n : Kanalzahl) der zeitlichen Abstände eines zu beobachtenden Punktes von den abtastenden Elektroden nennen wir Maske des Punktes.

Wird das Verfahren auf eine Vielzahl von Elektroden erweitert, so erhalten wir die Möglichkeit, die Korrelationen (Interferenzwerte) für alle Punkte des Raumes präziser zu bestimmen, je höher die nutzbare Kanalzahl ist. Das multiplikative Interferenzintegral eines Punktes stellt demgemäß ein verallgemeinertes Korrelationsprodukt mit mehreren Kanälen dar. Wohl aber zeigt sich, daß neben der multiplikativen Verknüpfung auch andere Verknüpfungsoperationen von Belang sind. Neuronale Lernmodelle nutzen nahezu ausschließlich die Addition zur Bewältigung eines vergleichbaren Problems, dem des Lernens.

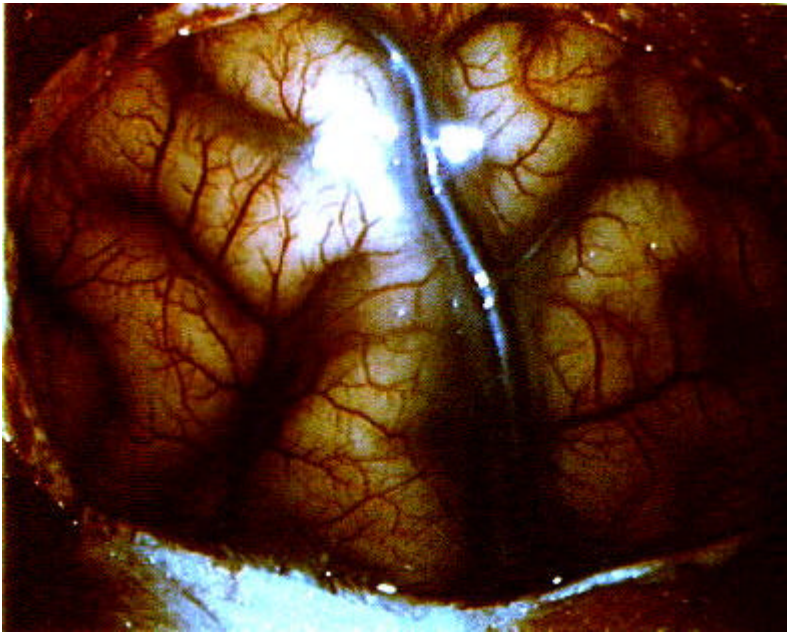
Wir gehen (vereinfacht) von folgenden Annahmen aus:

- 1) Jede Elektrode nimmt die Summe aller Erregungen des Raumes auf (radial abklingend oder unbewertet);
- 2) Wenn sich eine Partialwelle von einem erregenden Punkt P herkommend ausbreitet, so erreicht sie verschieden entfernte Elektroden zu verschiedenen Zeiten.
- 3) Zur Rekonstruktion wird die n-kanalige Korrelation pro Zeitschritt berechnet. Es entsteht ein Interferenzwert des Punktes (in den Movies zu sehen). Aufsummiert (integriert) über die Zeit entsteht der integrale Interferenzwert dieses Punktes, der ein Maß für die von diesem Punkt ausgegangene Erregung ist.

Das Verfahren wurde zunächst für experimentelle Simulationen verschiedener Laufzeiträume (neuronal, akustisch, optisch) entwickelt. Die Anwendung für EEG/ECOG-Aufnahmen steht vor der Unsicherheit, daß uns im Moment noch zu wenig über Geschwindigkeitseigenschaften des Mediums

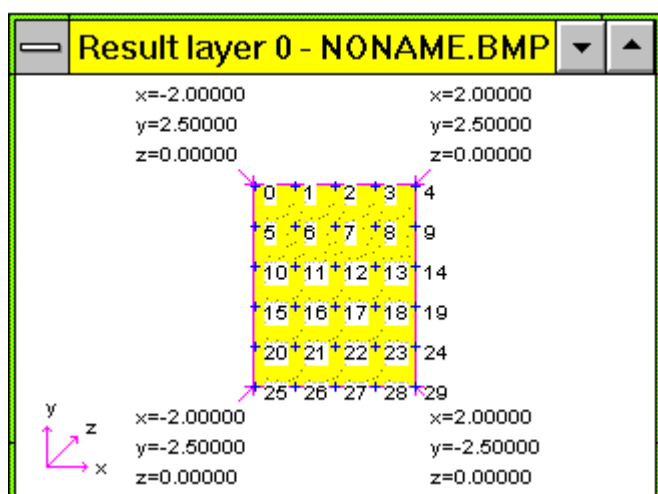
bekannt ist. Da aber die Überprüfung dieser Fragen mit Mitteln der Interferenz zwangsläufig einen Erkenntnisgewinn mit sich bringen wird (und auch nur so möglich ist), erscheint uns die experimentelle Überprüfung als legitim.

Eine Analyse eines unter der Schädeldecke 30-kanalig aufgenommenen Elektro-Cortikogramms (ECoG) zeigt, daß es sich bei den aufgenommenen Daten um Ableitungen aus einem kontinuierlichen Wellenraum handeln könnte.



Die Folie mit dem Elektrodenarray wird beim Elektrocortikogramm (ECoG) unter die Schädeldecke gelegt (Foto mit freundlicher Unterstützung der Neurochirurgie der Charité, Dr. Woiciechowsky/Prof. Vogel)

Unter einer vereinfachenden Annahme homogener Ausbreitung neuronaler Aktivität in Form konzentrisch auseinanderlaufender Wellen nimmt eine ECoG-Elektrode die Summe aller Aktivitäten der Umgebung auf, wobei jede Aktivität zeitlich verzögert um den Abstand von der Elektrode an ebendieser erscheint. Folglich, so die Hypothese, wären ECoG-Kurven die Aufnahme der Auslenkung eines resultierenden Wellenfeldes an einem spezifischen Ort.



Elektrodenanordnung von oben dargestellt (alle Maße in cm)

Da vergleichbar zur Optik jede Verbiegung eines Laufzeitraumes durch fehlerhafte Bilder bestraft wird, sind die 30 Elektroden zur numerischen Rekonstruktion auf der Oberfläche eines Ellipsoids angeordnet.

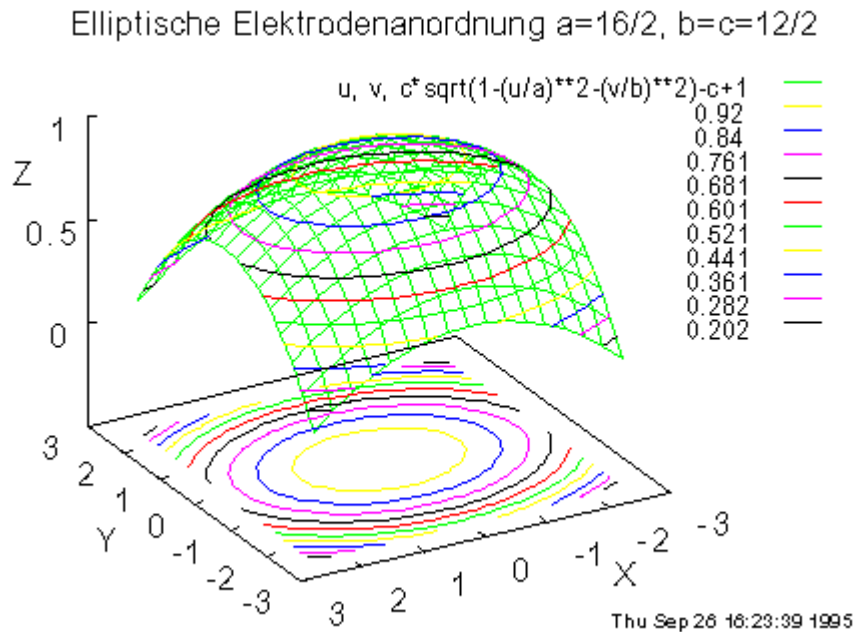
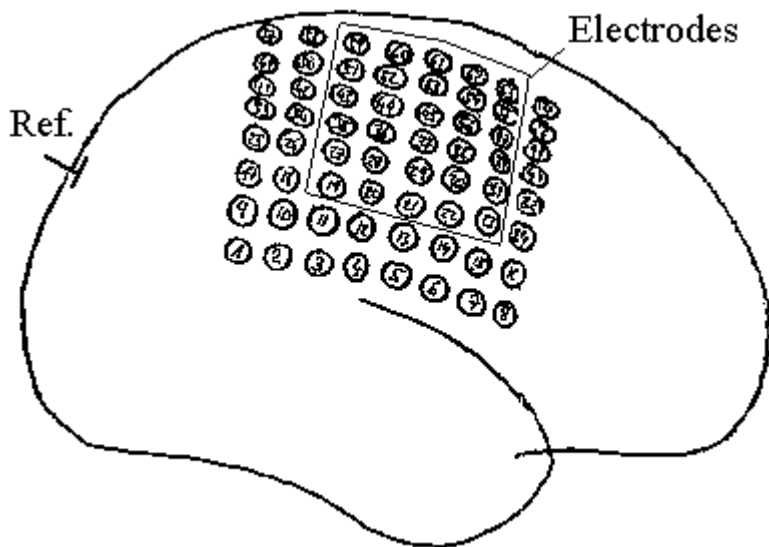


Abb.: Sphärisches Modell der Elektrodenanordnung. Die exakte Vermessung der Lage der Elektroden bestimmt das Rekonstruktionsergebnis wesentlich

Das uns der Gedanke eines Wellenkontinuums in Interferenzanalysen aus ECoGs zunächst vermessen erschien, erklärt die Tatsache, daß wir bereits am 26.9.95 erste Integrale dieser Wellenfelder berechneten (mehrkanalige Korrelationsprodukte für alle Raumpunkte), aber nur interessehalber, quasi zur Abrundung der Experimente erst am 6.10.95 ein Movie des Wellenfeldes selbst machten. Zur Begründung sei angemerkt, daß die zugrunde liegende Interferenztransformation (HIT) für schwach besetzte Kanäle entwickelt wurde (dort auch funktioniert), daß es aber im Bereich stark besetzter Kanäle noch einige Probleme gibt. Die HIT ist ein Approximationsverfahren, das unter der Voraussetzung schwach besetzter Kanäle oder hoher Kanalzahlen gut gegen die Lösung konvergiert. Dies läßt sich in Simulationen (siehe nebenstehende Page) zeigen. Gleichzeitig läßt sich aber auch zeigen, daß unter bestimmten Bedingungen (stark besetzte Kanäle bei geringer Kanalzahl) Phantomerregung auftritt. In den GH-Simulationen charakterisiert diese die Störungen am Bildrand. Bei den uns zur Verfügung stehenden ECoG-Daten sind aber kaum Randwerte bekannt, sodaß die Qualität der Aufnahmen im Moment nicht abschätzbar ist. Umso erstaunter waren wir, als am 6.10.95 aus einem 30-kanaligen ECoG folgende Videos berechnet wurden, die nicht ein erwartetes Chaos zeigen.



Elektrodenanordnung auf dem Pallium. Die Elektroden sind auf einer flexiblen Folie im Raster von 1 cm angeordnet.

Interferentielle Rekonstruktionen

Rekonstruktion des Wellenfeldes mit PSI-Tools

Erste Sekunde schläfriger Hirnaktivität, gemessen auf einer Pallium-Fläche von 5 x 6 cm². Erste, noch unvollkommene Bilder elektrischer Hirnaktivität aus dem 30-Kanal-ECoG eines Epilepsieherdes. Movies vom 6.10.1995 berechnet an der GFaI Berlin. Alle Zeitfunktionen werden ohne Kontrastverschärfung entsprechend ihrer Maske zueinander addiert. Die Kanaldaten sind von der Schwankung der Referenzelektrode befreit (Gleichtaktbefreit) und symmetriert. Der virtuelle Laufzeitraum zur Rekonstruktion ist auf eine homogene Ausbreitungsgeschwindigkeit von 1 Meter pro Sekunde eingestellt. Die Bildfrequenz ist in allen Aufnahmen identisch zur Samplefrequenz der Kanäle von 2 kHz gewählt.

(Configure MS-Windows mplayer.exe to inspect *.avi-files using 'Video for Windows' etc.)

Click the number to start the movie (110 to 160 kB each):

[0. Zehntelsekunde](#)

[1. Zehntelsekunde](#)

[2. Zehntelsekunde](#)

[3. Zehntelsekunde](#)

[4. Zehntelsekunde](#)

[5. Zehntelsekunde](#)

[6. Zehntelsekunde](#)

[7. Zehntelsekunde](#)

[8. Zehntelsekunde](#)

[9. Zehntelsekunde](#)

Die ECoG-Daten entstammen einem Epilepsie-Herd der rechten Hemisphäre. Die Elektroden sind unter die geöffnete Schädeldecke geschoben. Die dargestellte Rechen-Ebene liegt konzentrisch unter den ellipsoid auf die Hirnhaut gelegten Elektroden im Abstand von 0...6mm. Man beachte die zusammenhängende Ausbreitung von Gebieten niederer Aktivität. Bemerkenswert an diesen Aufnahmen ist deren Qualität. Erst im Nachgang vorgenommene Auswertungen von Kanaldaten aus dem (eigentlich idealen) Laufzeitraum der Akustik zeigen, daß im Bereich der ECoG-Auswertungen unerwartet glatte Interferenzbilder entstehen. Eine Deutung dieses Phänomens könnte die sein, daß das Gehirn offenbar mehr als erwartet Eigenschaften eines Laufzeitraumes im Geschwindigkeitsbereich von 0,5 m/s bis 2 m/s besitzt. Dies stützt eine Annahme über den Entstehungsmechanismus evocierter Potentiale: Man nimmt an, daß die äußerlich meßbare Summenaktivität im wesentlichen synaptische Aktivität, nicht aber die Impulsaktivität der Neurone widerspiegelt [Schmidt/Thews: Physiologie des Menschen, 24. Aufl., Springer 1990, S.142].

Sollte die Internet-Verbindung gut sein, können Sie versuchen, ein größeres [Movie](#) zu laden (1 MB, Aufnahmedauer 0.29 Sekunden bei 2 kHz Bild- und Abtastfrequenz; 576 Bilder). Das Wellenfeld wurde mit einer verringerten Hintergrundgeschwindigkeit (0,75m/s) und höherer Auflösung rekonstruiert. Vergleichbar zur Rekonstruktion mit 1m/s erscheint dadurch ein größerer Bildausschnitt.

Dadurch, daß zur Rekonstruktion zunächst ein homogener Laufzeitraum angenommen wird, rekonstruiert der Algorithmus die Daten auch so, als kämen sie aus einem solchen. Der Algorithmus weiß nicht, daß bestimmte Elektroden durch Furchen von entsprechenden Bildpunkten getrennt sind. Damit gehen strukturelle Informationen zunächst verloren. Derzeit arbeiten wir daran, diese strukturellen Informationen der Zuordnung von Elektroden zu Bildpunkten vorab zu ermitteln, um anschließend die Rekonstruktion im diskontinuierlichen Raum durchführen zu können.

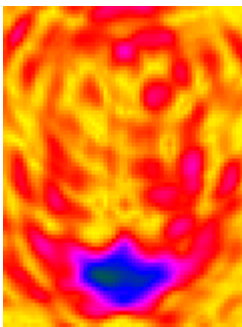
Man beachte, wie sich ein Fleck (vermeintlich) starker Aktivität (blau) oft kontinuierlich über mehrere Elektroden verschiebt. Offenbar sind Flecken hoher Aktivität eingehüllt von zumeist geschlossenen Ringen verminderter Aktivität (gelb). Der Eindruck, alle Information käme aus dem Hirnzentrum täuscht. Diskontinuitäten an den Rändern führen zu einem allgemein geringeren Interferenzniveau der Außenelektroden. Würden weitere Wellenfelder aus dem Außenbereich wirken, könnte dieser Eindruck verloren gehen.

Bei der Berechnung der Wellenfelder entdeckten wir eine interessante Eigenschaft, die uns zunächst als ein Fehler in der Versuchsdurchführung erschien. Rekonstruiert man die Kanaldaten in zeitlich geordneter Reihenfolge vorwärts, entsteht ein rückwärtslaufender Film des Wellenfeldes. Simulationen einzelner Wellenausbreitungen zeigen, daß dies prinzipiell so ist (siehe dort). Die Abspielrichtung obiger Aufnahmen wurde deshalb nachträglich korrigiert. Es entsteht dann ein Problem, wenn ein kontinuierlicher Datenstrom online rekonstruiert werden soll: Die Zeit im Wellenraum läuft zwangsläufig vom Startzeitpunkt aus rückwärts. Offenbar haben wir es mit einer höchst bemerkenswerten Eigenschaft der Dimension "Zeit" im Wellenraum zu tun.

So erfreulich diese ersten Eindrücke sind, so ist uns doch bewußt, daß die Bilder erst einen Anfang kennzeichnen. Es wäre zum gegenwärtigen Zeitpunkt vermessen, an einen raschen, klinischen Einsatz dieses Verfahrens zu denken. Verschiedene Eigenschaften der Interferenztransformation sind noch unbekannt. Das Konvergenzverhalten dieses Approximationsverfahrens für immer dichter werdende Kanaldaten ist zu untersuchen. Fehlermechanismen sind zu erkennen und zu beseitigen. Simulative Verifikationsverfahren sind zu entwickeln bzw. zu verfeinern. Es sind gedankliche

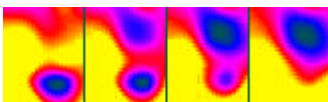
Modelle zu entwickeln, die ein Verständnis für den vor uns liegenden, inhomogenen, mehrdimensionalen Raum gestatten. Interessante Leitgeschwindigkeiten sind zu bestimmen. Die Geschwindigkeitsklasse, aus der das Bild hauptsächlich entsteht, ist zu ermitteln. Die Überlagerung der einzelnen, in die Kanaldaten eingehenden Geschwindigkeitsklassen ist zu trennen, Strukturelle Gliederungen sind zu ermitteln, die Aufnahmen sind zu verifizieren.

Gummimembranmodellierung mit PSI-Tools



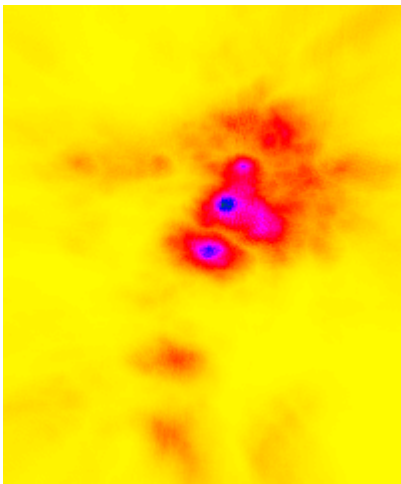
Rekonstruktion einer nichtinvasiv aufgenommenen EEG-Ableitung, Schnittebene horizontal in Augenhöhe

Eine statische Analyse ('Gummimembran') eines 30-kanaligen ECoG-Datensatzes zeigt Bilder, die äußerlich vergleichbar zu Dipol-Rekonstruktionen sind. Ausgangspunkt ist hier ein einziges Sample aller Kanaldaten pro Zeitschritt, dessen Amplitude als Farbwert den Elektrodenpositionen zugeordnet wird. Die Werte zwischen den Elektroden können in geeigneter Weise über Splines interpoliert werden. Für das folgende Movie nutzten wir den Interferenz-Simulator, und stellten lediglich die zur Rekonstruktion nötige Leitgeschwindigkeit auf einen sehr hohen Wert ein, der der ionisch-elektrischen Ausbreitung nahe kommt (>10000 m/s), sodaß infolge der zu niederfrequent abgetasteten Kanaldaten Interferenzen praktisch keine Rolle mehr spielen.

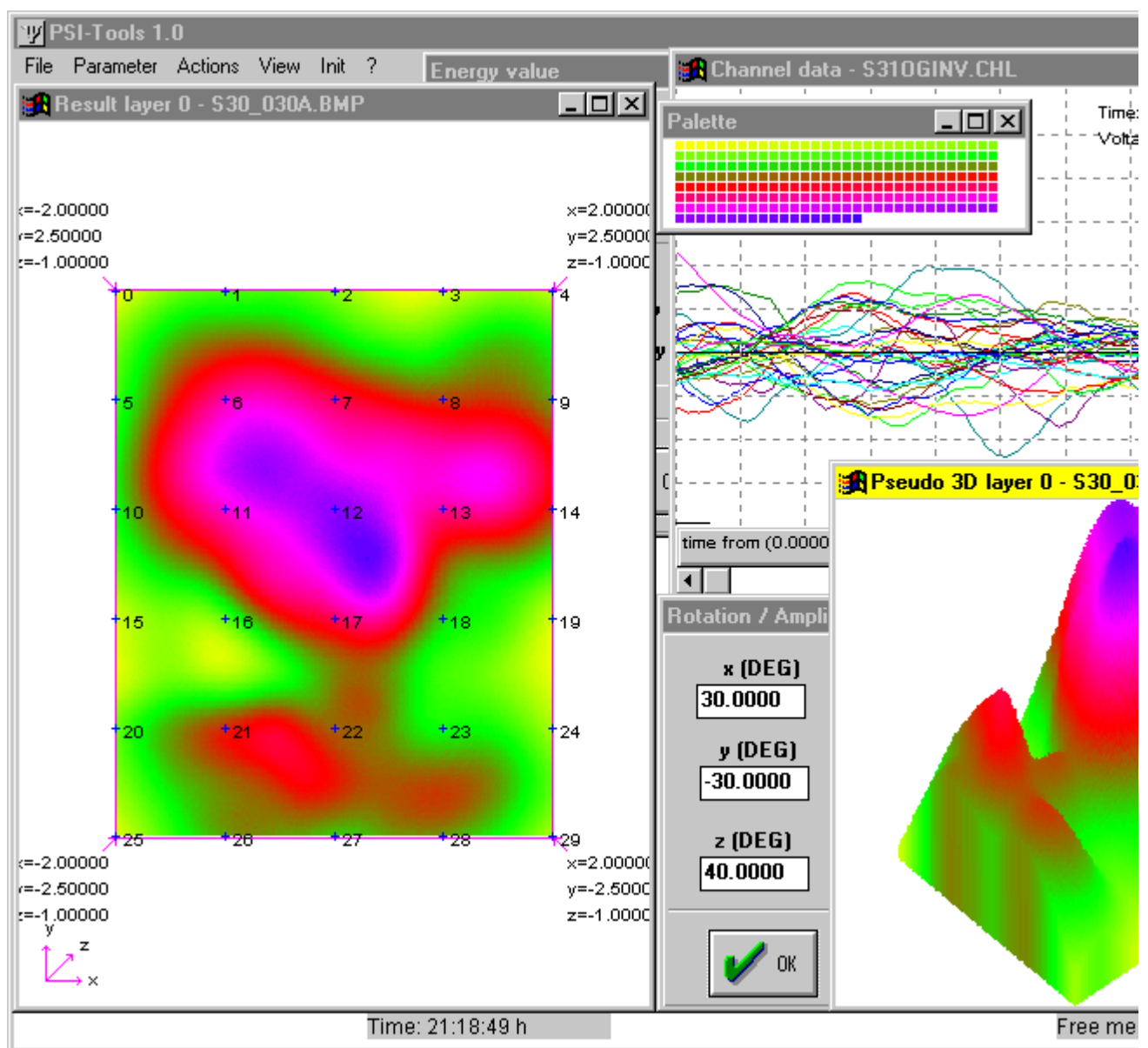


Eine so erhaltene [statische Rekonstruktion \(100 kB\)](#) funktioniert natürlich nur dann, wenn der elektrodische Wirkungsradius durch eine geeignete Funktion (z.B. Gauss) mit der Entfernung abklingt. Hingegen ist für interferenzielle Rekonstruktionen nicht unbedingt ein Abklingradius erforderlich. Obige Interferenzaufnahmen werden ohne diesen berechnet.

Interferenzintegrale mit PSI-Tools als Rekonstruktion



30-Kanal-Interferenzintegral aus dem ECoG eines Epilepsieherdes über die Länge eines Datensatzes von 3 Sekunden integriert. Die laterale Ausbreitungsgeschwindigkeit wurde zu 50cm/sec gewählt. Blau: starke, gelb: geringe Aktivität



Rekonstruktion aus einer ECoG-Ableitung, Schnittebene horizontal, 1cm unter den Randelektroden,

Integral über 1sec., 2kHz, 30cm/s

Interferenzintegrale bei verschiedenen Geschwindigkeiten (Rekonstruktion)

Bislang wissen wir noch nicht, welche Leitgeschwindigkeit optimale Ergebnisse liefert, d.h. welches der interessanteste Geschwindigkeitsanteil ist, der die Ausbildung von ECoG-Kanaldaten am wesentlichsten beeinflusst. In folgenden, integralen Untersuchungen fällt auf, daß die Geschwindigkeiten 12 cm/s und 40 cm/s Maxima im Interferenzwert liefern.

Ergebnisse von Geschwindigkeitsvariationen

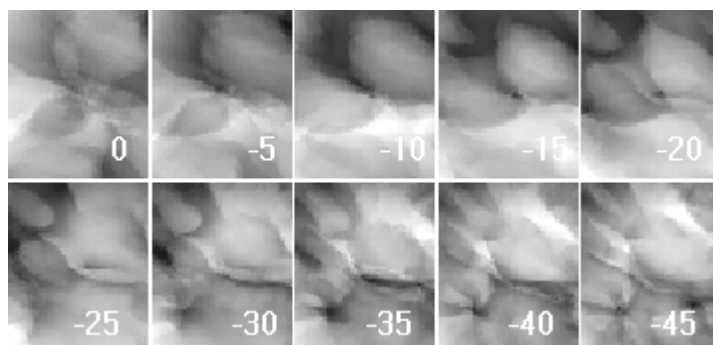
Weitere Ergebnisse von Geschwindigkeitsvariationen (alle Bildfolgen 2048 Hz, zeitlich nicht invertiert):

[Rekonstruktion mit 2 m/sec \(243 kB\)](#)

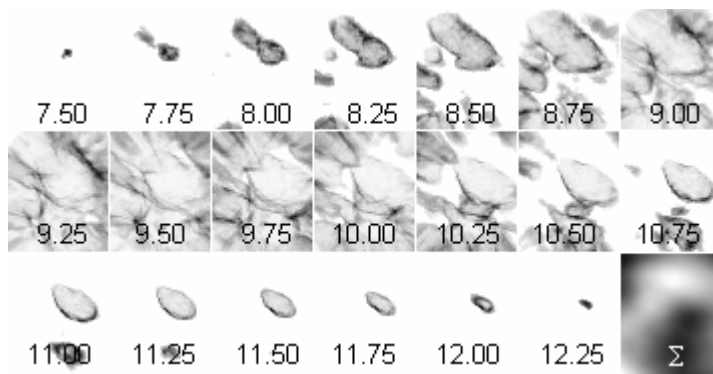
[Rekonstruktion mit 5 m/sec\(254 kB\)](#)

[Rekonstruktion mit 10 m/sec\(254 kB\)](#)

Klassenanalysen mit PSI-Tools (Rekonstruktion)

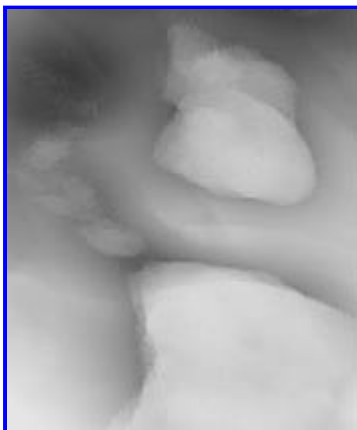


Rekonstruktion des Tiefenprofils der 30-Kanal-ECoG-Ableitung (Angaben in mm unter elliptischer Oberfläche, siehe oben). Die Aufnahmen sind nicht mit Tomographie-Aufnahmen zu verwechseln. Der Versuch, aus den Kanaldaten über Interferenz die makroskopische Hirnstruktur abzuleiten, scheitert bislang. Was wir vor uns sehen, ist eine Abbildung eines mehrdimensionalen, inhomogen vernetzten Erregungsraumes auf einen dreidimensionalen, virtuellen, homogen vernetzten Rekonstruktionsraum. Es wäre möglich, daß bestimmte Konturen völlig anderen, weit entfernt liegenden Organen zuordenbar sind, deren Bild in den Aufnahmebereich projiziert wird



Integral des Wellenfeldes bei Hintergrundgeschwindigkeit 50 cm/sec aufgeteilt auf verschiedene Interferenzwertklassen der Breite 0.25, beginnend mit 7.50 über eine Laufzeit von einer Sekunde. Bei der Klassenanalyse werden im Gegensatz zum gewöhnlichen Interferenzintegral nur die Werte in das Integral aufgenommen, die innerhalb der Klasse liegen. Die Summe der Bildpunktwerte aller Klassen ergibt somit wieder das Integral.

Das Summenbild zeigt dieselbe, charakteristische Unschärfe, wie die Wellenbilder. Kanaldaten mit erhöhter 3Hz-Spikeaktivität (File s31ogvi.chl). Unerwartet zeigt die Klassenzerlegung zusammenhängende, scharfe Strukturen, die aber aufgrund fehlender Begleitdokumentationen zum Datensatz (Tomographien) momentan nicht verifiziert werden können. Als Ursache der wachsenden, integralen Unschärfe werden Zoom-Effekte angenommen, die durch eine Modulation der Leitgeschwindigkeit in größeren Arealen entstehen.



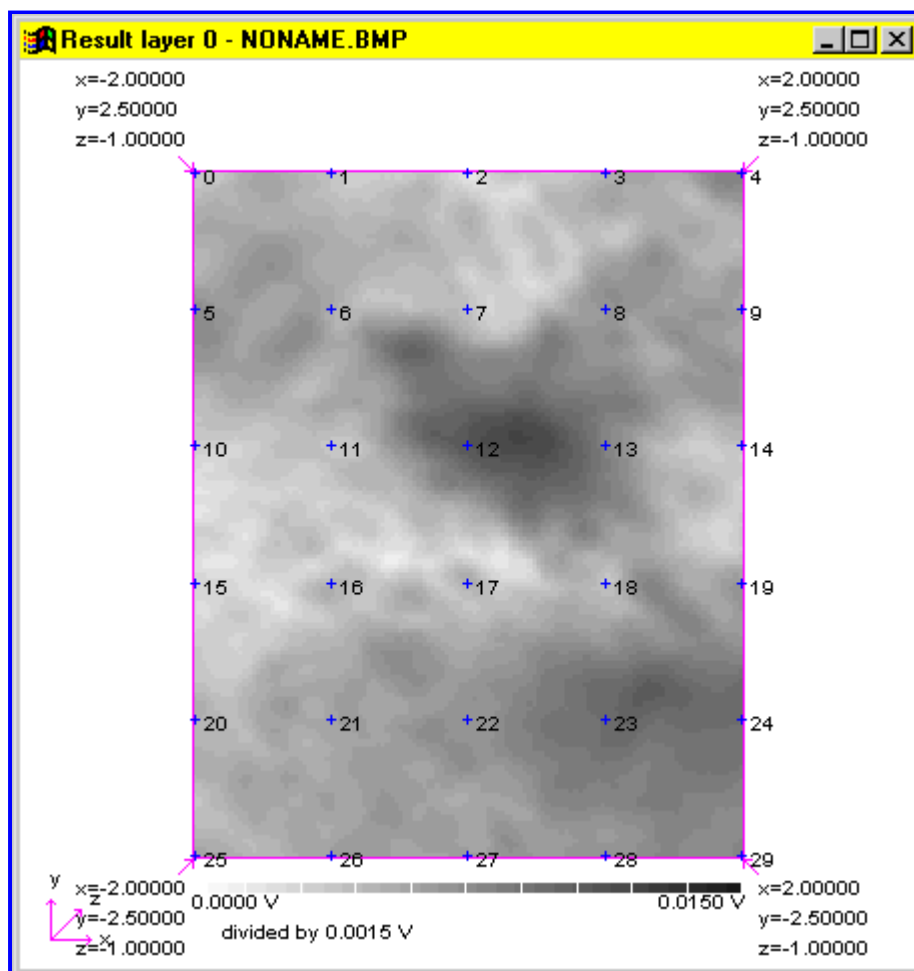
Klassenanalyse (30-Kanal ECoG-Aufnahme entlang des Homunculus)

Die Differenzierung der Rekonstruktionen nach Interferenzwertklassen zeigt erstaunlich zusammenhängende Graphen, die allerdings in der Addition aller Klassen zum Summenbild verschwinden. Im Movie wurde eine Aufnahmefolge zusammengestellt, die relativ niedrige Interferenzwerte enthält. Algorithmus: Addition, Klasse der Interferenzwerte von 0 bis 0.5, Kanaldaten s31oginv.chl, 2kHz, Beginn mit Samples 0-100, in 10-er Schritten weiter, zeitlicher Abstand zwischen den Aufnahmen 5 Millisekunden. Man beachte die zwei statisch feststehenden Figuren in der oberen Mitte des Movies. Bislang ist die Deutung dieser Aufnahme vollkommen unklar. Es angenommen werden, daß hohe Interferenzwerte durch Grundpotentiale (Glia) entstehen, daß aber die eigentlich interessanten Informationen als Modulation dieser Grundpotentiale entstehen. Verwunderlich ist der scheinbar enorm plastische Eindruck dieser Aufnahmen. Hohe Interferenzwerte korrespondieren zu dunkler Färbung.

Interferenzintegrale als Bildfolgen (Rekonstruktion)

Seit 5/97 ist es mit PSI-Tools möglich, auch Serien kurzer Interferenzintegrale zu berechnen. (Damit entstanden die akustischen Movies, zu sehen auf den verschiedenen Akustik-Seiten). Analog zur Rekonstruktion akustischer Wellenfelder wird die Integrationszeit so lang gewählt, wie eine Welle braucht, um das Detektorfeld zu passieren. Im Bild bleibt dann nur der Abdruck hoher Interferenzen zwischen verschiedenen Wellen stehen. Das Problem besteht im Gegensatz zur Akustik darin, daß die zu detektierende Leitgeschwindigkeit nahezu unbekannt ist. In der Literatur finden wir wenig genaue Messungen. Mit den Aufnahmen soll die Frage abschließend beantwortet werden, ob genügend hohe Potentiale mit Ionengeschwindigkeit transportiert werden, sodaß interferenzielle Analysen auch bei ECOGs nutzbar werden. Die Frage könnte bejaht werden, wenn wir eindeutige Interferenzorte finden, deren topographische Kartierung erstens stehen bleibt (und nicht über das Bild läuft) und zweitens in Relation mit den Hirnwindungen steht. Hier erste Ergebnisse.

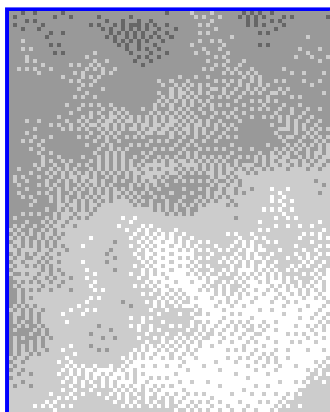
mit Effektivwertbildung, $v = 10$ cm/s



Hier der zugehörige PSI-Tools [Ini-File](#). Als Ausbreitungsgeschwindigkeit wurde 10 cm/s angenommen. Das Bildfeld ist 1 cm unter der Oberfläche rekonstruiert. Pro Bild ist eine Integrationsdauer von 0,125 Sekunden eingestellt. Die Rekonstruktion erfolgte mit einer Frequenz von 400 Bildern pro Sekunde. Dazen: Effektivwertbildung, Kanaldatenfile: s31oginv.chl, 2000 Sps über 1500 Samples. Rechenzeit ca. 10 Stunden Pentium 130. In der Aufnahme ist noch eine Restwelligkeit zu erkennen. Auch läßt die Schärfe zu wünschen übrig. Eine eingeschaltete automatische Farbanpassung sorgt für gleichbleibend maximalen Palettenkontrast, damit werden zeitliche Amplitudenveränderungen leider nicht sichtbar.

mit Maximum-Operator, $v = 20$ cm/s

Folgende Aufnahme entstand mit erhöhter Hintergrundgeschwindigkeit von 20 cm/s und mit Maximum-Operator. Die automatische Kontrastmaximierung ist ausgeschaltet.



Daten: Maximum, Bildrate 10 Samples = 200 Bilder pro Sekunde, Mediale Geschwindigkeit 20cm/s, Algorithmus: Maximum, Rechenebene elliptisch (siehe oben), Integrallänge pro Bild 100 Samples = 50ms, Bildabstand 10 Samples = 5 ms, Kanaldaten s4_0.chl, time revers, 2kSpS, Initialisierungsdaten [Ini-File](#), Movie 1,9MB.

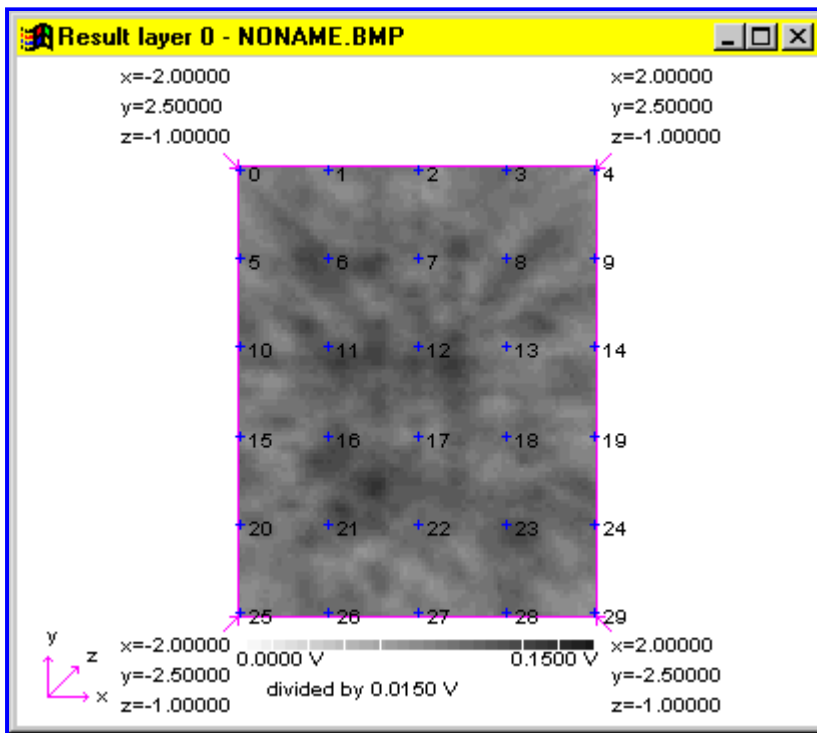
Auch wenn erste, stehende Bildteile sichtbar werden befriedigen diese Ergebnisse nicht. Als sinnvoll kann ein Interferenzbild erst dann angesehen werden, wenn wenigstens kleine Bereiche existieren, die unerregt bleiben (Furchen etc.).

Interferentielle Projektionen

Interferenzintegrale als Bildfolgen in der Projektion

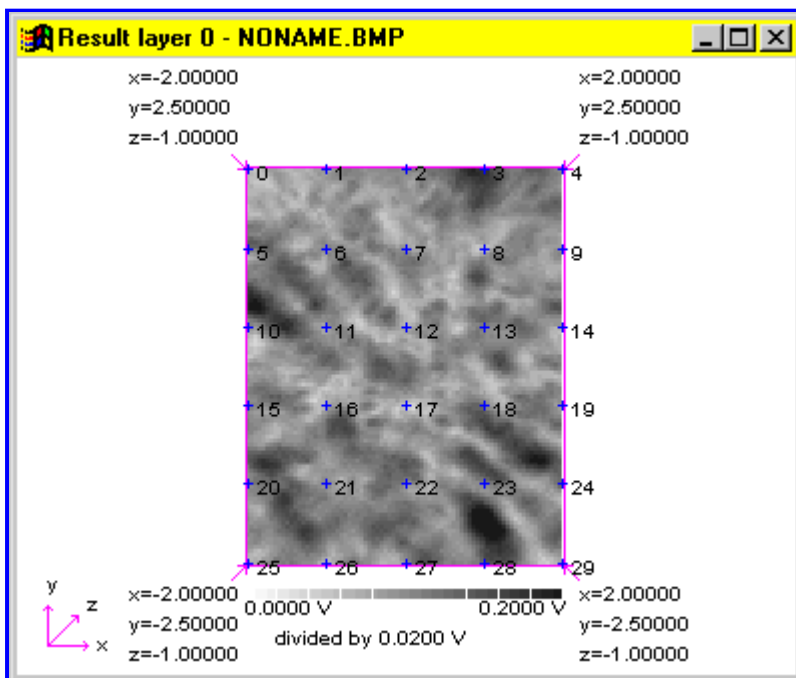
Während wir bei der interferenziellen Rekonstruktion davon ausgehen, einen Laufzeitraum zu beobachten und dessen Erregungsorte zu rekonstruieren, wollen wir nun eine zweite Möglichkeit diskutieren. Angenommen, die an den ECoG-Elektroden zu messende Erregung stammt vornehmlich von Axonen aus tieferen Regionen des Hirns (Thalamus etc.). Angenommen auch, die Interferenztransformation ist hinreichend selektiv, um sich nur für den zu berechnenden Raum zu interessieren und fremde Signalanteile werden hinreichen unterdrückt. Dann ist es legitim, mit dem Interferenzanalysator das Pallium nachzubilden und nach Orten zu fragen, deren Erregung sehr hoch wird. Zum Zweck der Berechnung von Projektionen besitzt PSI-Tools eine Zeitumkehrung: mit der 'time revers'-Funktion lassen sich die Kanaldaten zeitlich invertieren. PSI-Tools berechnet dann die Projektion desselben Detektorraumes. Siehe auch die Simulations-Seiten, um die Wirkung der verschiedenen Verfahren zu verstehen.

Hier ein erstes Ergebnis:



Ergebnis vom 5.August 1997

Daten: Effektivwert, Bildrate 10 Samples = 200 Bilder pro Sekunde, Mediale Geschwindigkeit 20cm/s, Algorithmus: Maximum, Rechenebene elliptisch (siehe oben), Integrallänge pro Bild 1000 Samples = 500ms, Bildabstand 10 Samples = 5 ms, Kanaldaten rev_s4_0.chl, time revers, 2kSpS, Initialisierungsdaten [Ini-File](#).



Ergebnis vom 5.August 1997

Daten: Effektivwert, Bildrate 10 Samples = 200 Bilder pro Sekunde, Mediale Geschwindigkeit 20cm/s, Algorithmus: Maximum, Rechenebene elliptisch (siehe oben), Integrallänge pro Bild 100 Samples = 50ms, Bildabstand 10 Samples = 5 ms, Kanaldaten rev_s4_0.chl, time revers, 2kSpS, Initialisierungsdaten [Ini-File](#).

Partiell atmet noch das Wellenfeld, die Bilder sind unscharf, die Interferenzorte erscheinen noch matschig. Aber es ist unzweifelhaft, daß die Interferenzorte im Vergleich zur Rekonstruktion zum Stehen gekommen sind. Die zu entdeckenden Fensterkreuze am Anfang der Aufnahme interpretieren wir als Gleichtaktstörung auf allen Kanälen, die vor Rechenbeginn ausgefiltert werden kann. Der zur Verfügung stehende Datensatz hat eine noch zu geringe Bandbreite. Künftige Aufnahmen werden mit Datensätzen erfolgen müssen, die mit höheren Sampleraten aufgenommen werden. Auch könnten verkleinerte Elektrodenmatrizen erheblichen Zuwachs der Aussagemöglichkeiten bringen.

Mein besonderer Dank gilt den Team-Mitarbeitern Frau Sabine Höfs und Herrn Tan Than Nguyen für deren außergewöhnliches Engagement bei der Entwicklung der hier genutzten Software. Dank für die freundliche Unterstützung an den Geschäftsführer der GFaI, Herrn Dr. Hagen Tiedtke, sowie an den Vorstandsvorsitzenden der GFaI, Herrn Prof. Dr. Alfred Iwainsky. Vielen Dank für viele, wertvolle Informationen und Hilfestellungen sowie Diskussionen an Herrn PD Dr. med. Peter Bartsch und Herrn Hartmut Krüger (Charité Berlin, Inst. f. Physiologie). Dank an Herrn Dr. med. Torsten Griepentrog (Landesklinik Teupitz), mit dessen Hilfe am 16.12.1992 ein EEG-Nachweisexperiment gelang, daß den Anfang dieser Entwicklung markierten sollte. Dank auch an Dr. Manfred Lambertz (FU Berlin, Inst. für Physiologie), Prof. Dr. Vogel (Charité, Neurochirurgie) und an Prof. Dr. Raúl Rojas (Martin Luther Universität Halle/Freie Universität Berlin) für nützliche Diskussionen, sowie an Peter Puschmann und Gunnar Schoel (Fachhochschule für Technik und Wirtschaft Berlin) für die gemeinsamen Experimente zum Nachweis neuronaler Elementarfunktionen mit deren PPN-Simulator.

Nicht zuletzt Dank auch an Diskussionspartner und Helfer in der Geburtsstunde theoretischer Grundlagen der "Neuronalen Interferenzen", Prof. Dr. Horst Völz (Freie Universität Berlin), Prof. Dr. Christian Hamann (Technische Fachhochschule Berlin) und Prof. Dr. Achim Sydow (GMD-FIRST Berlin).

G. Heinz

Sollten Sie eigene Untersuchungen auf der für alle Experimente benutzten Software 'PSI-Tools' durchführen, bitte senden Sie uns eine Mail. Wir sind interessiert daran, uns mit Partnern über die erzielten Ergebnisse austauschen zu können.

Versuchen Sie eigene Experimente mit dem 30-Kanal-ECoG-Datensatz inclusive PSI-Tools INI-File ([gezippt, 234kB](#))

Literatur

[1] Henderson, C.J., Butler, S.R., Glass, A.: The Localization of Equivalent Dipoles of EEG Sources by the Application of Electrical Field Theory. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, Elsevier Sc. Publ. Comp. Amsterdam, 1975, 39 pp. 117-130

Aufsätze

[Liste von Veröffentlichungen](#)

E-mail: heinz@gfai.de

[Table of Contents](#)

[WWW-Server Neuroscie](#)

Dies war der Zugriff seit dem 7.8.1996

file created oct. 10, 1995