

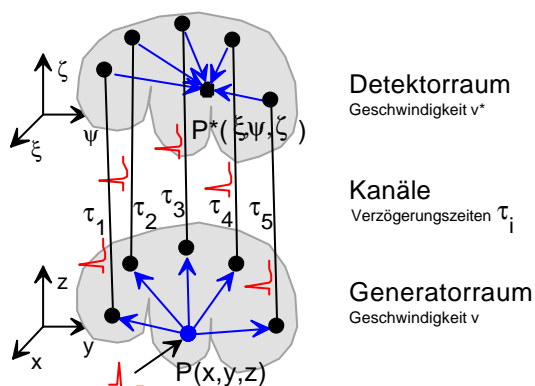
#### 4.16 Verfahren und Prototyp zur Rekonstruktion neuronaler Interferenzräume (NEURO-3D)<sup>1</sup>

(Projektlaufzeit: 01.01.1994 - 30.05.1995)

Gerd K. Heinz, Sabine Höfs, Carsten Busch

##### Zielstellung

Die Erkennbarkeit neuronaler Vorgänge wird in der neurologischen Praxis erschwert durch den Umstand, daß neuronale Übertragungen an interferenziell zeitlich-räumlich codierte Impulse gebunden sind. Die Frage nach der Aufgabe eines Neurons ist nicht ohne Berechnung des betrachteten Interferenzraumes zu bestimmen, da es an einer Vielzahl komplexer Verarbeitungsvorgänge beteiligt ist. Eine Berechnungsmethode war bislang nicht bekannt geworden.



**Bild 1: Elementarer Interferenzkreis in der Realisierung im 'Bio-Interface'**

Im Projekt ist ein Verfahren samt Prototyp zur interferenziellen Rekonstruktion eines mittels EEG, ECoG, EMG, EKG aufgenommenen Interferenzraumes eines biologischen Objekts zu entwickeln. Erregungskarten sind zu berechnen, die neben bildgebenden Elementen auch sensorische Amplituden und Bewegungselemente tragen. Solche Erregungskarten interessieren in zweierlei Hinsicht: Zum einen ist die Rekonstruktion des Generatorraumes interessant, zum anderen interessieren Abbildungen in einen Detektorraum veränderter Geometrie.

Ein Prototyp eines PC-gestützten Meßsystems, mit dem perspektivisch der Zustand eines elementaren Nervennetzes beurteilt werden kann, wurde entwickelt. Damit ist es ansatzweise erstmals möglich, leitungsgebundene und freie Interferenzsysteme zu simulieren, zu analysieren, zu planen oder zu entwickeln.

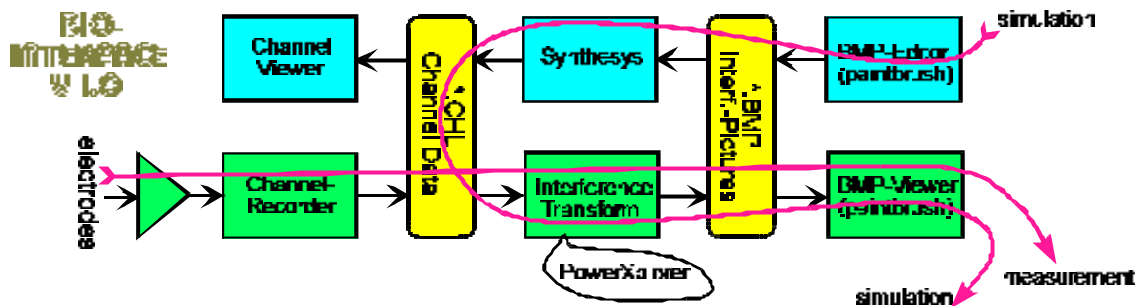
##### Grundlagen

Der im 'Bio-Interface' implementierte, *elementare Interferenzkreis* besteht aus einem *Generatorraum*, in welchem sich Zeitfunktionen mit einer konstanten Geschwindigkeit  $v_g$  von jedem Quellort  $P(x,y,z)$  zu Kanalsenken  $E_i$  ausbreiten. *Kanäle* übernehmen die Aufgabe der Übertragung der an den Kanalsenken summierten Zeitfunktionen zu einem *Detektorraum*. Jeder Kanal besitzt eine individuell einstellbare Verzögerungszeit. In einem Detektorraum liegen in wählbarer Anordnung Kanalquellen  $Q_i$ , von denen aus sich die Kanalzeitfunktionen zeitproportional mit einer Geschwindigkeit  $v_d$  in den Detektorraum hinein ausbreiten. Ein Neuron mit den Koordinaten  $P^*(\xi,\psi,\zeta)$  erhält alle in den Detektorraum eingespeisten Zeitfunktionen, versetzt um

<sup>1</sup> Das Projekt wurde durch das Bundesministerium für Wirtschaft unter Reg. Nr. 415/94 gefördert.  
Projektträger: GEWIPLAN

die jeweilige Laufzeit vom jeweiligen Kanalsenkenpunkt zum Neuron. Unterschiedliche Verknüpfungen der eingehenden Signale sind wählbar [2,7].

Begrifflich wird folgend *Rekonstruktion* von *Abbildung/Projektion* unterschieden. Die entwickelten Werkzeuge können beides: Im Detektorraum lassen sich durch Zeitinversion (i.a. spiegelverkehrte) Abbildungen/Projektionen ebenso berechnen wie Erregungskarten eines Generatorraumes rekonstruiert werden können.



**Bild 2:** Funktionsübersicht zum entwickelten Meßsystem

Das im Projekt entwickelte 'Bio-Interface' besteht aus einer PC-Konfiguration mit hochsensiblen EEG-Kanalverstärkern für invasive und nichtinvasive Ableitungen sowie einer Software, mit der Interferenzintegrale (mehrkanalige I.-Korrelationen) sowie Bewegtbildfolgen der Wellenfelder im Detektorraum berechnet und dargestellt werden können.

### Ergebnisse mit Grundlagencharakter

Im Rahmen des Projekts NEURO-3D gelang es, Nachweise sowie experimentelle Grundlagen für eine relative, interferentielle Beobachtbarkeit pulspropagierender Systeme zu schaffen sowie theoretische Voraussagen [7] zu projektiven, spektralen und codeselektiven Eigenschaften in elementaren, pulspropagierenden Interferenzanordnungen zu verifizieren. Einige Ergebnisse grundlegender Natur sind bereits im Jahresbericht der GFaI 1994 [2] dargestellt, auf eine Wiederholung wird verzichtet. Folgende, theoretische Vorhersagen aus [7] konnten international erstmalig verifiziert und dargestellt werden [2...5]:

1. Nachweis einer neuronalen Projektion als Pulsinterferenzabbildung (August 1994, siehe [2,3])
2. Nachweis der Rekonstruierbarkeit von Erregungskarten aus Kanaldaten in der Simulation, Nachweis von Adressierbarkeit in stochastisch verschalteten Räumen [2,3]
3. Untersuchung von Speicherprinzipien sensorischer Amplituden in spektraler Form [2,3] in der Rekonstruktion
4. Nachweis eines Zusammenhanges zwischen Eigeninterferenz (Abbildung, Projektion) und Fremdinterferenz in der Rekonstruktion (spektrale Komponente; Code) [2,3]
5. Nachweis der spezifischen Ortscodierung sensorischer Amplituden über Feuerfrequenzen in neuronalen Spektren in der Rekonstruktion [2,3]
6. Nachweis der logischen Elementarfunktionen *Codedetektion*, *Codeausschüttung* und *Pegelgenerierung* eines McCulloch/Pitts-Neurons in pulspropagierenden Netzen mittels Neuronet<sup>2</sup>
7. Nachweis einer Bildverschiebbarkeit durch Verzögerung eines Kanals (Moving) in der Rekonstruktion [2,3]
8. Nachweis einer Bildvergrößerung/Verkleinerung bei Variation der Hintergrundgeschwindigkeit (Zooming) in der Rekonstruktion des Generatorraumes [2,3]

<sup>2</sup> Neuronet: PPN-Simulator der FHTW-Berlin, FB3, Peter Puschmann und Gunnar Schoel

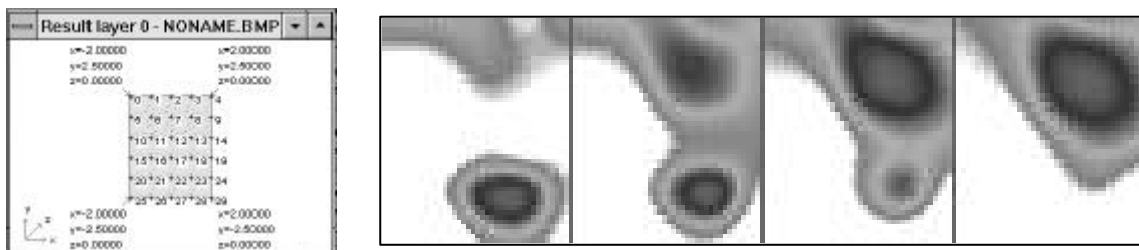
9. Untersuchung des Zusammenhangs von Abbildung und Kanalzahl, niederkanalige Abbildungen/Rekonstruktionen nehmen sensorische Amplituden (Feuerfrequenzen) in die topographische Kartierung auf, während höherkanalige Abbildungen sensorisch unempfindlicher werden [2,3]
10. Untersuchung des Zusammenhangs von Rekonstruktion und Abbildung über zeitliche Inversion (siehe unten [3])
11. Rekonstruktion dichter Kanaldaten mit nicht erkennbar pulsartigen Zeitfunktionen, siehe unten, Beispiel-Movie siehe auch [3], 'G'-Simulation
12. Orientierende Rekonstruktionen von EEG-/ ECoG- Aufnahmen an undokumentierten Kanaldaten [3]
13. Rekonstruktionsversuche (Movies und Integrale) von Elektro-Corticogrammen (ECoG<sup>3</sup>) und Elektro-Encephalogrammen (EEG) , Movies siehe [3]
14. Rekonstruktion akustischer Quellorte: Mit Pulserregung siehe [2,3], bei kontinuierlicher Erregung siehe dazu auch Projektbericht 'PSI'

Es zeigt sich, daß mit der Interferenztransformation ein neues Meßverfahren zur Verfügung steht, welches eine Reihe technisch interessanter Eigenschaften besitzt.

Auf Grundlage der bereits im GFaI-Jahresbericht 1994 Projekt NEURO-3D dargestellten Interferenztransformation (IT) konnten weitere, sondierende Untersuchungen durchgeführt werden. Auf eine erneute Darstellung der IT wird aus Platzgründen verzichtet. Allgemeine Eigenschaften pulspropagierender Netze und erste Interferenzintegrale sind ebenfalls im Jahresbericht 1994 veröffentlicht.

### Statische Wellendarstellung

Um zunächst verstehen zu können, in welcher Weise ECoG-Datenströme zu interpretieren sind, wurde eine statische Wellendarstellung (Mapping) berechnet, die das Potentialgebirge der Elektroden visualisiert (Movie siehe [3]). Überraschend zeigt sich, daß das Wellengewirr im ECoG einem relativ glatten, sauberen Potentialgebirge entspricht. Die an einzelnen Elektroden meßbaren Potentiale stehen miteinander in Verbindung.

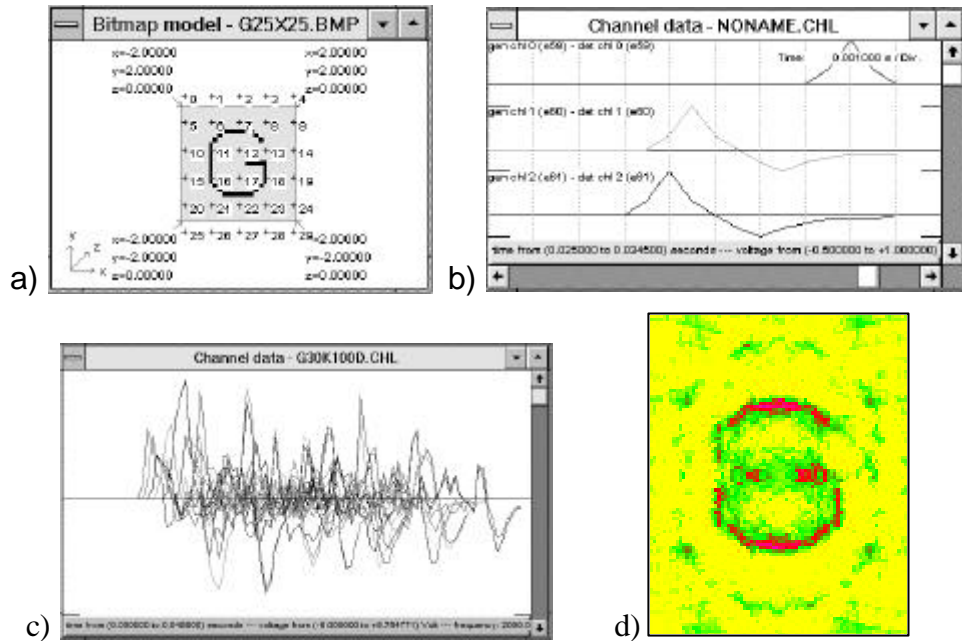


**Bild 3:** Statische Wellendarstellung eines 30-Kanal ECoG mit Elektrodenanordnung, Auszug aus einem Movie in [3]

### Rekonstruktion überlagerter Kanaldaten, paralleles Pulsen

Da theoretische Untersuchungen bislang nicht klären können, wie leistungsfähig die Interferenztransformation in Bezug auf definierte Kanalzahlen und überlappende Kanalbefehung reagiert, wurden verschiedene, praktische Experimente ausgeführt (siehe auch GFaI-Jahresbericht 1994). Im Beispiel sind die Kanaldaten von gleichzeitig feuernenden Neuronen in Form eines 'G' dargestellt. An den Kanaldaten ist zu erkennen, daß sich die einzelnen, nadelförmigen Pulse extrem überlappen.

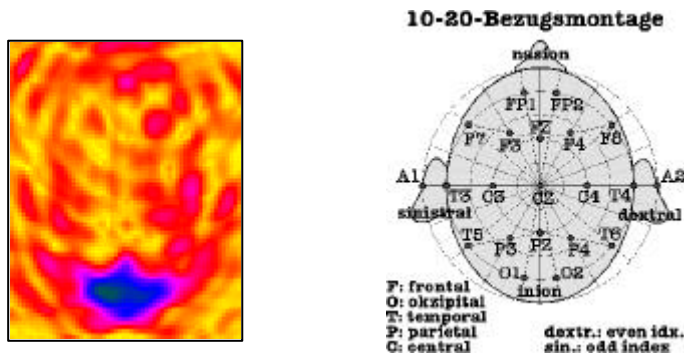
<sup>3</sup> Electro-corticogramm: Im eröffneten Schädel wird ein Elektrodenarray direkt auf dem Cortex plaziert



**Bild 4:** 30-kanalige Momentaufnahme eines Wellenfeldes aus der Simulation [3].  
 a) Generator, b) Pulsform, c) Kanaldaten bei gleichzeitigem pulsen der Neuronen der Vorlage in 'G'-Form, d) Moment des Zusammentreffens der Wellen in der Rekonstruktion

### Interferenz-Transformation eines Elektroencephalogramms (EEG)

Erste, gemessene Kanaldaten konnten exemplarisch untersucht werden. Ausgehend von einem 8-Kanal-EEG wurden Aktivitätsverteilungen gewonnen, die allerdings bislang keine medizinische Verifikation durch andere Tomographieverfahren besitzen.



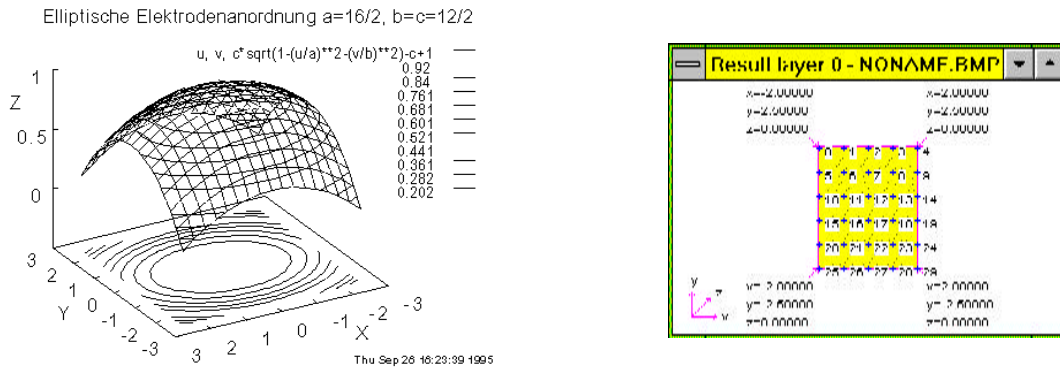
**Bild 5:** Interferenzintegral eines Schnittes durch den Kopf in Ohrenhöhe. 8-Kanäle 200 Hz, passiv, Ch1-8: F3/C3/P3/O1/F4/C4/P4/O2

Es sei darauf hingewiesen, daß im Projekt lediglich tangierende Versuche erfolgen konnten, Schwerpunkt war die Entwicklung des Verfahrens der Interferenztransformation.

### Interferenzrekonstruktionen am Elektrocorticogramm (ECoG)

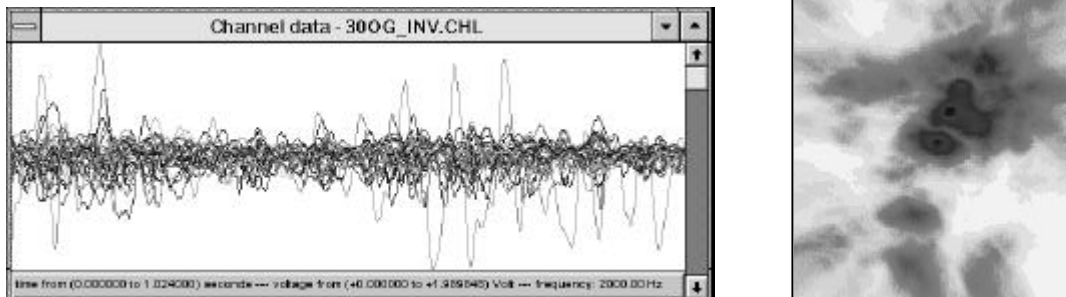
Ein nach Projektende ausgewerteter Datensatz einer 30-Kanal ECoG-Aufnahme ließ einige interessante Experimente und Versuchsreihen zu, deren Ergebnisse kurz besprochen werden sollen. Grundlage der Experimente ist die Auffassung, daß ECoG- wie auch andere Muster neuronaler

Aktivität große Ähnlichkeit mit synthetisierten Kanaldaten haben. Dem klassischen Dipol-Modell nach Henderson liegt die Annahme zugrunde, daß meßbare Aktivität aus einer Summe elektrostatischer Feldverteilungen im nichtnervlichen Gewebe resultiert. Unsere Annahme ist die, daß neuronale Aktivität im Nahfeld eines Neurons stärker nachweisbar ist, und daß die an der Oberfläche meßbare Aktivität vorrangig durch oberflächennah feuernde Neuronenfelder gebildet wird. Breiten sich diese Erregungswolken mit bestimmter, mittlerer Geschwindigkeit aus, müßte es mit dem Interferenzsimulator auch ohne Eingriff in das neuronale Gewebe möglich sein, Lokalisierungen von Erregungen rückzurechnen.



**Bild 6:** Modell einer ellipsoiden Elektrodenanordnung mit Draufsicht.  
Elektrodenabstand 1 cm

Der Bereich brauchbarer Interferenzbilder beginnt bei einem 4 Sekunden langen Datensatz mit 2048 Hz Abtastfrequenz etwa bei 5 cm/s, unterhalb führt die wachsende Maskenlänge zu Beeinträchtigungen. Er endet mit zu schmal werdenden Masken bei etwa 1000 cm/s. Die Analysen zeigen, daß der Wert des Interferenzintegrals zu höheren Geschwindigkeiten hin kontinuierlich sinkt.



**Bild 7:** Kanaldatenauszug und Interferenz-Integral 50 cm/s in einer Ebene ca. 1 cm unter der Oberfläche gerechnet

### Integralsummen bei Geschwindigkeitsvariation

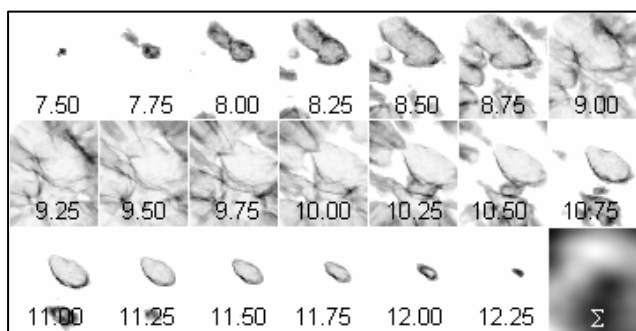
Visuell interessant erscheint der Bereich von 30...100 cm/s. Eine Normierung deutet auf ein lokales Maximum (schläfrige Hirnaktivität) von 40 cm/s (siehe Tabelle). Hier sehen wir klare Konturen im Movie und relativ scharfe Integrale (vergleiche umfangreiches Bildmaterial im Internet [3]). Die Hoffnung, Interferenzorte könnten durch corticale Furchen geometrisch klar separiert werden, erfüllt sich nicht. Wir sehen im Movie permanent wandernde Wellenfelder, die zusammen mit unscharfen Integralen auf Geschwindigkeitszoom hindeuten.

Erst wenn starke Korrelationsmodelle (Multiplikation, starke Kontrastverschärfung) benutzt werden, verschwindet die Wellenbewegung und weicht einem stochastischen Aufblitzen interferenziell bestimmter Orte. Leider konnten die entstehenden Integrale noch nicht auf topologische Ähnlichkeit mit der Hirnstruktur verglichen werden, es fehlt ein Datensatz mit entsprechender Verifikation durch CT/MRT<sup>4</sup> oder andere Verfahren.

Geschwindigkeit $v$ [cm/s]	10	15	20	25	30	35	40	50	75	100	120	150
Integrale Summe $S$ [ $10^3$ ]	426	232	261	262	249	262	264	183	48	32	20	16
Normierte Summe $vS$ [km/s]	42	35	52	66	75	92	106	92	36	32	24	24

### Klassenanalyse am ECoG

Zur Klärung, wieviele Elektroden durchschnittlich an einer Interferenz beteiligt sind, werden nach Interferenzwert klassengeteilte Bitmaps berechnet. Unerwartet entstehen hier scharfe Strukturen einzelner Klassen, die in ihrer Summierung wieder die aus den Movies bekannten, unscharfen Bilder ergeben. Wir sehen, daß im Durchschnitt etwa 9 Elektroden beteiligt sind. Das Ergebnis deutet darauf hin, daß die Elektrodenabstände von derzeit 1cm möglicherweise zu groß sind, um homogenere Teilräume, für die die Interferenzanalyse zutreffend wäre, zu erhalten.



**Bild 8: Normierte, additive 30-Kanal-Interferenz-Klassenanalyse aus dem ECoG einer Epilepsie-Patientin. Intervall  $\{-1...1\}$  pro Kanal. Höchste Interferenzwerte treten in der Klasse 9.25 auf. Die unscharfe Summe deutet auf Inhomogenitäten.**

### Integrale Elektroden-Zuordnung am ECoG

Zur Untersuchung der Frage, ob vorwiegend zusammenhängende Areale von Elektroden an Interferenzen beteiligt sind, kann eine Zuordnungs-Analyse Aufschluß geben. Je nach Wahl der Kanaldaten finden wir derzeit noch unscharfe, nicht verallgemeinerbare Aussagen.

### Integrale Tiefenprofile im ECoG

Es wurden erste Tiefenprofile gerechnet [3], die durchaus gewisse Profilierungen erkennen lassen. Da keine begleitenden Tomogramme zum Datensatz verfügbar sind, kann keine Aussage über den Wert der gewonnenen Darstellungen getroffen werden.

### Interferenz-Momentaufnahmen und Movies

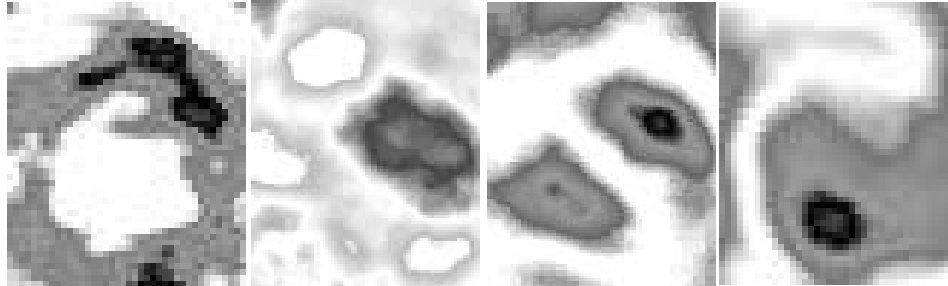
Zur Untersuchung der Frage, wie Interferenzintegrale ursächlich entstehen, werden die Bitmaps der Einzelbildberechnungen getrennt protokolliert. Ergebnisse sind im Internet als Movies festgehalten [3].

Aufnahmen bei gleichen Samples ist eine Gleichartigkeit des Inhaltes gemein. Vergleichbare Samples verursachen gleichartige Bilder, deren Maßstab (Bildausschnitt) lediglich variiert. Dieser

<sup>4</sup> CT: Computer- (Röntgen-) Tomographie; MRT: Magnet-Resonanz-Tomographie

Geschwindigkeitszoom ist Bestandteil jeglicher (auch natürlicher) Abbildungen, sofern die Ausbreitungsgeschwindigkeit variiert werden kann (man denke an die verzerrte Optik im Wasser stehender Füße). Aufgrund fehlender Begleitdokumentationen zum ECoG ist noch unklar, bei welcher Geschwindigkeit vorteilhaft beobachtet werden sollte.

Die Hoffnung, strukturelle Inhomogenitäten (Hirnfurchen etc.) erkennen zu können, *erfüllt sich mit den zur Verfügung stehenden 30-Kanal-Datensätzen nicht*. Offenbar ist die Inhomogenität derzeit gemessener Strukturen zu groß bzw. der Elektrodenabstand zu hoch.



**Bild 9:** Momentaufnahmen aus 30-Kanal ECoG bei 10, 40, 75, 100 cm/s

### Kurzzeitintegration zur Geschwindigkeitsanalyse

Werden Intervalle über wenige Bilder integriert (summiert), so wird der Bildinhalt i.a. mit wachsender Bildzahl unschärfer. Dies könnte eine Ursache darin haben, daß in den beobachteten Feldern tatsächlich eine permanente Modulation der allgemeinen, durchschnittlichen Hintergrundgeschwindigkeit stattfindet, wie dies die Theorie [2, 7] für allgemeine Zoom-Operationen des Vorstellungsvermögens fordert.

### Zusammenhang von Zeitrichtung und Wellenlauf beim Interferenz-Movie

Ursprünglich entstand die Interferenzrekonstruktion aus dem Verlangen, Erregungsorte aus Kanaldaten zu lokalisieren. Überraschenderweise kann interferenzielle Addition ohne Kontrastverschärfung Wellenfelder liefern, die sich im Movie vergleichbar zu Wasserwellen bewegen. Überraschend auch, daß die Wellen aus den einzelnen Elektroden zu quellen scheinen, gerade so, wie die momentane Amplitude der Elektrode dies vorgibt (Movie [3]).

Eine Interferenz-Rekonstruktion, so die theoretische Voraussage [7], läßt sich, gleiche Detektorkoordinaten vorausgesetzt, in eine Abbildung (Projektion) verwandeln (sofern eine existiert!), indem die Verzögerungsmasken in negativer Richtung angelegt werden, unitäre Kanaldelays vorausgesetzt. Bei der Rekonstruktion sucht man ja gerade nach der ungestörten Rekonstruktion des ursprünglichen Erregungsraumes, folglich sind hierbei die Masken so aufzulegen wie die Zeitachse i.a. gerichtet ist, nach rechts.

Um nun aber den (gespiegelten) Ort der Abbildung/Projektion zu bestimmen, erinnern wir uns daran, daß die Abbildung einer inkrementalen Erregung am Ort gleicher Laufzeit (über alle Kanäle) am Ziel ankommt. Dies ist, da gleichartige Zeitverschiebungen auf allen Kanälen keine Rolle spielen, identisch dem Auflegen aller Masken nach links, in negative Zeitrichtung.

Es begegnen uns folgende Arten möglicher Ergebnisse

1. positive Maske mit fortschreitender Zeit: Rekonstruktion des Originalraumes mit impandierender, invers laufender Ausbreitung von Kreiswellen
2. positive Maske mit rücklaufender Zeit: Rekonstruktion des Originalraumes mit expandierender Front von Kreiswellen



3. negative Maske mit fortschreitender Zeit: Projektion in einen spiegelverkehrten Abbildungsraum mit impandierender, invers laufender Ausbreitung von Kreiswellen
4. positive Maske mit rücklaufender Zeit: Rekonstruktion des Originalraumes mit expandierender Front von Kreiswellen

Da eine Inversion der Zeitachse identisch dem Auflegen inverser (links aufgelegter) Masken bei gleichzeitiger, scheinbar positiv gerichteter Zeitachse ist, entsteht hierbei eine spiegelverkehrte Abbildung/Projektion mit impandierenden Kreiswellen.



**Bild 10:** 30-kanalige Interferenz-Rekonstruktion [3] bei *rechts aufgelegten Masken* und bei *rückwärtslaufender Zeit* in 8 Bildern. Die als GFaI-Symbol angeordneten Neuronen pulsten gleichzeitig

Soll in Echtzeit gerechnet werden, d.h. mit stets positiver Zeitachse, so ergibt die Rekonstruktion (rechts aufgetragene Masken) scheinbar ein anhand der impandierenden Kreiswellen stets rückwärts laufendes Wellenfeld, während die Abbildung oder Projektion (negative, links aufgelegte Masken) stets ein expandierendes, gemäß unserer Erfahrung vorwärts scheinendes Wellenspiel erzeugt. Es ist nicht möglich, eine expandierend erscheinende Rekonstruktion mit positiv gerichteter Zeitachse zu berechnen!

Dieses Ergebnis überraschte, auch wenn es recht einfach überprüfbar ist. Es läßt sich algorithmisch dahingehend verwerten, daß die Operation der zeitlichen Inversion der Kanaldaten verbunden mit einer Möglichkeit der Inversion der Abspielrichtung des Movies geeignet ist, alle Fälle (Rekonstruktion oder Abbildung bei vor- und rückwärtslaufenden Wellen) zu befrieden.

### Ergebnisse der Hardware-Entwicklung

Zur orientierenden Untersuchung akustischer und neuronaler Daten wurde ein über 32 Bit digital steuerbarer 16...64-kanaliger Vorverstärker entwickelt, der folgende Eigenschaften besitzt:

- EEG-Messungen invasiv (10  $\mu$ V ab 0,03 Hz AC) und nichtinvasiv (100 mV DC/AC)
- höchste Rauscharmut bei einer EEG-Quellimpedanz von 10-15 kOhm (siehe dazu [12])
- bedingte Eignung für Mikrofonie-Aufnahmen bis 100 kHz

Digitale Steuerfunktionen (insges. 32 Schalter):

- Verstärkung dekadisch einstellbar über 5 Dekaden
- je zwei Hoch- und Tiefpässe dekadisch stellbar
- Start shut down, Eichquelle schaltbar
- Eingänge mono/differentiell
- Zubehör: EEG-Zusatz/Trigger/Stimulus Amplifier/Power Supply für evozierte Messungen

Insgesamt wurden vier Prototypen entwickelt:

- Prototyp eines Kanals als Diplomarbeit [14] für Meßzwecke in abgeschirmtem Gehäuse
- linearer und frequenzselektiver 8-Kanalverstärker
- digital steuerbarer 19-Zoll Verstärker, pro 19"-Rack 16 diff. Kanäle



### Softwareentwicklung 'Bio-Interface'

Der Gesamtentwicklung liegt ein Filekonzept zugrunde. Die an einer Transformation beteiligten Daten sind speicherbar und bei späteren Anlässen rücklesbar.

Zur Konfiguration der Hardware sind 32 binäre Ausgänge zur Steuerung der Preamplifier statisch einzustellen. Die gesamte Hardwarekonfiguration wird per Software initialisiert und gesteuert. Der Initialisierungsfile für 'Bio-Interface' umfaßt etwa 130 Parameter, siehe [3].

Zur Vorbehandlung der Kanaldaten stehen verschiedene Filter und Signalkonditioniermodule zur Verfügung. Für simulative Aufgaben stehen verschiedene Programme zur Synthese von Kanaldaten aus mathematischen Funktionen und aus Bitmaps bereit.

Zwei elementare Routinen, deren Algorithmen zur Interferenztransformation grundverschieden sind, konnten implementiert und erprobt werden:

1. eine schnelle, bildpunktbezogene Faltung
2. eine langsame, zeitschrittbezogene Faltung

Der Vorteil letzterer liegt darin, daß pro Zeitschritt die Entwicklung des Bildes beobachtbar wird. Auf diese Weise wurde es möglich, die im Internet [3] ausliegenden Movies zu entwickeln.

Folgende Aufgaben können erledigt werden:

- (integrative) Interferenz-Faltung (a)
- Serie von Momentanaufnahmen als Movie (b)
- Movie reduzierter Bildfrequenz mit partieller Integration in Zwischenräumen (a und b)
- interferenzielle Korrelation zu  $j$  Elektroden, es entstehen  $j$  Bilder (a)
- Zerlegung in  $n$  Interferenzklassen,  $n$  ist wählbar (a)
- statische Analyse, Interpolation des Potentialgebirges (b)

Zur Untersuchung von Interferenzphänomenen wurden verschiedene Darstellungsprogramme (Bildfilter, Normierer, Pseudo-3D-Darstellung) entwickelt.

Zur Beschleunigung der rechenzeitintensiven, integralen Interferenztransformation stehen Kernalgorithmen auf Parsytec-Parallerechnern zur Verfügung. Mit einem 8-Knoten-Parsytec MB1T9S-PC (Basis T800-Knoten) wird eine Geschwindigkeitssteigerung um etwa einen Faktor 2 gegenüber einem Pentium (60 MHz) erreicht. Auf einem PowerX'plorer mit acht Knoten wird typischerweise eine Beschleunigung der Berechnung um einen Faktor 250 gewonnen [1], [10].

### Zusammenfassung

Im Projekt wurde ein neues, mathematisch-physikalisches Verfahren, die sog. 'Interferenz-Transformation' entwickelt und erprobt, mit dem es international erstmalig möglich wird, Kanaldaten aus Laufzeiträumen zu synthetisieren und zu analysieren. Es stehen Algorithmen und Programme zur Synthese (Generierung), zur Filterung und Wandlung von Kanaldaten sowie zur Aufzeichnung von Bildern unter einer Windows-Oberfläche ('Bio-Interface') zur Verfügung. Kernalgorithmen sind auf Parallelrechner portiert. Im Rahmen einer Hardware-Entwicklung wurde ein universeller, digital gesteuerter Meßverstärker (16...64 Kanäle) entwickelt, mit dem sich niederfrequente Kanaldaten 0.03 Hz bis 20 kHz im Bereich von  $5 \mu\text{V}$ ...500 mV frequenzselektiv aufzeichnen lassen.

Erste Simulationen neuronaler Spektren und Codes zeigen eine spezifisch neuronale Verknüpfung von sensorischen Amplituden mit projektiven, abbildenden Elementen. Erstmals nachgewiesene Moving- und Zooming-Effekte verdeutlichen eine spezifische, neue Qualität von Interferenzanordnungen gegenüber statischen Logiksaltungen. Zusammenhänge zwischen Zeitrichtung, Maskenlage und Wellenlauf werden offenbar.

In der Simulation einer pulspropagierenden Interferenzanordnung können mit 2...256 Kanälen Nachweise über Eigenschaften von Interferenznetzen erbracht werden. Mit dem geschaffenen Meßsystem sollen perspektivisch aus Kanaldaten Quellorte von Erregung (Quell- und Zieladressen neuronaler Information) bestimmbar werden.

Erste, orientierende Auswertungen von EEG- und ECoG-Kanaldaten zeigen interessante Bilder, lassen jedoch noch Zweifel an der Eignung der derzeit verfügbaren, experimentell gewonnenen Kanaldaten aufkommen.

Mit den Untersuchungen verknüpft ist die Hoffnung, bei Verfügbarkeit qualitativ zureichender Kanaldaten künftig Prozesse im Cortex und darüber hinaus bei richtiger Einstellung der Interferenz-Analyse auch Prozesse cortikaler Projektion einzelner Körperteile beobachten zu können.

### **Veröffentlichungen im Projektrahmen**

- [1] Heinz, G., Höfs, S., Koepf, I.: Parallel Interference Transformation to Simulate Nervous Activity. PowerX'plorer User Report, 2nd Edition, June 1995, Jan Knop, Ingo Schreiber, Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf, June 1995, S. 131-136
- [2] Heinz, G., Hoefs, S., Koepf, I., Kittner, D., Busch, C.: Verfahren und Prototyp zur Rekonstruktion eines dreidimensionalen, neuronalen Interferenzraumes. GFaI Jahresbericht 1994, Mai 1995, Seiten 63-72
- [3] Movies, Bildmaterial und Texte sind im Internet via Netscape unter <http://www.gfai.fta-berlin.de> unter dem Phonebook-Entry 'Heinz' zu finden
- [4] Heinz, G.: Laufzeiträume als neue Doktrin - Relativität elektrischer Impulsausbreitung im Verhältnis zu statischen Modellierungsansätzen: neue Ergebnisse. Workshop 'Biologieorientierte Informatik und pulspropagierende Netze', GMD-FIRST Berlin, 18.11.94, Veranstalter GFaI e.V. Berlin
- [5] Höfs, Sabine, Heinz, Gerd: Bio-Interface: Vorstellung eines neuartigen Meßgeräts und Simulators für Räume neuronaler Interferenz. Workshop 'Biologieorientierte Informatik und pulspropagierende Netze', GMD-FIRST Berlin, 18.11.94, Veranstalter GFaI e.V.
- [6] Heinz, G.: Relativität elektrischer Impulsausbreitung als Schlüssel zur Informatik biologischer Systeme. 39. Internationales Wissenschaftliches Kolloquium an der TU Ilmenau 27.-30.9.1994, Abgedruckt in Band 2, S. 238-245
- [7] Heinz, G.: Neuronale Interferenzen oder Impulsinterferenzen in elektrischen Netzwerken. Autor gleich Herausgeber. GFaI Berlin, Dez. 1994, 300 S. Nur zur pers. Information
- [8] Heinz, G.: Modelling Inherent Communication Principles of Biological Pulse Networks. SAMS 1994, Vol.15, No.1, Gordon & Breach Science Publ. UK, Printed in the USA.
- [9] Höfs, Sabine; Heinz, Gerd (GFaI Berlin): Wellenfelder elektrischer Aktivität aus ECoG-Aufnahmen des menschlichen Hirns. Theoretische Grundlagen und Vorführung. GFaI-Workshop 'Biologieorientierte Informatik und pulspropagierende Netze', 17.11.95, Innovations- und Gründerzentrum Berlin-Adlershof, Veranstalter GFaI e.V. Berlin
- [10] Heinz, Gerd (GFaI Berlin): Theorie verzögernder, pulspropagierender, neuronaler Netzwerke: Überlagerung von Zeitfunktionen, Interferenz, Maske, Abbildung, Spektrum, Feldintegral. GFaI-Workshop 'Biologieorientierte Informatik und pulspropagierende Netze', 17.11.95, Innovations- und Gründerzentrum Berlin-Adlershof, Veranstalter GFaI e.V. Berlin
- [11] Kieselberger, Sven: Entwicklung eines Faltungsmoduls für parallele Interferenzfaltung. Praktikumsbericht, HUB/GFaI Berlin, Betreuer: G. Heinz, 30.9.1995, 65 S.
- [12] Fritsch, Michael: Untersuchung und Entwicklung eines rauscharmen und programmierbaren Meßverstärkers für neurographische Aufnahmen. Diplomarbeit, FHTW Berlin FB3/GFaI, Betreuer: G. Heinz, 27.9.1994., 62 S.
- [13] Heinz, G., Hoefs, S., Busch, C.: Verwendungsnachweis und Sachbericht Projekt NEURO-3D. GFaI Berlin, 20.12.1995, ca. 70 S.