

Forschungsthema

NEURO3D

Registrier-Nr.

415/94

Sachbericht

**VERFAHREN UND PROTOTYP ZUR REKONSTRUKTION EINES
DREIDIMENSIONALEN, NEURONALEN INTERFERENZRAUMES**

Kurztitel

Neuronale 3D-Rekonstruktion (NEURO3D)

Projektlaufzeit 1.1.1994 - 30.6.1995

Gesellschaft zur Förderung angewandter Informatik e.V. (GFal)
Rudower Chaussee 5, Geb. 13.7, D-12484 Berlin

Tel. +49 (30) 6392 1600
Fax. +49 (30) 6392 1602

Das Projekt wurde gefördert durch das
Bundesministerium für Wirtschaft (BMWi)
unter der Registriernummer
BMW-415/94

Berlin, den 20.12.1995

1 Gegenüberstellung der Ergebnisse mit den Zielsetzungen des Antrages

Sämtliche im Projektantrag benannten Zielstellungen konnten erfüllt und übererfüllt werden.

Mit dem Projekt gelang es, ein ganz spezifisches, neues Teilgebiet *intelligenter Meßtechnik* zu erschließen. Gleichzeitig wurden erste Impulse gesetzt, um eine neue, im internationalen Vergleich wenig bekannte und wenig genutzte Technologie, die *interferenzieller Systeme*, zu erschließen.

Mit dem im Projekt entwickelten Simulator und Meßgerät 'Bio-Interface' ist es erstmals möglich, technische Interferenzsysteme (ausgenommen optische) zu planen, zu simulieren, zu untersuchen und zu entwickeln.

Folgende Ausführungen sind abweichend von der Form des Antrages aus Gründen der Übersichtlichkeit in drei Kapitel gegliedert.

Zunächst werden prinzipiell gelungene, wissenschaftlich brisante Leistungen dargestellt; im Punkt zwei werden die durchgeführten Hardware-Entwicklungsergebnisse benannt; und im dritten Anstrich werden die im Projekt entwickelten Softwarekomponenten kurz dargestellt.

Im Rahmen des Projekts NEURO3D gelang es, Grundlagen für eine relative Beobachtbarkeit neuronaler, pulspropagierender Systeme zu schaffen, sowie theoretische Voraussagen [7] zu projektiven Eigenschaften pulspropagierender Netze zu verifizieren.

Das Projekt NEURO3D muß aus heutiger Sicht als ein Meilenstein in der technischen Nutzbarmachung biologischer Informationsprinzipien wie in der Grundlagenuntersuchung zu biologischen Netzwerken gewertet werden.

Es wurde ein Untersuchungswerkzeug 'Bio-Interface' geschaffen, bestehend aus einer PC-Konfiguration mit Kanalverstärkern für invasive und nichtinvasive Ableitungen sowie einer Software, mit der Interferenzintegrale (mehrkanalige I.-Korrelationen) sowie Bewegungsbildfolgen der Entwicklung dieser dargestellt werden können.

1.1 Ergebnisse mit Grundlagencharakter

Im einzelnen konnten über den Antrag hinausgehende Untersuchungen erfolgen. Die im Antrag genannten Positionen wurden erfüllt. Insbesondere konnten folgende Verifikationen dargestellt werden [2, 3, 4, 5]:

- a) Mit dem im Projekt entwickelten Werkzeug gelang es, eine erste (neuronale) Pulsinterferenzabbildung zu simulieren.
- b) Adressierung in stochastisch verschalteten Laufzeiträumen konnte untersucht werden. Randbedingungen können eingegrenzt und simuliert werden.
- c) Speicherprinzipien sensorischer Amplituden in spektraler Form konnten erstmals untersucht und simuliert werden.
- d) Ein erwarteter Zusammenhang zwischen Eigeninterferenz (Abbildung) und Fremdinterferenz (spektrale Komponente) konnte anhand des entwickelten Simulators experimentell verifiziert werden. Ausgehend davon wurden Simulationen durchgeführt, die eine spezifische Verknüpfung von Bild und Sinneswahrnehmung bio-neuronaler Netzwerke (Emotionen) verifizieren können.
- e) Es gelang, die im Antrag erwarteten Bewegungs- und Zoomeffekte neuronaler Abbildungen (Traum; assoziative Modelle) simulativ zu verifizieren.
- f) Es wurde gezeigt, daß und wie pulsierende Interferenz-Systeme holografische Speicherung nutzen
- g) Mit dem entwickelten Werkzeug kann Abbildungsschärfe in Abhängigkeit von der Kanalzahl bei einer gegebenen Anordnung untersucht werden. Es zeigt sich, daß niederkanalige Abbildungen eigene, sensorische Amplituden (Feuerfrequenzen) in die topographische Kartierung aufnehmen, während höherkanalige Abbildungen 'emotional' unempfindlicher werden.

- h) Erste interferenzielle Movies von EEGs (ECoG) konnten entwickelt werden [3]. Diese zeigen allerdings eine Vielzahl neuer, unerwarteter, zu lösender Detailprobleme auf.

Es zeigt sich, daß mit der Interferenzfaltung ein mathematisch derzeit noch nicht hinreichend verifiziertes Verfahren zur Verfügung steht, welches eine Reihe besonderer Eigenschaften besitzt. Theoretisch nicht vorhersagbare Möglichkeiten und Grenzen differentieller, relativer Verfahren können mit dem Simulator simulativ vorbestimmt werden.

Erste Ergebnisse grundlegender Natur wurden bereits im Jahresbericht der GFal 1994 dargestellt werden.

(siehe auch Anlage A) (Bilder siehe auch Anlagen M)

1.2 Ergebnisse der Hardware-Entwicklung

1.2.1 Preamplifier (Kanalvorverstärker)

Zur orientierenden Untersuchung akustischer und neuronaler Daten wurde ein vollständig digital steuerbarer mehrkanaliger Vorverstärker entwickelt, der folgende Eigenschaften besitzt:

- ☒ EEG-Messungen invasiv (10 μ V ab 0,03 Hz AC) und nichtinvasiv (100mV DC/AC)
- ☒ höchste Rauscharmut bei einer EEG-Quellimpedanz 15kOhm (siehe dazu [14])
- ☒ bedingte Eignung für Mikrofonie-Aufnahmen bis 100kHz

Digitale Steuerfunktionen (insges. 32 Schalter):

- ☒ Verstärkung dekadisch stellbar
- ☒ doppelte Hoch- und Tiefpässe dekadisch stellbar
- ☒ schaltbare Kopplung AC/DC
- ☒ Start shut down
- ☒ interne Testquelle schaltbar
- ☒ Eingänge mono/differentiell

Insgesamt wurden vier Prototypen entwickelt:

- ☒ Prototyp von Herrn Fritsch, einkanalig, für Meßzwecke in abgeschirmtem Gehäuse
- ☒ linearer, nicht selektiver 8-Kanalverstärker (Herr Kittner)
- ☒ frequenzselektiver 8-Kanalverstärker (Herr Kittner)
- ☒ Voll digital steuerbarer 19-Zoll Verstärker, pro 19"-Rack 16 diff. Kanäle (Herr Busch)

Die Abfolge mehrerer Prototypen war nötig, um Softwareentwicklungen parallel zur Hardware voranzutreiben, und um stets praktische Begleitversuche durchführen zu können.

(siehe auch Anlage B)

1.2.2 Trigger Box/ Stimulus Amplifier/Power Supply

Für die Echo-Vermessung bzw. die Messung evozierter Potentiale wurde ein Gerätesatz bestehend aus Stimulus-Steuergerät (Trigger Box) mit steuerbarer Konstantstromquelle (max. 100V/10mA) Power Supply und akustischem Verstärker (Stimulus Amplifier) entwickelt. Damit wird es möglich, akustische, visuelle und elektrische Reizungen vorzunehmen, und entsprechende Reaktionen zu registrieren.

(siehe auch Anlage C)

1.2.3 Analog-Digital-Wandlung

Zur PC-Kopplung wurde eine strobende 16 Kanal-AD-Wandlerkarte vom Typ WIN30DS zugekauft. Damit ist es möglich, im Ton-Frequenzbereich von 0Hz bis etwa 50kHz aufzuzeichnen. Geringere Kanalzahlen gestatten Aufzeichnungsraten bis zu 1MHz.

Eine 16-Kanal-Karte belegt einen AT-Bus Slot im PC. Es sind pro PC bis zu 4 WIN30DS-Karten konfigurierbar, folglich sind maximal 64 Kanäle parallel aufzeichnenbar.

Erkundende Voruntersuchungen zu einem maßgeschneiderten Analog-Digitalwandler als Eigenentwicklung brachten noch keine befriedigenden Ergebnisse [12].

(siehe auch Anlage D)

1.2.4 PC-Kopplung

Die Kopplung zum PC erfolgt im Interrupt-Mode. Analogdaten werden von der ADC-Karte WIN30DS gesammelt. Sobald der ADC-Speicher voll ist, löst ein Interrupt dessen Entsorgung zum Hauptspeicher aus. Entsprechende Lese- und Interrupt-Handler-Routinen wurden entwickelt bzw. modifiziert. Zur Aufnahme evozierter Ereignisse bzw. von Echos wurde eine spezielle Steuerungshardware als Zusatz zur WIN30DS-Karte entwickelt, die die Ereignissynchronisation vornimmt. Damit wird es möglich, verschiedene Testsignale auszugeben, und folgend eine synchronisierte Echo-Aufnahme zu starten.

Der parallele Interface Controller vom Typ 8255 der WIN30DS-ADC-Karte wird zusätzlich genutzt, um die für die Einstellung der Kanalverstärker nötigen 32 Bit an den Preamplifier zu übertragen.

1.3 Ergebnisse bei der Softwareentwicklung 'Bio-Interface'

1.3.1 Filemanagement

Der Gesamtentwicklung liegt ein Filekonzept zugrunde. Alle irgendwie an einer Faltung beteiligten Daten sind als Files speicherbar, und bei späteren Anlässen wieder lesbar.

Folgende Datentypen sind speicherbar, bzw. wieder rücklesbar:

- ☒ Model-Bitmaps für simulative Zwecke
- ☒ Kanaldaten
- ☒ Interferenzbilder
- ☒ Initialisierungswerte
- ☒ Farbtabellen
- ☒ Export/Importdaten für die Faltungsbeschleunigung mit Parallelrechner via Ethernet

(siehe auch Anlage E)

1.3.2 Hardware-Konfiguration

Zur Konfiguration der Hardware sind 32 binäre Ausgänge zur Steuerung der Preamplifier statisch einzustellen. Die 32 Bit werden in einem bitseriellen Protokoll über die PIA der WIN30DS übergeben.

Der Datenaustausch mit der AD-Wandlerkarte WIN30DS ist zu steuern. Analogwerte zur Einstellung der Reizparameter können an die DA-Wandler der WIN30DS übergeben werden. Die gewonnenen Kanaldaten werden synchronisiert eingelesen. Signalparameter, wie Abtastrate und Amplitudenskalierung können variiert werden.

Die gesamte Hardwarekonfiguration wird per Software gesteuert. An der Hardware befinden sich in der Finalversion keinerlei Schalter oder Bedienelemente. Daraus resultierend können alle Einstellungen der Hardware in einem Initialisierungsfile gespeichert werden. Beim Start der Software kann folglich die Hardware korrekt auf die Parameter früherer Sitzungen eingestellt werden, Fehlbedienungen werden reduziert. Einfachste Bedienung wird auch durch ungeschultes Personal möglich.

(siehe auch Anlage F)

1.3.3 Initialisierungsparameter

Bio-Interface wird über insgesamt etwa 130 Parameter gesteuert, siehe Anlage. Parameter, Koordinatenlisten der Elektroden, Namenslisten, Hardwarekonfiguration etc. werden in einem Initialisierungsfile wählbaren Filenamens (*.INI) gespeichert.

(siehe auch Anlage G)

Es wurde eine Initialisierungsroutine entwickelt, die bei Programmstart einen gewünschten Initialisierungsfile lädt.

1.3.4 Kanaldaten-Operationen

Aufgenommenen Kanaldaten sind zunächst Rohdaten. Oftmals ist es erforderlich, diese zu verändern. Folgende Routinen wurden entwickelt und stehen wahlweise zur Verfügung:

- ☒ automatische Amplitudennormierung
- ☒ pro Kanal einstellbarer Zeitoffset
- ☒ Amplituden-Offset-Kompensation
- ☒ steiles Bessel-Hoch- und Tiefpaßfilter mit 68 Taps, zentriert $0.01 \cdot f_{\text{sample}}$
- ☒ Resampling auf binäre Vielfache
- ☒ Zentrierung auf Spannungspegel-Intervalle: [0...1], [-1...+1]
- ☒ Gleichtakt-Befreiung
- ☒ nichtlineare Verzerrung/Entzerrung durch exp-Funktion
- ☒ Sigmoid-Verzerrung
- ☒ Betragsbildung
- ☒ Detektion lokaler Maxima, Konversion in Spikes vorgegebener Zeitfunktion

(siehe auch Anlage H)

1.3.5 Kanaldatensynthese

Für simulative Aufgaben wurden verschiedene Programme zur Synthese von Kanaldaten entwickelt. Folgende Möglichkeiten stehen zur Verfügung:

- ☒ Vorgabe einer Periode der gewünschten Zeitfunktion in Tabellenform
- ☒ Vorgabe einer Periode der gewünschten Zeitfunktion in analytischer Form
- ☒ periodische Wiederholung von Zeitfunktionen mit wählbarer Dämpfung
- ☒ Zuordnung von Zeitfunktionsparametern zu Farben einer Generator-Vorlage (chromatische Synthese)
- ☒ einstellbare Refraktärität zwischen Zeitfunktionsteilen kanalbezogen oder konstant
- ☒ Interpolation einer in Stützstellen vorgegebenen Funktion
- ☒ Kompression von Kanaldaten

(siehe auch Anlage I)

1.3.6 Interferenz-Operationen

Zwei elementare Grundroutinen, deren Faltungsalgorithmen grundverschieden sind, können ausgeführt werden:

- a) eine schnelle, bildpunktbezogene Faltung
- b) und 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 ausliegenden Movies zu entwickeln.

Folgende Aufgaben können erledigt werden, entsprechende Programme wurden entwickelt:

- ☒ (integrative) Interferenz-Faltung (a)
- ☒ Serie von Momentanaufnahmen, 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)

(siehe auch Anlage J)

1.3.7 Darstellungsprogramme

Zur Untersuchung von Interferenzphänomenen wurden verschiedene Darstellungsprogramme entwickelt:

- ☒ Kanaldaten-Fenster [9]
- ☒ Farbtabellewechsel (grau/farbig...)
- ☒ automatische Farbzurordnung zwischen Minimum und Maximum
- ☒ manuelle Farbkorrektur
- ☒ Kontrastkorrektur
- ☒ Bildfilterung, selektive Unterdrückung hoher oder tiefer Werte
- ☒ Pseudo-3D-Darstellung des Interferenzgebirges [13]

(siehe auch Anlage K)

1.4 Ergebnisse Parallelrechner

Zur Beschleunigung der integralen Interferenzfaltung (ein hochauflösendes Bild von 400x400 Pixeln rechnet auf einem Pentium bis zu 17 Stunden) wurden die Kernalgorithmen auf einen Parsytec-Parallelrechner portiert. Auf einem PowerX'plorer mit acht Knoten wird typisch eine Beschleunigung der Berechnung um einen Faktor 250 erreicht [1], [10].

(siehe auch Anlage L)

2 Darstellung der erreichten Ergebnisse, Auswirkungen auf die technische Entwicklung und Nutzen für kleine und mittlere Unternehmen

Mit den entwickelten Tools stehen erstmalig Werkzeuge zur Verfügung, die es gestatten, die Nutzbarkeit interferenzieller Verfahren in einer Vielzahl technischer Anwendungen abzuschätzen, und zu entsprechend funktionierende Verfahren zu entwickeln.

Derzeit befinden sich weltweit neben anderen erste, bekannt gewordene Verfahren im Einsatz, die auf einfachen Interferenzprinzipien beruhen:

- ☒ Global Positioning System (GPS)
- ☒ PC-basierende 3D-Raumvermessungssysteme mit Stiftsender
- ☒ Blitzwarnsystem in der USA (136 Stationen im 200 km-Raster)
- ☒ akustische U-Boot-Ortungssysteme der USA

Diese Technologien werden entscheidend durch die Verfügbarkeit von Rechentechnik im Verbund mit spezifischer Simulationssoftware geprägt. Ihre Erschließung begründet Wachstumsmärkte der näheren Zukunft.

Mit dem im Projekt entwickelten Interferenzsimulator ist es erstmals möglich, über die elementare Nutzung von Laufzeit einzelner Signale hinausgehende, allgemein nützliche Untersuchungen zu führen. Es steht weltweit erstmalig ein Werkzeug zur Verfügung, mit dem im Prinzip sämtliche interferenziellen Abbildungen von der Optik über die Schallortung bis zu neuronalen Netzen oder elektrischen Funknetzen mit deren Zeitfunktionen simuliert und vermessen werden können.

Für die Zukunft sind mit den im Projekt entwickelten Werkzeugen kompliziertere, interferentiell arbeitende Geräte und Verfahren entwickelbar:

- ☒ mehrkanalige Laptop-Vermessungssysteme
- ☒ mehrkanalig bildgebende Ultraschall-Verfahren für Medizin und Werkstoffprüfung
- ☒ interferentielle, hochauflösende Ultraschall-Mikroskopie
- ☒ optimierter, interferentiell gesicherter Zellfunk
- ☒ interferentiell wirkende Radaranlagen u.a.m.

Das Projekt spielte und spielt somit eine Schlüsselrolle zur Erschließung verschiedener, neuer Techniken, die auf intelligente Signalverarbeitung abzielen.

Der Entwicklungsschwerpunkt des Projekts auf dem Gebiet neurologischer Untersuchungen brachte (wie nicht anders zu erwarten) noch nicht den durchschlagenden Erfolg. Wir sehen zwar erste, wunderbare, ungeahnt detailreiche und harmonische Movies (siehe Internet [3]), hatten eigentlich aber ganz andere Vorstellungen von zu erwartenden Bildern. Derzeit wissen wir noch nicht exakt, was wir eigentlich sehen. Entsprechende Grundlagenarbeiten experimenteller Natur sind erforderlich, um Validierungen vornehmen zu können. Über derzeit zur Verfügung stehende Datensätze ist nicht hinreichend viel bekannt, insbesondere über die durch uns zu erkundende Aktivitätsverteilung liegt wenig gesichertes Wissen vor. Derzeit einzig mögliche Verifikationen sind Dipol-Rekonstruktionen nach Henderson, diese sind von beschränktem Aussagewert zur Verifikation unseres Verfahrens.

Bei entsprechend verifizierten Kanaldaten sind wir auf die Unterstützung von außerhalb angewiesen, wir erwarten erst im ersten Quartal '96 einen Datensatz, der hinreichend durch Begleitdokumente (MEG, CTG, PETG, Fotos) gesichert ist, sodaß erst dann Aussagen über die Anwendungsqualitäten interferentieller Rekonstruktion im neurologischen und medizinischen Bereich zu treffen sind. Eventuell entsteht die Notwendigkeit, das Verfahren weiterzuentwickeln, und es zusätzlich mit einem statischen Verfahren zu koppeln, um elektrisch homogen wirkende Feldanteile zu kompensieren.

Erkundende Untersuchungen mit Schall zeigten, daß sich Schallquellen hervorragend orten lassen. Indes zeigte die passive Reflexion und Brechung an Grenzflächen noch nicht ganz die gewünschten Ergebnisse. Die Elastizität der Luft führt zu Impulsdispersionen. Zusammen mit Umgebungsgeräuschen ergibt sich ein Problemkreis, der unkonventionelle Lösungen erfordert. Dennoch sind wir optimistisch, dieses Verfahrensprinzip erfolgreich in die Ultraschalldiagnostik einführen zu können. Durch die mehrkanalige Aufnahme ist in jedem Falle ein Vielfaches an bildlicher Auflösungsqualität im Vergleich zu einfachen Echo-Verfahren erreichbar.

3 Zusammenstellung aller Veröffentlichungen im Projektrahmen

- 1] Heinz, G., Höfs, S., Koepp, 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., Koepp, I., Kittner, D., Busch, C.: Verfahren und Prototyp zur Rekonstruktion eines dreidimensionalen, neuronalen Interferenzraumes. GFal 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 GFal 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 GFal e.V. Berlin
- 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. GFal Berlin, Dez. 1994, 400 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] Schulze, Peter: Entwicklung eines Programms zur Visualisierung und Manipulation elektrisch oder akustisch aufgenommener Kanaldaten. Praktikumsarbeit für die Prüfung zum mathematisch-technischen Informatiker, IHK/GFal Berlin, 30.10.1995, 30 S.
- 10] Kieselberger, Sven: Entwicklung eines Faltungsmoduls für parallele Interferenzfaltung. Praktikumsbericht, HUB/GFal Berlin, Betreuer: G. Heinz, 30.9.1995, 65 S.
- 11] Rädisch, Jörg: Studie zu einem systolischen Faltungsprozessor für schnelle Interferenzfaltung. TFH Berlin/GFal Berlin, Betreuer: G. Heinz, 6.3.1995, 70 S.
- 12] Werner, Jörg: Untersuchung der Echtzeitfähigkeiten des Signalprozessors TMS320C26 für Filter-, Interpolations-, Differentiations- und Integrationsanwendungen. Praktikumsarbeit TFH Berlin/GFal, Betreuer: G. Heinz, Mai 1995, 26 S.
- 13] Fischmann, Vadim: Programm für die dreidimensionale Darstellung zweidimensional vorliegender Amplitudenverteilungen. Praktikumsarbeit BEFAK/GFal, Betreuer: G. Heinz, Mai 1995, 37 S.
- 14] Fritsch, Michael: Untersuchung und Entwicklung eines rauscharmen und programmierbaren Meßverstärkers für neurographische Aufnahmen. Diplomarbeit, FHTW Berlin FB3/GFal, Betreuer: G. Heinz, 27.9.1994., 62 S.

4 Schutzrechtsauskunft

Im Rahmen des Projekts wurden keine Schutzrechte angemeldet, da eine wirtschaftliche Verwertung derzeit noch nicht eingesetzt hat. An interessierte Partner werden Testinstallationen vergeben, um Probleme im Umgang mit den Tools erkennen und beseitigen zu können.

Dr. Gerd K. Heinz
Projektleiter

Prof. Dr. Alfred Iwainsky
Vorstandsvorsitzender

Dr. Hagen Tiedke
Geschäftsführer

5 Verzeichnis der Anlagen

Anlage A Jahresbericht '94

Anlage B Evolution der Meßverstärker

- ☒ Prototyp
- ☒ linear mit EEG-Zusatz
- ☒ selektiv mit EEG-Zusatz
- ☒ digital PC-steuerbare Finalversion
- ☒ Leiterkarte der Finalversion

Anlage C Trigger Box/Power Supply/ Stimulus Amplifier

- ☒ Trigger Box mit Power Supply 13V/100V
- ☒ Stimulus Amplifier

Anlage D Blick in den PC mit Analog-Digitalwandlerkarte

Anlage E Menue Filemanagement

Anlage F Menue Hardware-Konfiguration

Anlage G Beispiel eines Initialisierungsfile

Anlage H Menue Channel-Filter

Anlage I Menue Virtuelle Kanalsynthese

Anlage J Menue der Aktionen

Anlage K Menue der Darstellungsprogramme

Anlage L User-Report Parallelrechner

Anlage M Bildteil

Anlage M1: 30-Kanal-ECoG Interferenz-Integral eines Epilepsieherdes

Anlage M2: dito 30-Kanal-ECoG, Interferenzklassen mit Tiefenprofil

Anlage M3: dito 30-Kanal-ECoG, kurze Integrationsintervalle, I.-Klassen

Anlage M4: Beispiel-Simulation mit dem Bio-Interface

Anlage M5: Realitätsnahe 30-Kanal ECoG-Simulation

4.16 Verfahren und Prototyp zur Rekonstruktion eines dreidimensionalen, neuronalen Interferenzraumes¹

(Projektlaufzeit 1.1.94 bis 31.6.95)

Gerd K. Heinz, Sabine Schwanitz, Ingo Koepp, Detlef Kittner, Carsten Busch

Zielstellung

Im Projekt wird ein Meßverfahren zur interferenziellen Rekonstruktion neuronaler Laufzeiträume biologischer Objekte entwickelt. Eine dreidimensionale Darstellung des berechneten Bildraumes, der neben bildgebenden Elementen auch sensorische Amplituden und Bewegungselemente trägt, ist zu bestimmen. Zur Verifikation sind begleitend entsprechende simulative Voraussetzungen zu schaffen. Adresse und Inhalt nervlicher Informationen sind zu analysieren. Das Verfahren wird als PC-Gerätelösung 'Bio-Interface' incl. Software zur interferometrischen Messung und Simulation nervlicher Kommunikation entwickelt.

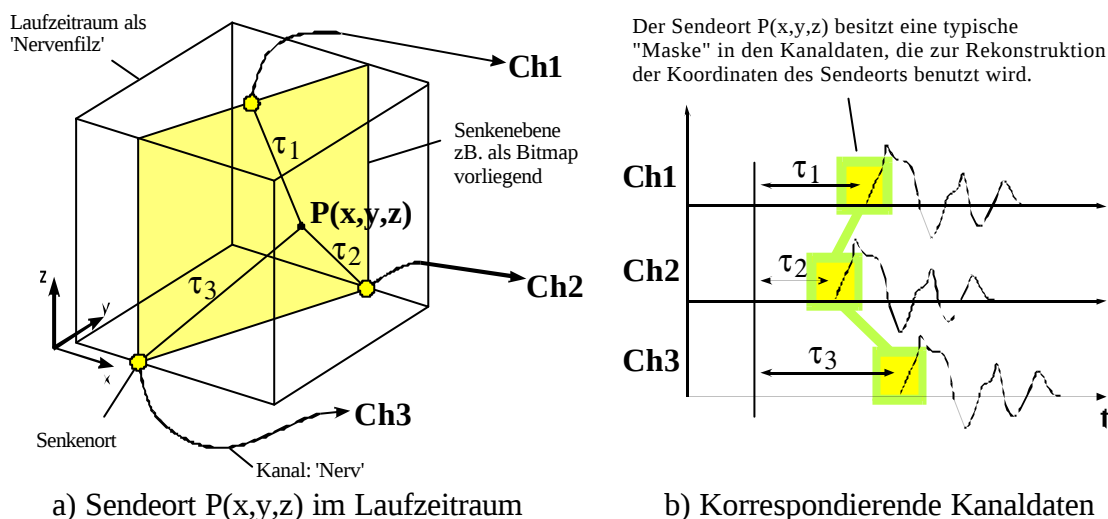


Bild 1: Prinzip der Interferenzfaltung ausgehend von einem Laufzeitraum

Resultate

Nachdem biologisches Verhalten mit Laufzeitmodellen in der Struktur von Nervennetzen theoretisch modelliert werden kann [4], [6...9], sind nun im Rahmen des BMWi-geförderten Projekts 'Neuronale Interferenzrekonstruktion' (NEURO3D) erste Simulationsexperimente mit einem speziell entwickelten Meß- und Simulationswerkzeug ('Bio-Interface') geglückt. Das Verständnis biologischer Systeme scheiterte bisher am Unverständnis der spezifischen Laufzeitcodierung neuronaler Daten. Weder war es möglich, den Inhalt, noch das Ziel (die Adresse) eines auf Nerven beobachteten Datenstroms zu bestimmen. Nun scheint der Durchbruch gelungen. Simulationen belegen sinnfällig die Einfachheit und Genialität der Prinzipien biologisch-neuronaler Kommunikation, Speicherung und Datenverknüpfung. Im folgenden wird ein Eindruck von der völlig neuartigen, im

¹ Förderung durch das Bundesministerium für Wirtschaft (Förderkennzeichen 415/94), Projektträger: GEWIPLAN.

Vergleich zu bekannten Modellierungen überraschend einfachen Welt biologisch-neuronaler Interferenz- Erscheinungen vermittelt.

Die Verfahrensidee basiert auf Untersuchungen zur Relativität neuronaler Impulsausbreitung und zu Interferenzerscheinungen geometrisch kurzer Impulse in Laufzeiträumen durch Heinz [3], [4], [5]. Speziell in biologischen Systemen ist eine kausale Bindung neuronaler Kommunikation, Adressierung und Speicherung an die Relativität von Impulsausbreitung [3, 6...9] zu erkennen. Es kann ansatzweise biologisch-neuronales Verhalten durch Strukturmodelle des jeweiligen Nervennetzes interpretiert werden. Es wurde ein Verfahren zur Hin- und Rückfaltung von Daten aus bzw. in Nervennetze entwickelt. Dieses Verfahren ist auf einer PC-Gerätelösung 'Bio-Interface' [2] implementiert, mittels derer neuronale Daten aufgezeichnet oder synthetisierte Daten ausgegeben werden können. Im medizinischen Bereich entsteht die Möglichkeit, Adresse und tatsächlichen Inhalt der auf Nervenbahnen sich bewegenden Impulsfolgen visuell zu erschließen. Perspektivisch soll ein klareres Verständnis neuronaler Funktionen biologischer Systeme ermöglicht werden. Das Gerät kann gleichzeitig als Simulator zur Verifikation von Hypothesen über neuronale Orte oder Codes benutzt werden, indem Kanaldaten aus Interferenzkarten synthetisiert werden. Verfahren und Projekt sind international bislang ohne Vorbild. Hier werden die ersten, erfolgreichen, mit dem 'Bio-Interface' durchgeführten Simulationen beschrieben.

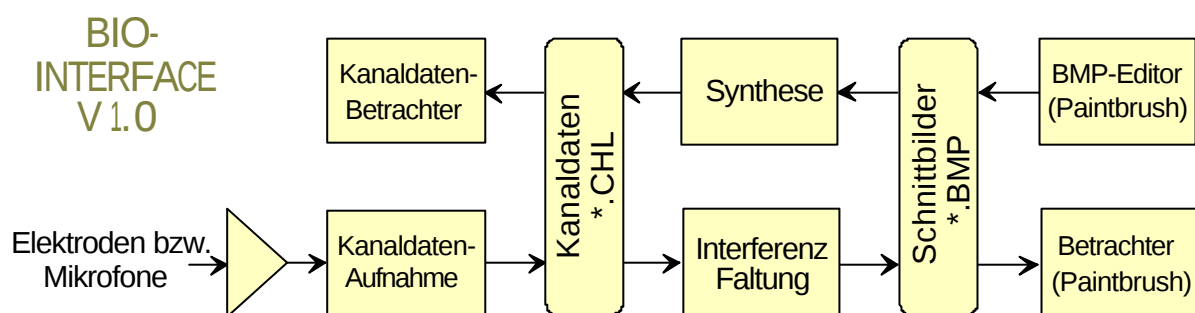


Bild 2: Struktur des Interferenz-Meßgeräts und -Simulators 'Bio-Interface'



Grundlagen

Die Laufgeschwindigkeit neuronaler Impulse liegt im Bereich von Mikrometern (nichtelektrisch nachweisbare Partikelwellen) bis zu 120 Metern pro Sekunde (elektrisch nachweisbare Wellen). Geometrische Impulslängen liegen im Bereich von Mikrometern bis zu Zentimetern. Ausgehend von der Annahme, jeder irgendwo generierte Impuls breite sich mit endlicher Geschwindigkeit auf allen möglichen Wegen aus, kommen einzelne Partialimpulse, nachdem sie verschiedene Nervenbahnen passiert haben, nur an definierten Orten zueinander in Interferenz. In der mathematischen Entsprechung sind Interferenzorte die, an denen alle Partialimpulse zur gleichen Zeit ankommen. Damit ist das **Adressierungsprinzip biologischer Informatik** erkennbar: vergleichbar zur Optik entstehen über die Nerven **neuronale Abbildungen**, deren Wesen es ist, spiegelverkehrte Bilder zu erzeugen.

Zwei Fälle neuronaler Abbildungen sind zu unterscheiden: Während ein einzelner Impuls zu sich selbst in Interferenz treten kann, und damit *neuronale Adressierung* ermöglicht, treten zueinander korrelierte Impulsfolgen eines Sendeorts kombinatorisch zueinander in Beziehung, und ermöglichen

die *Speicherung* von pulsdichtecodierten Amplituden in Beugungsbildern. Entsprechend wird begrifflich zwischen *Eigeninterferenz* (Impuls in Bezug zu sich selbst) und *Fremdinterferenz* (Impuls in Bezug auf einen Vorgänger oder Nachfolger) unterschieden (siehe dazu auch [4], [5]).

Eine mathematische Fassung zur Faltung in die Kanalvektoren und zur Rückfaltung in den Bildraum wurde von Heinz als sog. *Interferenztransformation* [5...9] entwickelt und im Bio-Interface implementiert. Zunächst eine Einführung in grundlegende Gedanken.

Faltung in den Kanalraum

Betrachten wir (vereinfachend, ohne Berücksichtigung nervlicher Refraktärität, Nichtlinearität etc.) im 3-dimensionalen Laufzeitraum sendende, diskrete Punkte (feuernde Neuronen) $j = 1, 2, \dots, n$ für den Fall summativer Überlagerung (beliebiger) Zeitfunktionen. An jedem Senkenort S_i ($i = 1, 2, \dots$; Kanalzahl) entsteht eine Zeitfunktion f_i als Summe der Zeitfunktionen h_j ($j = 1, 2, \dots, n$; Anzahl speisender Orte) der verschiedenen, sendenden Orte des betrachteten Raumabschnitts. Die resultierenden Zeitfunktionen f_i mögen sich vereinfachend auf den Übertragungskanälen (Nerven) ungestört ausbreiten ('Hineinfaltung in den Kanalraum').

$$(1) \quad f_i(t) = h_1(t - \tau_{i,1}) + h_2(t - \tau_{i,2}) + \dots + h_j(t - \tau_{i,j}) + \dots + h_n(t - \tau_{i,n})$$

Man beachte, daß sich Zeitfunktionen an Senkenorten mit verschiedenen Koordinaten voneinander unterscheiden. Betrachten wir aus dem 'Nervenzilz' einen 3-dimensionalen Teilraum einer isotropen, medialen Ausbreitungsgeschwindigkeit v , so können die Verzögerungszeiten aus dem Radius zwischen Senkenort $S(x_i, y_i, z_i)$ und feuerndem Punkt $P(x_j, y_j, z_j)$ berechnet werden.

$$(2) \quad \tau_{i,j} = \frac{1}{v} \sqrt{(x_i - x_j)^2 + (y_i - y_j)^2 + (z_i - z_j)^2}$$

Aus der Betrachtung einer einzelnen Zeitfunktion f_i der Quellorte i läßt sich definitiv nicht viel zu Quellorten (Adressen), Zielorten (Adressen) oder Inhalten (Daten/Feuerraten) einer pulsdichtemodulierten Information auf einem Nerv sagen. Wohl aber erbringt die Betrachtung mehrerer Leitbahnen (Nerven) eine Möglichkeit zur Rekonstruktion des Geschehens im Quellraum wie auch die Möglichkeit einer 'natürlichen' Rekonstruktion der Interferenzkarte eines Zielraumes (vgl. dazu [5]).



Rückfaltung aus dem Kanalraum

Zur Rekonstruktion des Inhaltes (Adresse/Ort mit Feuerrate) einer neuronalen Information aus einem Nervenbündel ist folgendes Problem zu lösen: Gegeben sind die oben hergeleiteten Zeitfunktionen auf Nerven, gesucht ist die Interferenzkarte innerhalb eines bestimmten Gebietes. Zur Lösung werden an einem beliebigen Zielort Z aus den Nerven stammende, über die Quellorte Q eingespeiste Zeitfunktionen $f_i(t)$ der Nerven wiederum überlagert. Die resultierenden q Zeitfunktionen g_m an Zielorten Z , ($m = 1, 2, \dots, q$; Zahl zu erkundender Orte) entsteht bei additiver Überlagerung und Voraussetzung wiederum isotroper Ausbreitung in der Form

$$(3) \quad g_m(t) = f_1(t - \tau_{m,1}) + f_2(t - \tau_{m,2}) + \dots + f_i(t - \tau_{m,i}) + \dots + f_k(t - \tau_{m,k})$$

wobei diesmal vergleichbar die Verzögerungszeiten zwischen Quellort Q und Zielpunkt Z einzusetzen sind. Wie oben wird auch hierbei eine isotrope, radiale Ausbreitung der Wellenfronten aus den Quellorten in das Zielgebiet angenommen. Zwischen Quellort $Q(x_i, y_i, z_i)$ und zu bestimmendem Zielort $Z(x_m, y_m, z_m)$ entsteht bei konstant angenommener Leitgeschwindigkeit v wiederum eine radienproportionale Verzögerungszeit $t_{i,m}$.

$$(4) \quad \tau_{i,m} = \frac{1}{v} \sqrt{(x_i - x_m)^2 + (y_i - y_m)^2 + (z_i - z_m)^2}$$

Damit ist die Zeitfunktion $g_m(t)$ eines jeden Ortes in einem Zielgebiet bestimmbar. Für praktische Belange sind noch die u.U. verschiedenen Verzögerungszeiten t_i auf den einzelnen, die Übertragung tragenden Nerven i ($i = 1, 2, \dots, k$; k : Kanalzahl) einzubeziehen ('Rückfaltung aus dem Nerv').

$$(5) \quad g_m(t) = f_1(t - \tau_{m,1} - \tau_1) + f_2(t - \tau_{m,2} - \tau_2) + \dots + f_i(t - \tau_{m,i} - \tau_i) + \dots + f_k(t - \tau_{m,k} - \tau_k)$$

Diese Formel gilt vergleichbar für Belange zur Beschreibung von Abbildungen in neuronalen, elektrischen oder optischen Systemen wie für die Rekonstruktion neuronaler oder akustischer Laufzeiträume.



Bild 3: Erste Simulation einer neuronalen Interferenzabbildung als Rekonstruktion (das Ergebnis ist höhenvertauscht)

Während im Falle der Hineinfaltung in den Nerv eine additive Verknüpfung der verschiedenen, beitragenden Zeitfunktionen unverzichtbar ist, zeigen Simulationen im Falle der Rückfaltung in einen Interferenzraum bei multiplikativer Verknüpfung bessere Ergebnisse (schärfere Bilder). Nun sind in hubbegrenzten Systemen Addition und Multiplikation von Signalen über ein Schwellwertkriterium ineinander überführbar [3]. Aus der Sicht lokaler, autonomer Arbeitsweise (das einzelne Neuron weiß nicht, welche der beiden, gegensätzlichen Aufgaben es gerade erfüllt) wäre ein geeigneter Regelmechanismus der einer variablen Schwelle, die in Abhängigkeit vom Pulsdurchsatz korrigiert wird.

Genau dieses Verhalten aber wird an biologischen Neuronen beobachtet. Obige Gleichung läßt sich folglich in biologienaher Interpretation auch als Produktform schreiben.

$$(6) \quad g_m(t) = f_1(t - \tau_{m,1} - \tau_1) f_2(t - \tau_{m,2} - \tau_2) \dots f_i(t - \tau_{m,i} - \tau_i) \dots f_k(t - \tau_{m,k} - \tau_k)$$

Parallelen zur Korrelation von Signalen werden sichtbar.

Effektivwertbildung, Koeffizientenform

Im neuronalen, wie im optischen Bereich ist der Zeitverlauf interferenzieller Aktivität in einem Ort zumeist ohne Belang. Interessanter ist oft der zeitliche Mittelwert dieser Aktivität in Form einer

Koeffizientenfunktion k_m . Da für die eingangs benutzten Signale Gleichpegelfreiheit vorausgesetzt werden muß, ist ein entsprechender Koeffizient nicht als Mittelwert bestimmbar.

Zur Hervorhebung (Verschärfung) von Interferenzen eignet sich z.B. eine im Intervall $\{0...1\}$ zuordnende Potenzfunktion (g^n) als unscharfe Schwellwertfunktion.

$$(7) \quad k_m = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_0^T g_m^n(t) dt$$

Der einzelne Bildpunktwert (Koeffizient) ist in statischer Betrachtung als Integral über einen Zeitbereich T aufzufassen.

Auf Basis dieser kurz umrissenen Grundlage wurde 'Bio-Interface' entwickelt. Bild 3 zeigt die erste, geglückte Simulation einer solchen, neuronalen Abbildung (Addition der einzelnen Zeitfunktionen miteinander unter Schwellwertverschärfung mit $n = 3$)).

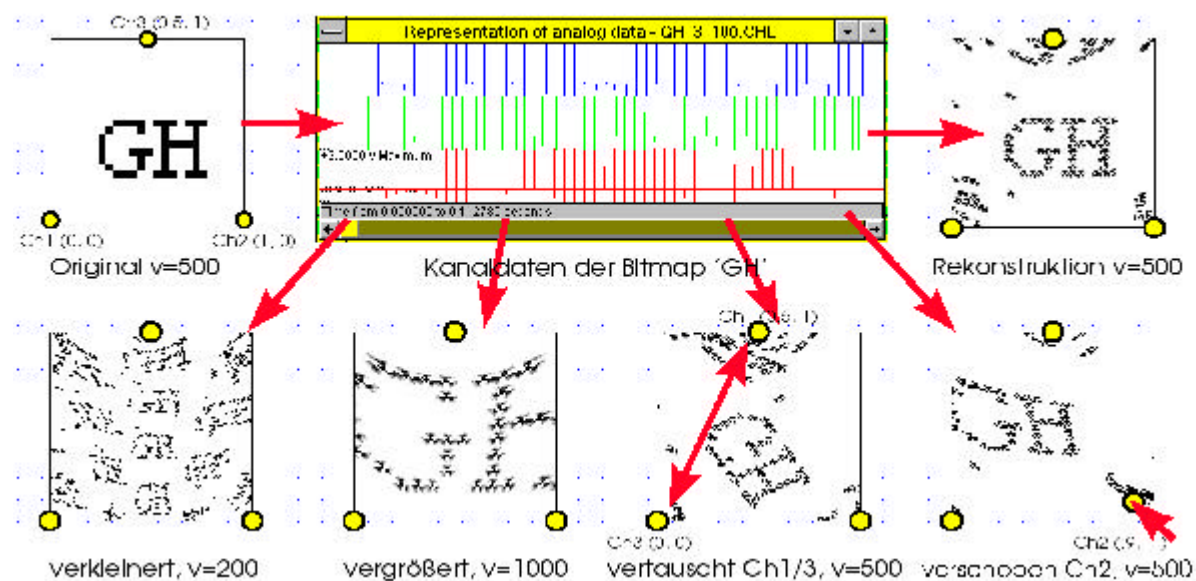


Bild 4: Erste, hochauflösende Übertragungen von Interferenzbildern über drei (Nerven-) Kanäle in der Simulation



Simulation neuronaler Abbildungen (Eigeninterferenz)

Im Rahmen der Arbeiten konnten bislang mittels Simulation folgende Untersuchungen gemacht werden:

- Verschiedene Laufgeschwindigkeit zwischen Vorlage- und Bildraum
- Verzerrte Bildräume mit voneinander abweichender Quell- und Senkengeometrie
- Verschiedene Impulsformen und -breiten
- Fremdinterferenzabbildungen
- Überlagerte Abbildungen

Ausgangspunkt für Simulationen sind Kanaldaten in der in Bild 4 dargestellten, synthetisierten Form. Eine Bitmap dient als Vorlage. Senkenorte sind mit ihren Koordinaten ausgewiesen. Zahl und Anordnung der Übertragungskanäle (Kanäle, Nerven) sind vorgebar. Es wird vereinbart, ein schwarzes Pixel einer Bitmap möge als feuerndes Neuron dienen, alle anders gefärbten Pixel mögen nicht feuern. Idealerweise können alle schwarzen Pixel nacheinander feuern. Zwischen deren Feuer liegt eine einstellbare Pause (Refrakterität). Damit entsteht ein Kanaldatenstrom, der den Bildinhalt der Bitmap auf biologienahe Weise simuliert.

Bild 3 zeigt den Schriftzug *GH*, der in Kanaldaten gewandelt und in eine Bitmap rückgefaltet wurde. Diese Simulation vom 9.8.1994 stellt wohl die erste, gelungene, technische Nachbildung des Nervenprinzips als neuronale Abbildung dar. Aufgrund eines Programmierfehlers der Bitmap steht dieses Bild noch auf dem Kopf. Bild 4 gibt einen Eindruck von den Eigenschaften einer Übertragung über drei Nervenkanäle.

Verknüpfung neuronaler Datenströme

Werden in der Simulation Kanaldaten aus zwei unabhängige Bitmaps, die z.B. die Buchstaben 'g' und 'h' tragen, getrennt voneinander synthetisiert, so liegt der Gedanke nahe, beide Datenströme miteinander zu verknüpfen, und nach dem Ergebnis der (Rück-) Faltung zu fragen. In der Natur können wir nur additive Verknüpfung antreffen, ein Datenstrom kann nicht für eine gewisse Zeit aufgehalten werden. Da mittels einfacher Addition beider Zeitfunktionen eine minimale Refrakterität nicht vorbestimmbar wäre, andererseits aber hohe Refrakterität extrem hohe Rechenzeit kostet, werden die Datenströme stattdessen vereinfachend aneinander gehängt, die Zeitfunktion des 'h' wird dazu entlang der Zeitachse verschoben, und die Kanaldaten werden addiert. Bild 5 zeigt das Ergebnis dieses Versuchs. Das Ergebnis ist eindeutig: Jeder elementare Bildpunkt behält seine relative Lage in Bezug auf die Quellorte bei, die Adresse jedes Pixel bleibt unverändert. Folglich erscheinen die Pixel beider Bildteile, somit auch die Buchstaben 'g' und 'h' überlagert, als würde das Ursprungsbild nur ein Elementarbild, nämlich 'gh' enthalten. Ein verschiedener Ursprung der Bildteile ist nicht mehr nachweisbar, die Relativanordnung aller Pixel bleibt erhalten. Folglich bleiben die Adressen der Bildpunkte erhalten. Für den Fall realitätsnäherer (additiver) Parallelschaltung der Datenströme entstünden allerdings zusätzliche erhebliche Fremdinterferenzen. Die Natur hilft sich offenbar mit dem Prinzip der Zuordnung der Pulspause (Refrakterität) zum übertragenden Nerv. Offenbar sollte die Refrakterität eines Nervs nicht kleiner bemessen sein, als die verzögerungszeitliche Größe des zu speisenden Interferenzfeldes. Datenverlust wird durch das Prinzip periodischer Übertragung verhindert. Diese Simulation kostet etwa 30 Stunden Rechenzeit auf einem Intel-Pentium (60 MHz, WfW 3.11).

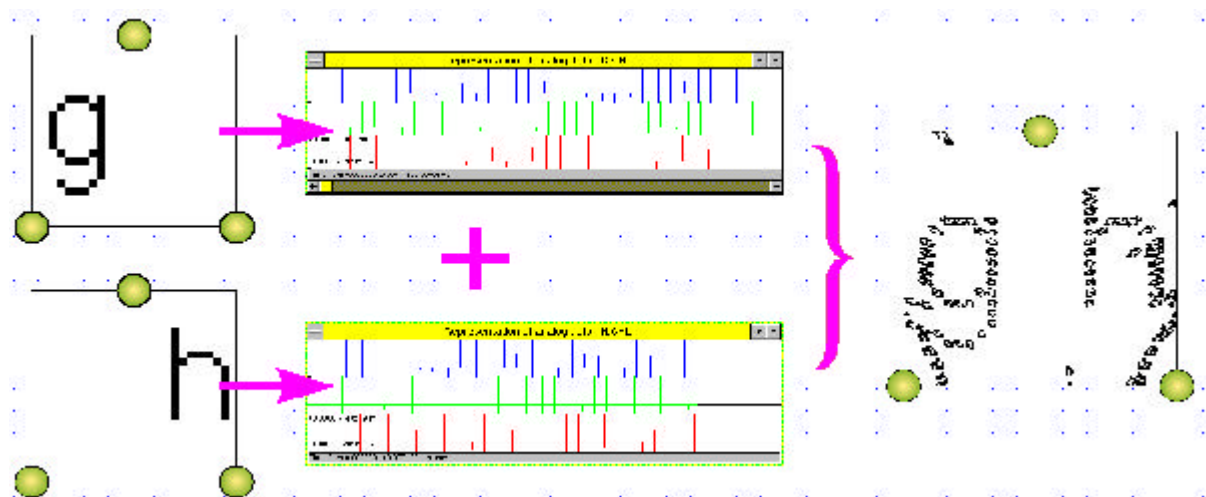


Bild 5: Verkopplung zweier Datenströme mit konjunkionaler Abbildung

Bildwanderung unter dem Einfluß elektrischer Parameter

Aus der theoretischen Betrachtung [5] kann man herleiten, ein Bild unter Variation der Leitgeschwindigkeit der Vorlage oder des Bildes zu skalieren (Bild 4). Auch ist es möglich, ein Ergebnisbild unter dem Einfluß veränderlicher Verzögerungszeit der Übertragungskanäle im Raum zu verschieben (Bild 6).

Eine im Original gespeicherte, feuernde Vorlage (weiß) wird mit einem wachsenden Delay in Kanal Ch1 beaufschlagt. Bei dreikanaliger Interferenz wandert das Bild proportional zur Verzögerungszeit aus. Umso höherkanalig die Übertragung ist, desto kontrastärmer würde das Ergebnisbild werden, da eine damit wachsende Überbestimmtheit der jeden Bildpunkt tragenden Vektoren die Beweglichkeit des Punktes mit der Kanalzahl wachsend einschränkt. So wäre bei einer vierkanaligen Übertragung unter vergleichbaren Parametern eine Beweglichkeit von Bild 6 bis zu maximal etwa 30T gegeben. Die nicht überbestimmte Abbildung (Ebene: 3 Kanäle) der Kanalzahl $k = dimension$ garantiert hingegen Interferenz jedes Tripels oder allgemein Tupels punktstützender Vektoren.

Das Experiment zeigt, wie einfach ein vor dem geistigen Auge befindlicher Gegenstand gedanklich fortbewegt werden kann. Weder bedarf es dazu einer Berechnung eines einzigen Sinus, noch einer Koordinatentransformation. Es genügt z.B. ein Potentialfeld, zu welchem die Leitgeschwindigkeiten ortsbezogen proportional sind.

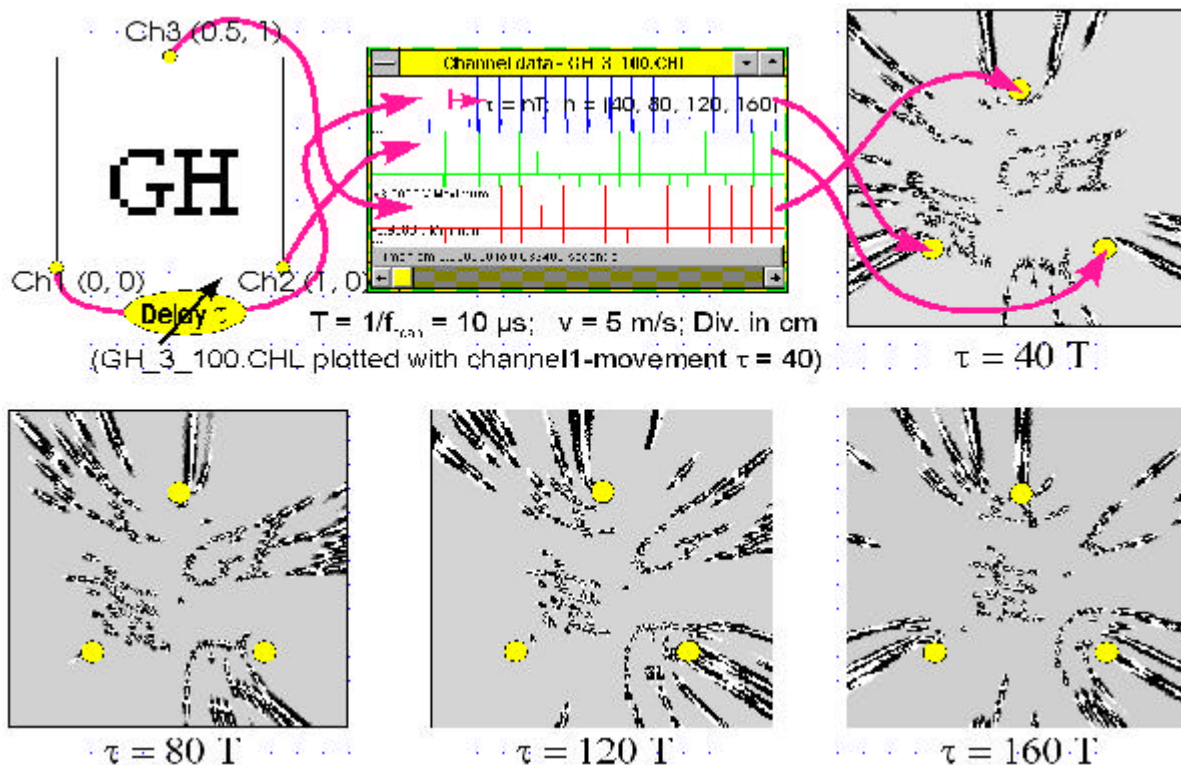


Bild 6: Zur interferenziellen Wirkung nichtunitärer Kanal-Verzögerungszeiten

Simulation neuronaler Spektren (Fremdinterferenz)

Zusätzlich zu den besprochenen *Eigeninterferenz-Abbildungen*, bei denen auf verschiedenen Wegen übertragene Partialimpulse eines identischen Ursprungs-Wellenteils miteinander in Interferenz treten, ist bei periodischen Funktionen der Fall zu betrachten, daß ein Wellenzug mit einem

ursprünglich anderen in Interferenz tritt. Sind die Zeitfunktionen $h_j(t)$ periodisch in einer Periodendauer $T < \tau_{ij}$, dann existieren Laufzeit-Geometrien, die Abbildungen der Form

$$(8) \quad g_i(t) = f_i(t - \tau_{m,i} - \tau_i \pm q(\tau_i - \tau_{i-q})), \quad q \in \mathbb{N}$$

realisieren, wobei $qT = q/f$ Vielfache der Periode der Zeitfunktion bezeichnet und g_i als in die Eigeninterferenzabbildung einzusetzender Term auftreten kann. Wellenzüge, die aus verschiedenen Perioden von $h_i(t)$ stammen, treten beim Empfänger $g_k(t)$ miteinander in Interferenz. Diese Abbildungen werden als *Fremdinterferenz-Abbildungen* bezeichnet. Sie treten in der Optik als *Nebenmaxima der Doppelspaltbeugung* oder im neuronalen System als *Amplitudencodierung* in Erscheinung. Der aus der Optik stammende Begriff des Spektrums kann vergleichbar auf neuronale Systeme angewandt werden.

Bild 7 zeigt Simulationen neuronaler Spektren für verschiedene Kanalzahlen. Auf den Abbildungen entspricht jeweils die mittelste Interferenz der Eigeninterferenz eines Impulses i mit sich selbst (i, i). Weiter nach außen folgen dann die Fremdinterferenzen mit jeweils dem nächsten Vorgänger oder Nachfolger. Werden sensorische Amplituden in frequenzmodulierter Form übertragen, brennt sich die Amplitude als Ortskodierung entsprechend der Feuerstärke (Feuerfrequenz) in das Bildfeld ein.

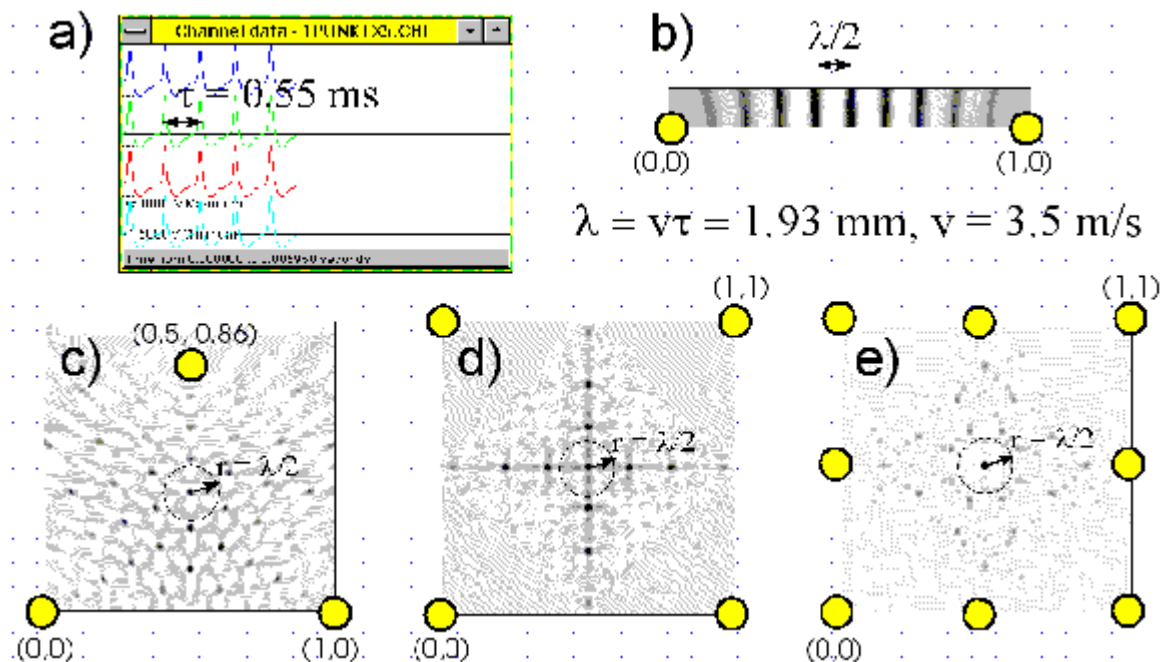


Bild 7: Fremdinterferenzen als Spektren simulierter, neuronaler Interferenz; a) Zeitfunktionen 4-Kanal, b)-e) Bilder verschiedener Kanalzahlen

Eine zweikanalige Interferenzabbildung wirkt eindimensional abbildend, eine dreikanalige zweidimensional u.s.w.. Entsprechend ist eine vierkanalige Interferenzabbildung in der Ebene bereits überbestimmt, die Fremdinterferenzen der vier Kanäle werden zu höheren Abständen in der Periode schwächer. Die Simulation der achtkanaligen Abbildung zeigt, daß es nur noch mit Kontrastüberhöhung möglich ist, die Lage der Fremdinterferenzen aus der Bildtiefe hervorzuholen. Nervliche Refraktierität äußert sich in den Bildern als Abstand der Maxima. Entsprechend wird es möglich, mit einer dreikanaligen Interferenzabbildung im (z.B. flächig angenommenen) Pallium eine Amplitudenspeicherung als Ortskodierung vorzunehmen. Eine achtkanalige Interferenz schließt aufgrund der vektoriellen Überbestimmtheit des Systems die Speicherung von Amplituden bereits

wieder aus, was im Bild recht deutlich wird. Das mag andeuten, warum unser visuelles, kortikales Interferenzsystem nicht in der Lage ist, ein mit den Augen empfangenes Bild virtuell zu verschieben oder virtuell zu zoomen, wie dies andererseits dem Traumvermögen oder dem gedanklichen Vorstellungsvermögen möglich ist. Offenbar kommt es bei der Übertragung optischer Eindrücke in den visuellen Cortex auf höchste Präzision bei geringer Refrakterität an, folglich werden hochkanalige Interferenzen gewählt. Anders beim Vorstellungs-Interferenzsystem (wo auch immer dieses liegen möge): Hier kommt es auf Phantasie an, auf Beweglichkeit und Zoombarkeit der Bilder. Folglich sind hier niederinterferente Abbildungen zwingend erforderlich!

Diese niederinterferenten Abbildungen bringen zugleich aber einen interessanten Nebeneffekt mit sich: sie speichern Fremdinterferenzen innerhalb der Abbildung. Da aber alle sensorischen Amplituden an unseren Cortex als frequenzmodulierte Signale übertragen werden, werden in niederinterferenten Abbildungen stets zwangsläufig auch sensorische Informationen (Hören, Sehen, Riechen, Fühlen etc.) gespeichert, die in direkter Korrelation zum gespeicherten Bild stehen. Ein Training in der Verarbeitung komplexer, fremdinterferentiell beladener Eindrücke (Urlaub?) sollte folglich als Nebeneffekt das räumliche Vorstellungsvermögen verbessern, so würde zumindest diese Theorie postulieren.

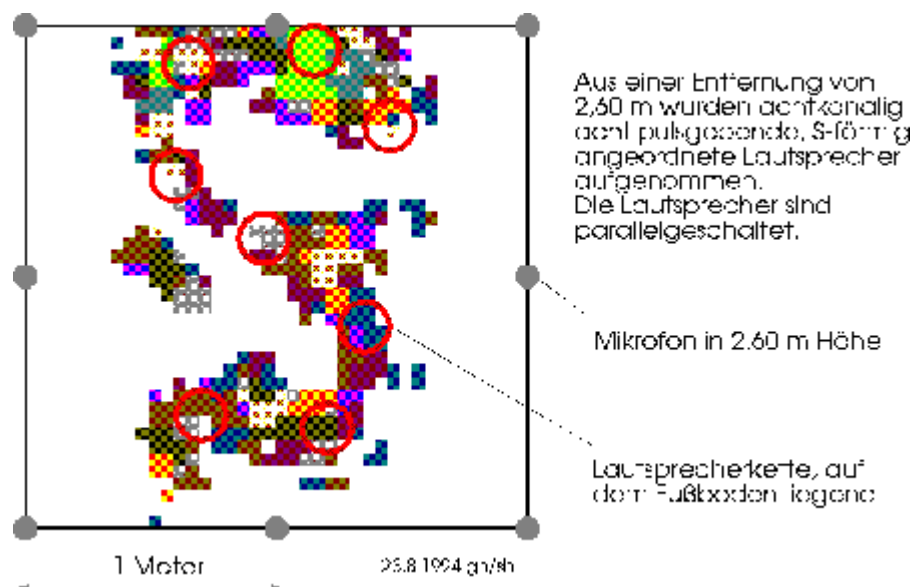


Bild 8: Akustisch 8-kanalig aufgenommenes Interferenzbild einer S-förmig ausgelegten Lautsprecherkette

Stellen wir uns abschließend ein niederkanaliges, neuronales Spektrum vor, das aus sehr dicht liegendem Feuer entsteht. Dieser Fall ist dann bedeutsam, wenn Übertragungsleitungen infolge von Schmerz überlastet werden, oder deren Refrakterität vermindert erscheint. Die Maxima benachbarter Interferenzen wandern immer dichter zusammen. Das ganze Feld füllt sich mit Überlagerungen. Jede normale, logische Funktion wird dann zunehmend gestört (Schmerz zerstört unser Denkvermögen?!). An dieser Stelle würde eine Verifikation dieser Theorie möglich, falls nachgewiesen werden könnte, daß schmerzstillende Mittel die Refraktärzeit von Neuronen erhöhen.



Akustische Messungen

Die Gewinnung neuronaler Daten ist experimentell recht aufwendig. So wurden erste Erprobungen des 'Bio-Interface' mit überschaubar scheinenden, akustischen Laufzeiträumen durchgeführt. Akustische Räume weisen in der Dimension von Metern vergleichbare Eigenschaften zu neuronalen Räumen der Zentimeter-Dimension auf. Es gelang u.a., eine auf dem Fußboden liegende, S-förmig ausgelegte Lautsprecherkette mit an der Decke klebenden Mikrofonen aufzunehmen und mit 'Bio-Interface' rückzufalten (siehe Bild 8).

Zusammenfassung

Ausgehend von endlicher, neuronaler Leitgeschwindigkeit und von pulsartigen Zeitfunktionen der Neuronen wandern in unserem Nervensystem Impulse mit geometrischen Wellenlängen im μm - bis cm-Bereich. Statische, logische Verknüpfungen funktionieren mitnichten. Erregung entsteht ausschließlich an Orten von Interferenz verschiedener, sich auf allen möglichen Wegen vom sendenden Neuron zum empfangenden Neuron ausbreitender Impulse. Adressen neuronaler Daten sind als Orte neuronaler Interferenz nur *zwischen* den Datenströmen auf Nerven erkennbar, ein einzelner Nerv gibt die Adressen der von ihm transportierten Daten (Feuerraten) nicht preis. Um nach Orten von Interferenz suchen zu können, wird in der Gruppe um Dr. Heinz ein Interferenzmeßgerät und -simulator 'Bio-Interface' entwickelt, dessen theoretische Grundlagen kurz umrissen wurden. Weltweit die ersten Simulationen neuronaler Interferenzsysteme wurden vorgestellt. Verschiedene Variationen von Leitgeschwindigkeiten wurden in ihrem Einfluß auf das empfangene Bild diskutiert. Eine Untersuchung von Fremdinterferenzen zeigt die Bindung der Speicherung von in Feuerrate codierten Amplituden an niedere Kanalzahlen. Eine Diskussion geringer Refraktierität belegt die Wirkung schmerzstillender Mittel. Mit dem 'Bio-Interface' können prinzipiell ebenso Schallquellen oder reflektierende Flächen in akustischen Laufzeiträumen bestimmt werden.

Referenzen

- [1] Heinz, G.: Laufzeiträume als neue Doktrin - Relativität elektrischer Impulsausbreitung im Verhältnis zu statischen Modellierungsansätzen. Vortrag zum Workshop 'Biologieorientierte Informatik und pulspropagierende Netze', GMD-FIRST Berlin, 18.11.94, Veranstalter GFaI e.V. Berlin.
- [2] Höfs, Sabine; Heinz, Gerd: Bio-Interface: Vorstellung eines neuartigen Meßgeräts und Simulators für Räume neuronaler Interferenz. Vortrag zum Workshop 'Biologieorientierte Informatik und pulspropagierende Netze', GMD-FIRST Berlin, 18.11.94, Veranstalter GFaI e.V. Berlin.
- [3] Heinz, G.: Neuronale Interferenzen oder Impulsinterferenzen in elektrischen Netzwerken. Autor gleich Herausgeber. GFaI Berlin, Dez. 1994, 400 S., in Vorbereitung zur Publikation.
- [4] 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
- [5] Heinz, G.: Modelling Inherent Communication Principles of Biological Pulse Networks. Systems- Analysis-Modelling- Simulation (SAMS), Gordon & Breach Science Publ., SAMS 1994, Vol.15, pp.151-158
- [6] Heinz, G.: Neuronale Interferenzen. Öffentlicher Vortrag an der Fachhochschule für Technik und Wirtschaft Berlin, Fachbereich 3 am 6.6.1993
- [7] Heinz, G.: Neuronale Interferenzen. Öffentlicher Vortrag GFaI/GMD im Hause 13.7, Akademiegelände Berlin-Adlershof am 27.8.93
- [8] Heinz, G.: Neuronale Interferenzen. Vortrag im Rahmen der KI-Kolloquien im Labor für künstliche Intelligenz der Technischen Fachhochschule Berlin-Wedding am 27.10.93
- [9] Heinz, G.: Neuronale Interferenzen. Öffentlicher Vortrag an der Technischen Universität Berlin, Institut für Mikroelektronik, 27.1.94

Anlage B Evolution der Meßverstärker



Abb. 1 Prototyp, Diplomarbeit Herr Fritsch, FHTW-FB 3

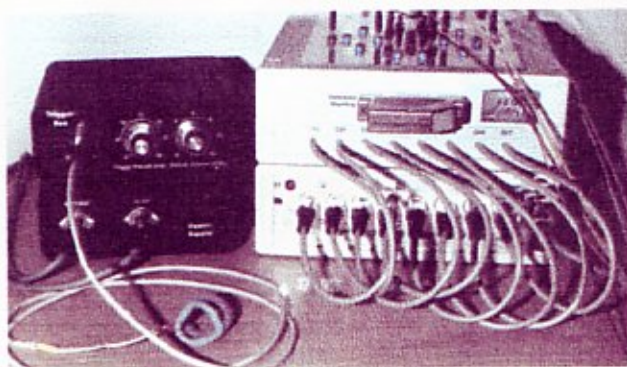


Abb. 2 Linearer Verstärker mit daraufliegendem EEG-Zusatz

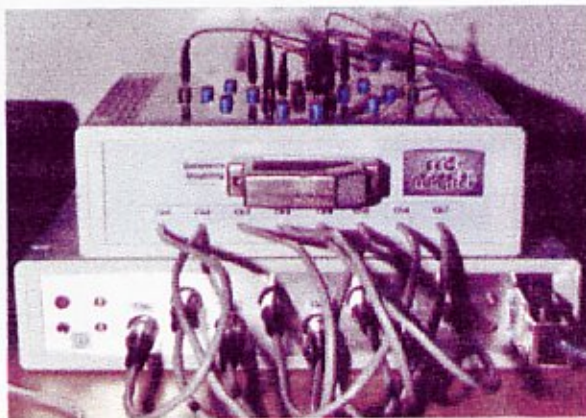


Abb. 3 Selektiver Filter-Verstärker mit daraufliegendem EEG-Zusatz

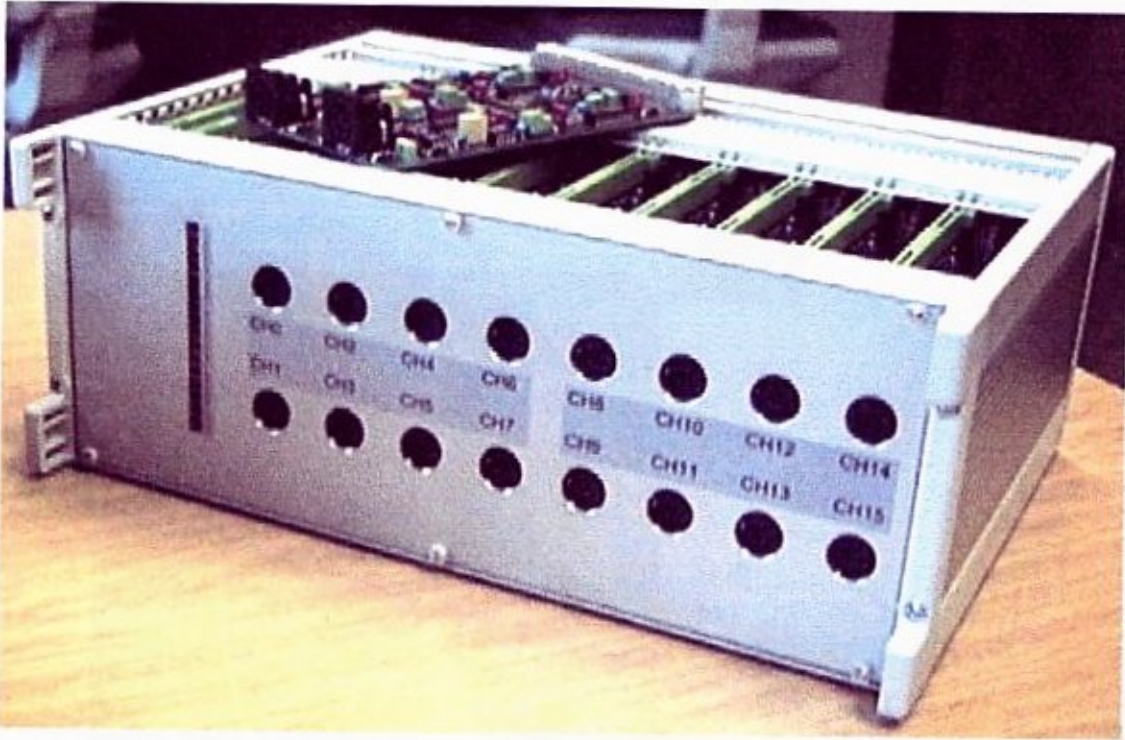


Abb. 4 Vollständig digital gesteuerte Finalversion als PC-Zusatzgerät

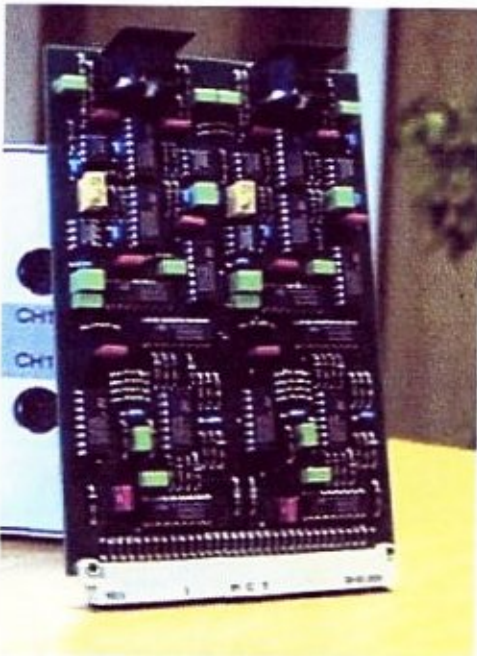


Abb. 5 Leiterkarte der Finalversion

Anlage C Trigger Box/ Power Supply/ Stimulus Amplifier

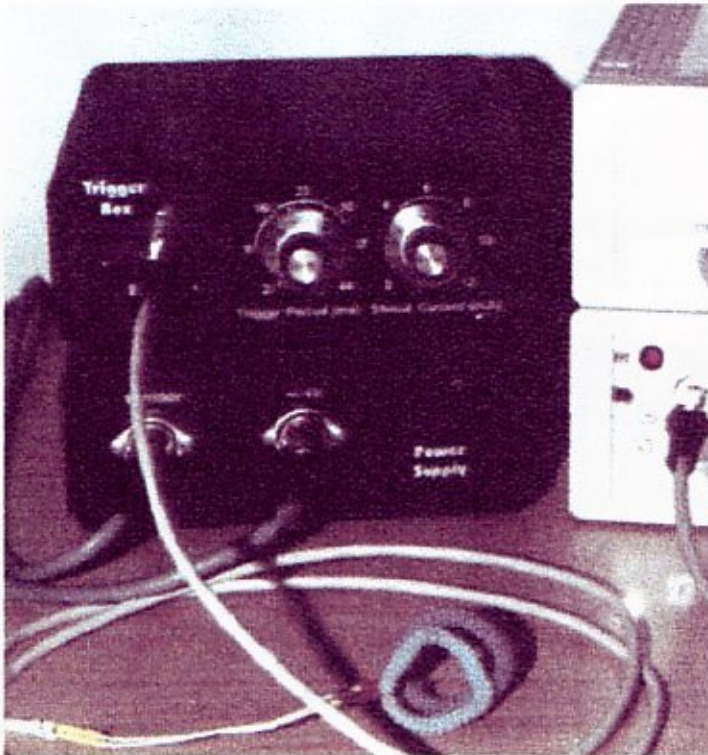


Abb. 6 Trigger Box mit Power Supply 13V/100V



Abb. 7 Stimulus Amplifier

Anlage D Blick in den PC mit Analog-Digitalwandlerkarte

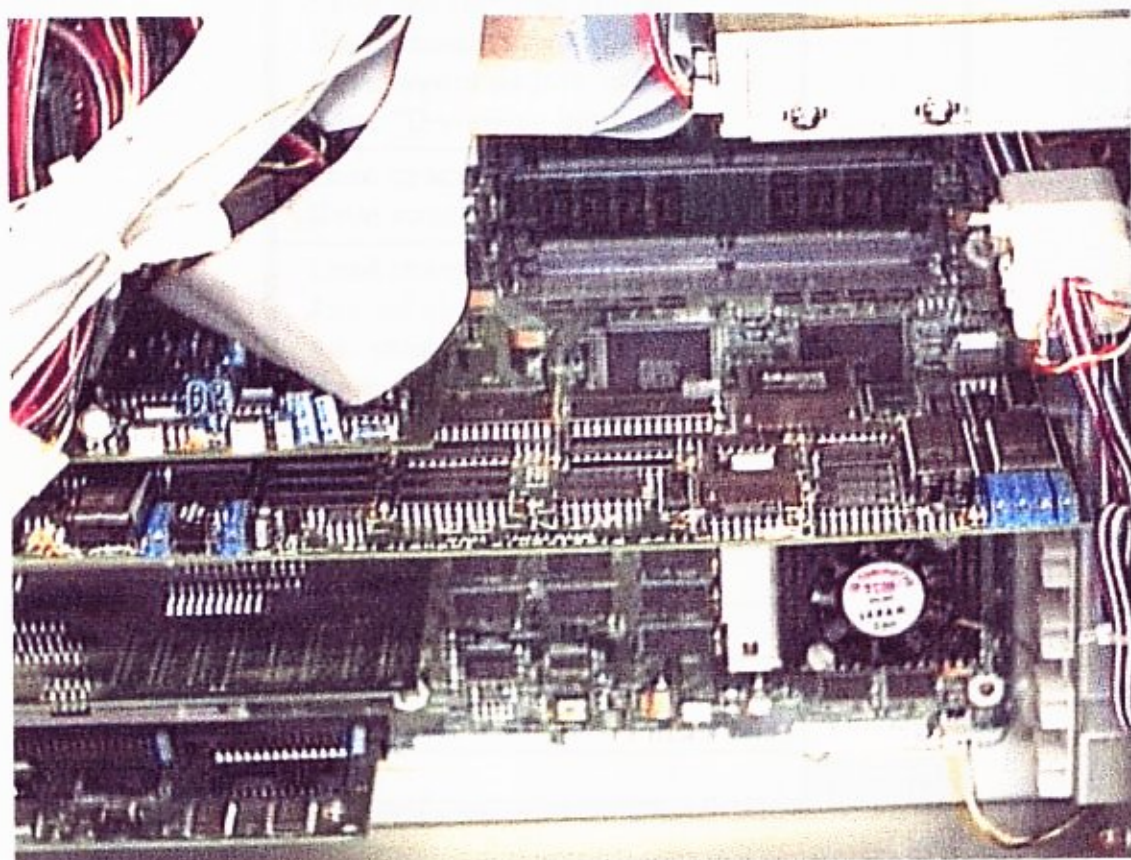
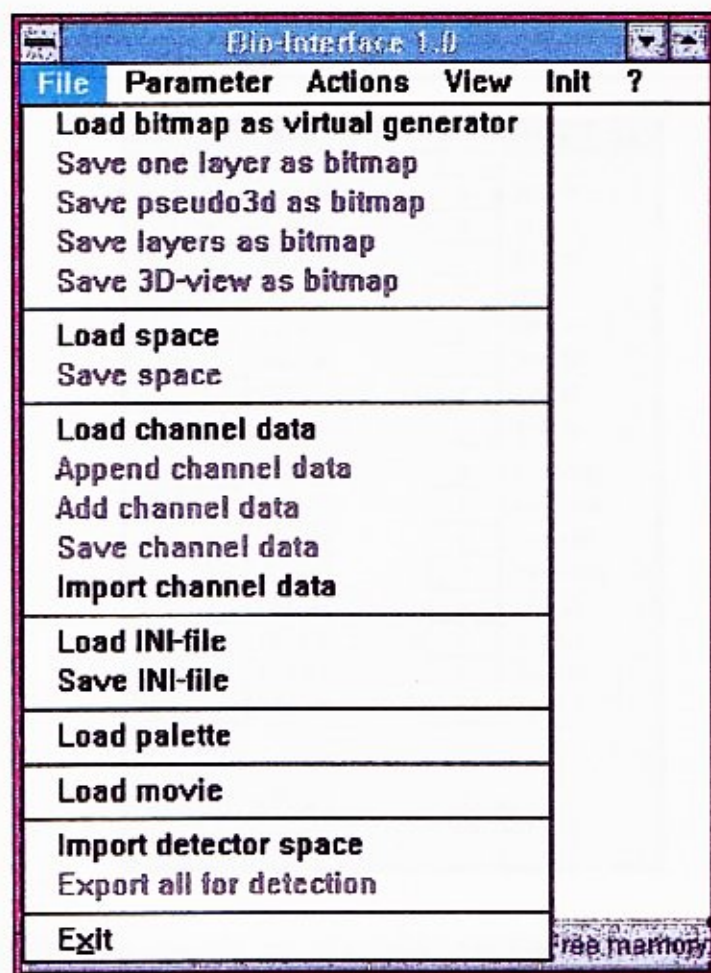


Abb. 8 PC mit Analog-Digitalwandlerkarte WIN30DS. An die Karte ist der digital steuerbare Verstärker angeschlossen

Anlage E

Menue Filemanagement



Anlage F

Dialog Hardware-Konfiguration

Fig-Interface 1.0

File Parameter Actions View Init ?

Digital configuration

☐ /sel9_16	☐ TP2_50
☐ /sel1_8	☐ TP2_10
☐ out_4	☒ HP3_30
☐ out_2	☐ HP3_3
☐ out_1	☐ HP3_03
☐ +Mes_on	☒ TP4_100
☐ /+off	☐ TP4_50
☒ +short	☐ TP4_10
☐ -short	☐ /TP4x100
☒ /-off	☒ HP3x1000
☐ -Mes_on	☐ /TP2x100
☒ AC_on	☒ HP1x1000
☐ HP1_30	☒ /V4x3,3
☐ HP_1_3	☒ /V3x3,3
☒ HP1_03	☒ /V2x100
☒ TP2_100	☐ /V1x3,3

☒ OK ☒ Abbruch

Date: 12-21-1995 Time: 13:23:39 h Start time: 00:00:00 00 h Free memory: 42433 KByte

Anlage G

Beispiel eines Initialisierungsfile

```
[BOARD]
ADBOARDADD=1792
ADBOARDINT=5
ANALOGBEREICH=0
MODUS=1
PORTKONFIG=22226014

[ZEITFUNKTIONEN]
ANZMESSWERTE=2048
AUFNAHMEANZAHL=1
VERSTAEKUNG=1000
DIFFMONO=0
2KHZ=0
DC=1

[VIRTZEITFUNKTIONEN]
IMPULSPERIODISCH=0
IMPULSINTERPOL=0
MASKENABSTAND=100
AMPL=1.0000
IMPSCANFREQ=2000.00
IMPULSBREITE=10
IMPULSFOLGE=0.0000 1.0000 0.3000 0.0000 -0.3000 -0.3000 -0.2000 -0.2000 -0.1000 -0.1000
RUHEPOTENTIAL=0.0000
REFRAKTAERZEIT=50
ABKLING=0
ABKLINGEXP=0.00 1.00
MONOCHROM=1
FREQVON=10000.00
FREQBIS=100000.00
KOMPAKT=1

[NACHBEARBEITUNG]
HOCHPASS=0
TIEFPASS=0
GLEICHTAKT=0
OFFSETAUSG=0
GLEICHANTEIL=0
FILTERBREITE=1
NORMINT1=0
EXPFKT=0
SIGMOIDFKT=0
ABSFKT=0
INVERSEZEIT=0
INVERSEVOLT=0
INVERSEPOLARISATION=0
POSITIVVERSCHIEBUNG=0
MAXTOAVERAGE=0
LOKMAXIMA=0
ZEITOFFSETS=0 0 0
POLARISATION=1.0000 1.0000 1.0000

[GENERATOR]
GENNOCHAN=3
GENXYZORD=0.0000 0.0000 0.0000 0.5000 0.5000 0.0000 0.0000 1.0000 0.0000
GENNAME=K1 K2 K3
GENORG=-1.0000 0.0000 0.0000
GENMATR=30 10 1
GENPHYS=3.0000 1.0000 0.0100
GENFREQUENZ=10000.00
GENGESCHWIND=100.00

[DETEKTOR]
```

DETNCHAN=3
DETXYZORD=1.0000 0.0000 0.0000 1.0000 0.5000 0.0000 1.0000 1.0000 0.0000
DETNNAME=K1 K2 K3
DETORG=-1.0000 0.0000 0.0000
DETMATR=30 10 1
DETPHYS=3.0000 1.0000 0.1000
DETFREQUENZ=10000.00
DETGESCHWIND=100.00
DETALGORITHMUS=2
DETALGOCONTINUE=0
DETINTERPOL=0
DETINTEGRAL=2
DETINTEGRATIONSINTERVALL=1
DETFAKTORK=2.00
COMPMULTIPLE=1
AMPLABKLINGFAKT=3.000000
KLASSEN=1
INTERFERENZSCHWELLE1=-30000.00
INTERFERENZSCHWELLE2=30000.00
MODEL=1

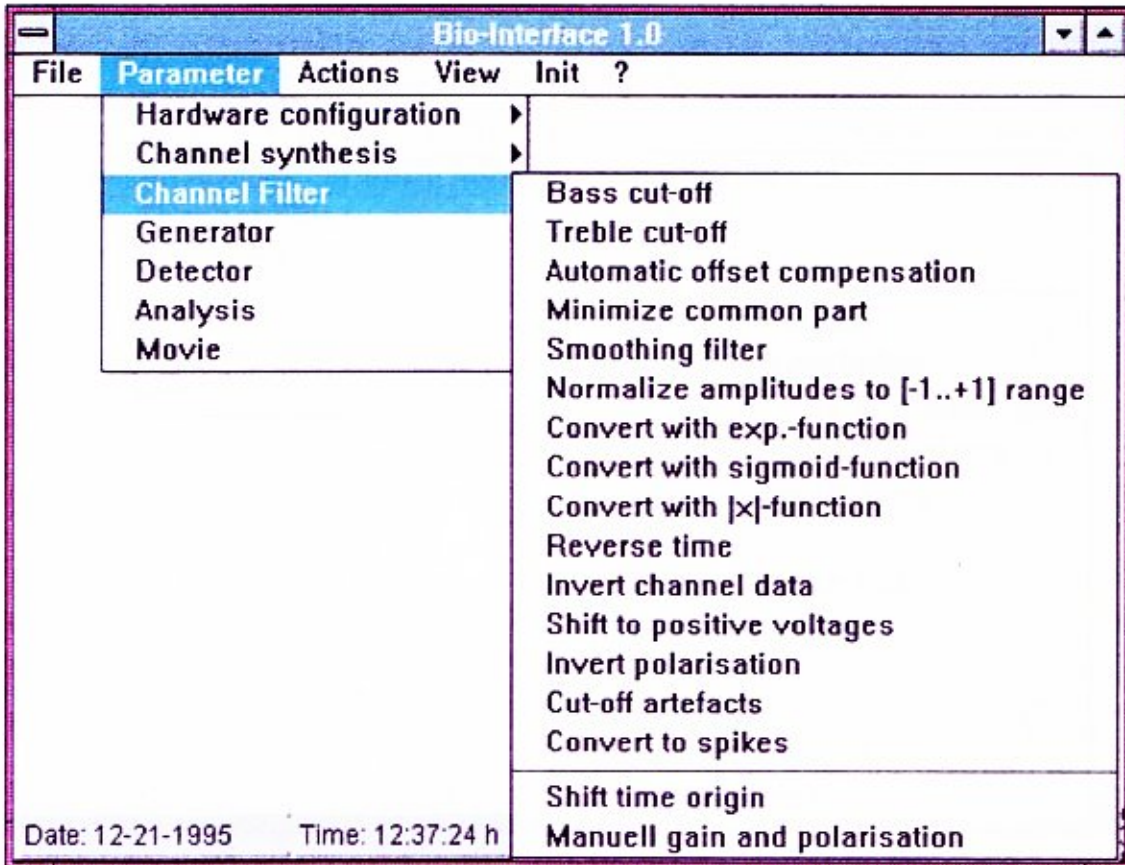
[ANSICHT]
BILDVORLAGE=1
BILDDARST=1
PSEUDO3D=0
SCHICHT=0
BILD3D=0
MOVIE=0
ANALOGDATEN=0
MASKEN=0
PALETTE=0
SKAL=0
ANALOGUNTER=1
AUTOTIMESKAL=0
SKALZEIT=0.0100
DIVZEIT=10
AUTOVOLTSKAL=1
SKALSPANNUNG=5.0000
DIVSPANNUNG=1
PALRANGE=0
PALBEGIN=0.0000
PALEND=1.0000
COLRANGE=0
COLBEGIN=0.0000
COLEND=1.0000
ENERGY=0
AUTOENERGY=0
ENERGYMIN=1500.3254
ENERGYMAX=8486.5288
EINZELBILDNORM=0

[PSEUDO3D]
XWINKEL=30.00
YWINKEL=60.00
ZWINKEL=0.00
HOEHE=0.20
EXPANSTIEG=1.00

[MOVIE]
PICMULTIPLE=1
DIRECTION=1
REPEAT=0
MOVIEID=aa_
MOVIEBEGIN=0
MOVIEEND=1

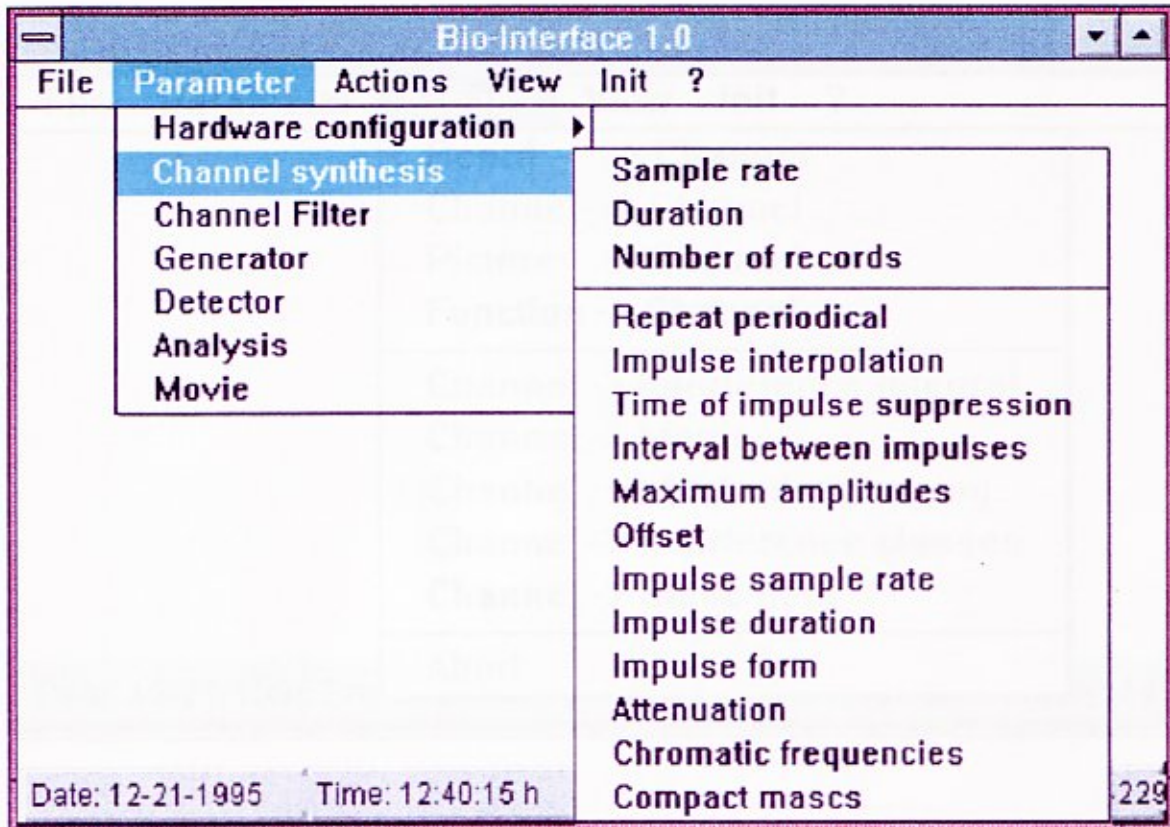
Anlage H

Menue Channel-Filter



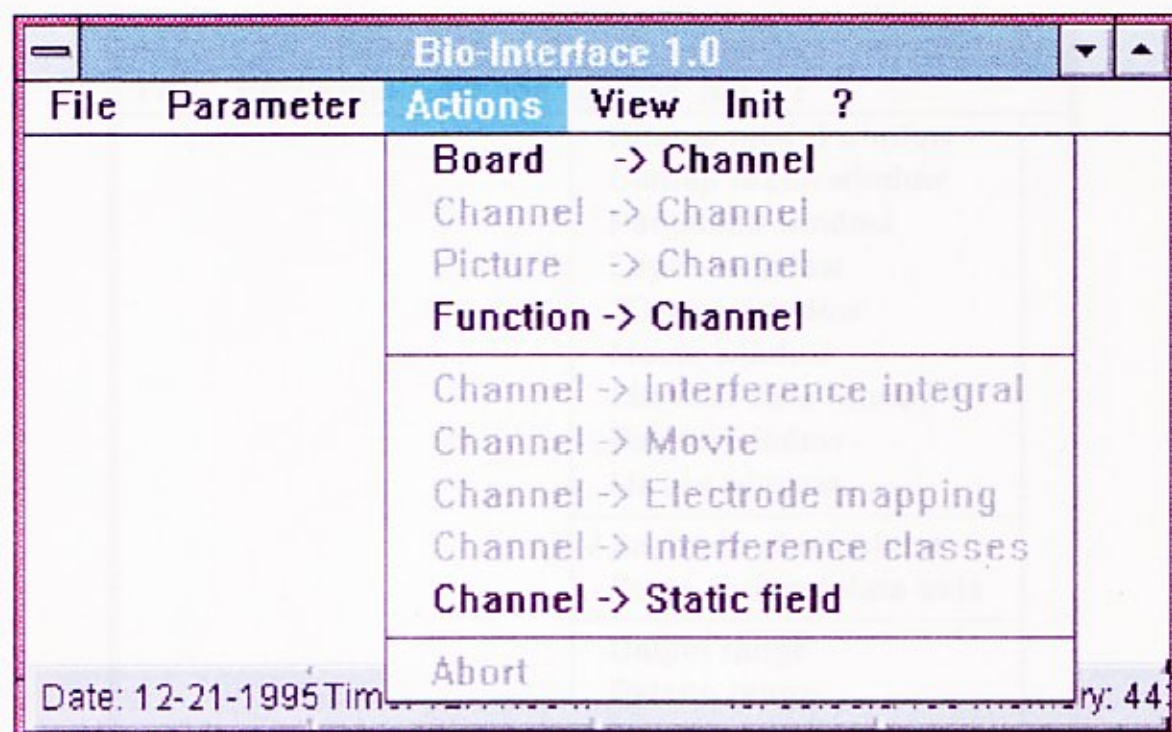
Anlage I

Menue Virtuelle Kanalsynthese



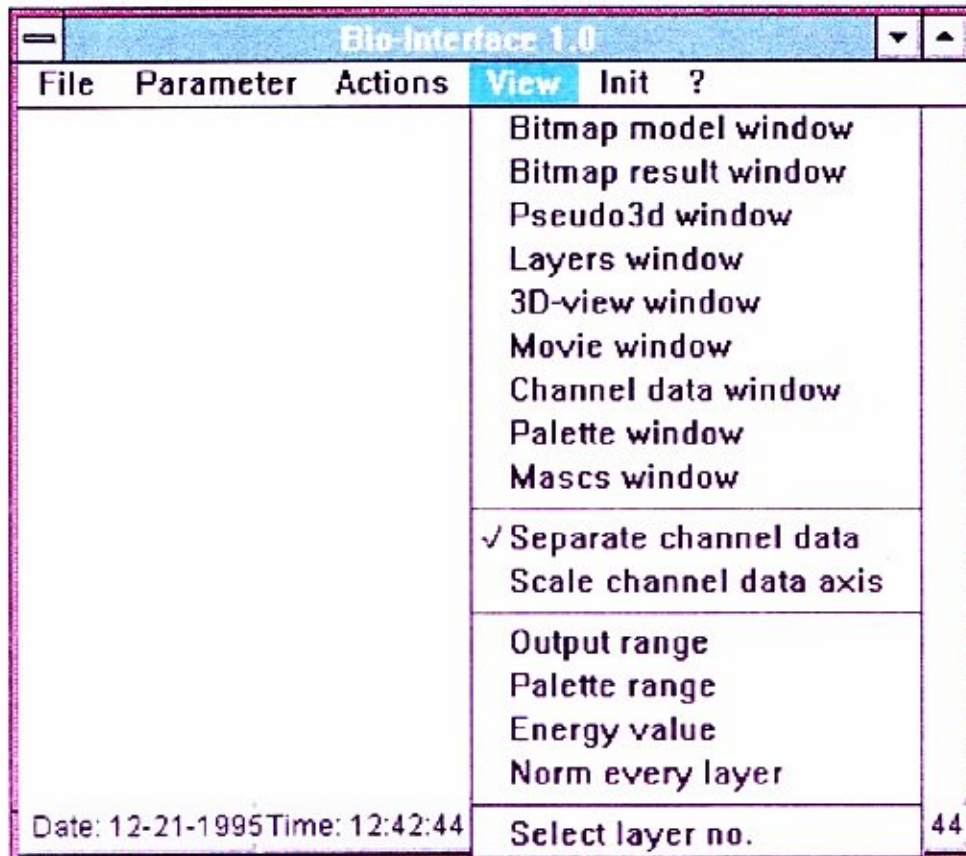
Anlage J

Menue der Aktionen



Anlage K

Menue der Darstellungsprogramme



10. Medicine

10.1 Parallel Interference Transformation to Simulate Nervous Activity

*Dr. Gerd K. Heinz, Sabine Höfs und Ingo Koepp
Gesellschaft zur Förderung angewandter Informatik e.V.
(GFaI, Germany)*

Keywords: Pulse propagation in neural networks, addressing principles, Interference Transformation

Research Project

Until now the interpretation of nervous activity in biological systems is difficult. On the basis of interference theories [1...4] of the nervous system we try to compute addresses and contents of bio-neural data streams. The main topic of the project is the development of a prototype hardware to receive neural data and the development of a simulation and analysis tool called 'Bio-Interface' [5] to perform Heinz's Interference Transformation (HIT).

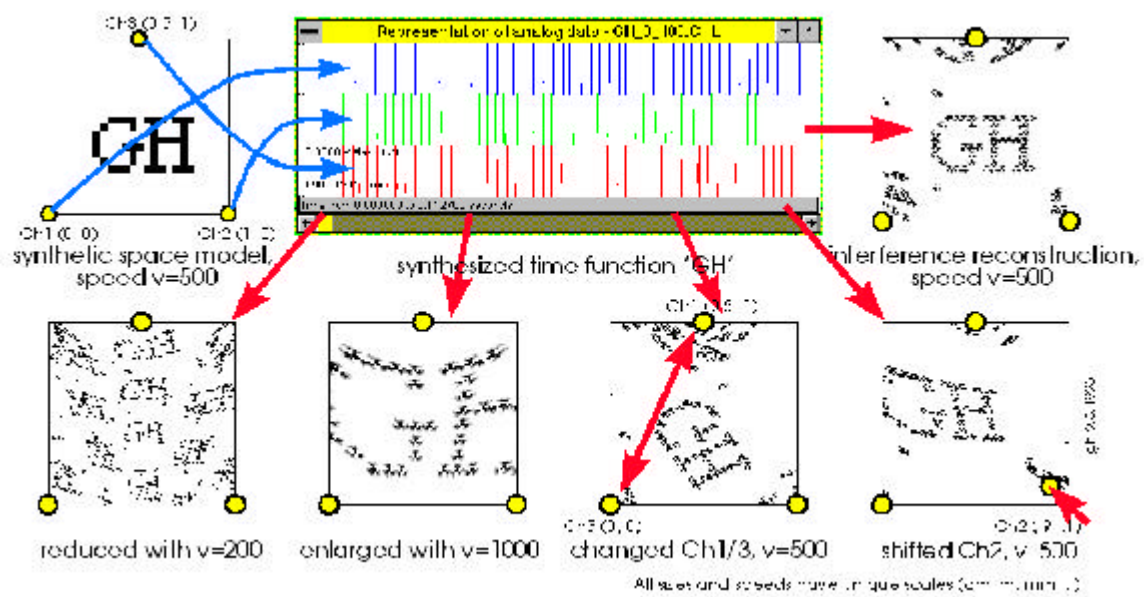


Fig. 10.1: Interference reconstructions of a synthesised neural data stream. To test the algorithms, known, synthesised data streams 'GH' yield the best results. Each black point of the space model symbolises a spiking neuron. After a refractivity period the next neuron is able to spike. With the marked speed the wave front of one impulse reaches the channel destinations (Ch1...3) at different times. Dependent on the medial speed, or variations of the channel source points, the reconstruction shows interesting variations of the resulting interference figures.

Dynamics of Neural Systems

With currently known methods understanding of neural activity is difficult. A key experiment [2] shows that the nervous system has the ability to propagate pulse-coded information in different directions. Pulses reach their destination(s) on different ways (nervs). The relative forthcoming of partial pulses codes the location or destination address. The energy to stimulate any neuron has maximum values at the locations of pulse interference. Thus, to prove locations of excitement, we have to calculate the energy field, called the interference image or the interference map. Interference mechanisms define the relations between source and destination addresses of any neural information.

Also biological systems fix the references between motion, code and the location of storage places through interference mechanisms. Comparable with optical diffraction, a neural system stores its information in a holographic form. Only if we are able to measure neural interference spaces, we get some possibilities to understand main information processing principles of biological systems.

HIT-Task

The task is, to get different located serial data streams from an object (bio-neural network, acoustic space), and to reconstruct the observed space in form of two or three-dimensional (interference-) maps. To measure neural systems, the PC-AT has electrode preamplifiers and analog-digital converters for all channels. For example, the PC-system performs sample rates up to 100 000 kHz for 8 channels.

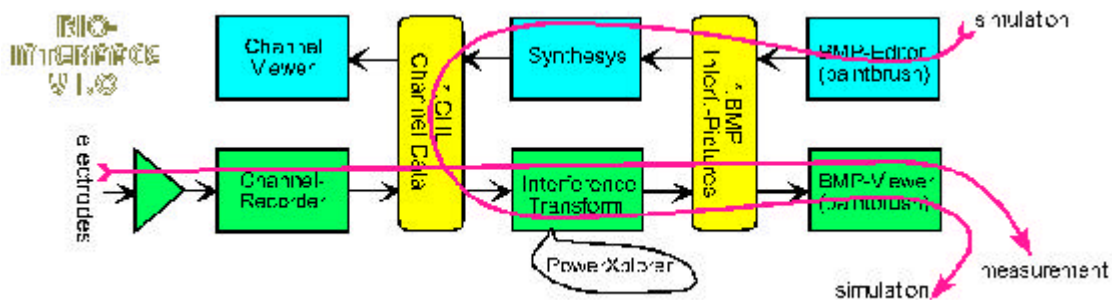


Fig. 10.2: Structure of the neural interferometer 'Bio-Interface'. Beside EEG-, EKG-, ENG- and EMG-measurements it is possible to synthesise time functions for simulations

Dependent on the measured time, channel data with 12 bit solution have typical sizes from 1k to 100k samples. To calculate an interference integral for each point of the receiving space means the numerical integration about 1k to 100k long channel data for each pixel of the interference map. The PC-AT based prototype solution produces neural interference images usable for tasks in medical research as well as for scientific applications. A gigantic amount of computational power is necessary to solve such interference transformations within a few hours.

To test the system, we use a unique test channel data stream. A DOS 6.1 version running a PC-AT 486-DX2-66MHz terminates after 15:23 hours. A much more comfortable program version with some user interaction (it outputs the current mask and the mask number and it processes the entry queue after each integration) under MS-Windows for Workgroups (WfW) needs 28:30 hours - to much to finish this job over night. Hence, only parallelization can speed up the computation.

Power Xplosion

As we can calculate the HIT for each point of the result-space independent of each other, the pixel maps to be computed share among the nodes. In this way, a coarse grained parallelization is feasible – with a very low demand for communication between PowerXplorer and host and no demand for

communication between various PowerXplorer nodes. Hence, we can speed up the interference transformation linearly with the number of nodes in a parallel computing environment.

A transputer based hardware accelerates the PC-AT with eight INMOS T805 TRAMs on a PC-board. The computation time for the same task decreases to 54 minutes.

An eight node PowerXplorer cluster shows an increasing speed up (Fig. 3). For one PowerPC-node we find a speed up factor 30 against a PC-WfW standard solution with one node. The total speed-up for eight PowerPC-nodes compared to the WfW-solution is 244 - nearly a power explosion.

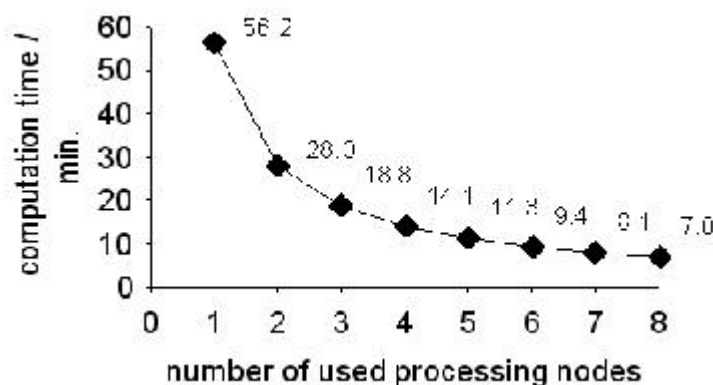


Fig. 10.3: Computation time for a PowerXplorer using up to eight nodes

Test data:

image size (x * y * z):	300 * 300 * 1
samples of neural data stream:	4285
number of channels:	8
algorithm:	exp(3 channel's_sum)
test picture:	synthetic channel generation 'GH' with 46 pulses

Bibliography

- [1] Heinz, G.: Neuronale Interferenzen oder Impulsinterferenzen in elektrischen Netzwerken. Autor gleich Herausgeber. GFaI Berlin, Dez. 1994, 400 S., in Vorbereitung zur Publikation.
- [2] 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
- [3] Heinz, G.: Modelling Inherent Communication Principles of Biological Pulse Networks. Systems- Analysis- Modelling- Simulation (SAMS), Gordon & Breach Science Publ., SAMS 1994, Vol.15, pp.151-158
- [4] Höfs, Sabine; Heinz, Gerd: Bio-Interface: Vorstellung eines neuartigen Meßgeräts und Simulators für Räume neuronaler Interferenz. Vortrag zum Workshop 'Biologieorientierte Informatik und pulspropagierende Netze', GMD-FIRST Berlin, 18.11.94, Veranstalter GFaI e.V. Berlin.

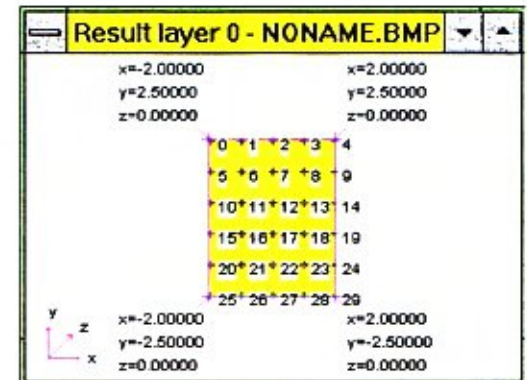
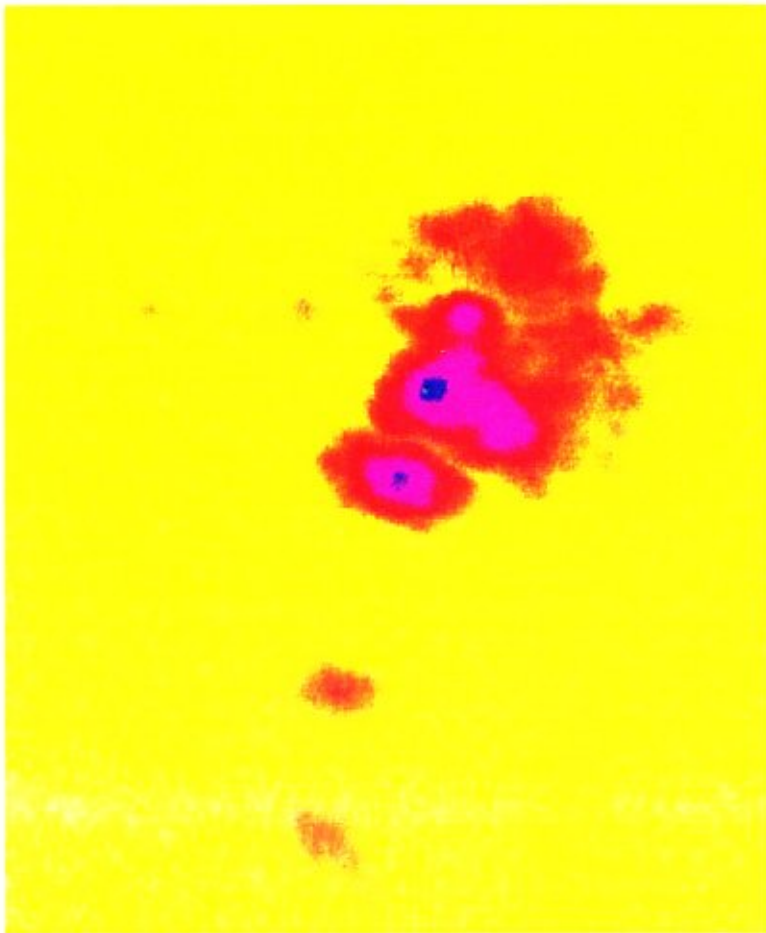
Contact address

Contact: Dr. Gerd K. Heinz
Institution: Gesellschaft zur Förderung angewandter Informatik e.V. (GFaI)
Mail: Rudower Chaussee 5, Haus 13.7
D-12484 Berlin
Germany
Phone: +49 30 6392 1624
Fax: +49 30 6392 1602

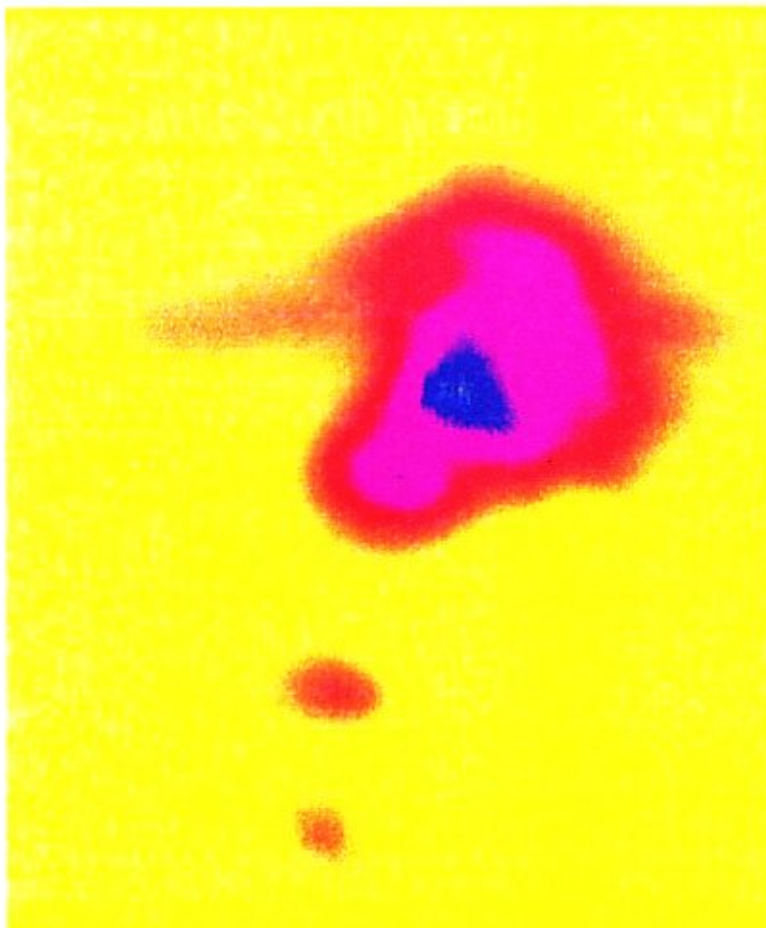
Citation

Jan Knop, Peter Schreiber (Editors): Power Xplorer User Report - Applications and Projects on the Parsytec PowerXplorer Parallel Computer. A Collection of Scientific Reports on Research Results and Application Fields of Parallel Computing. Düsseldorf, Germany, Second Edition, June 1995

30-Kanal-ECoG Integral 1s, 2kHz additiv, k=1

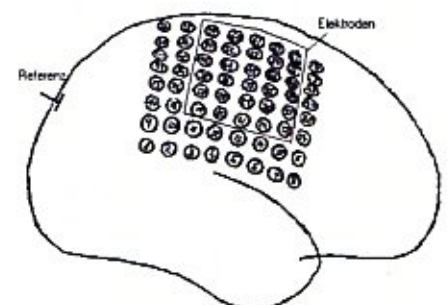
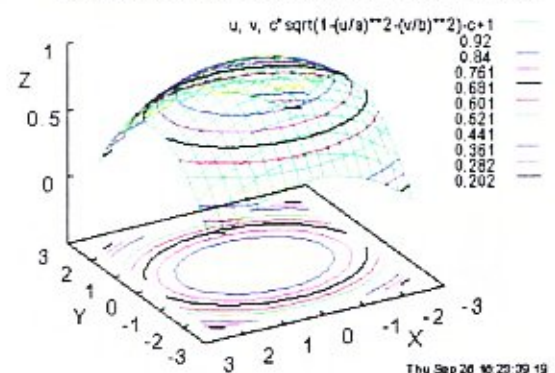


ebene
Elektrodenanordnung

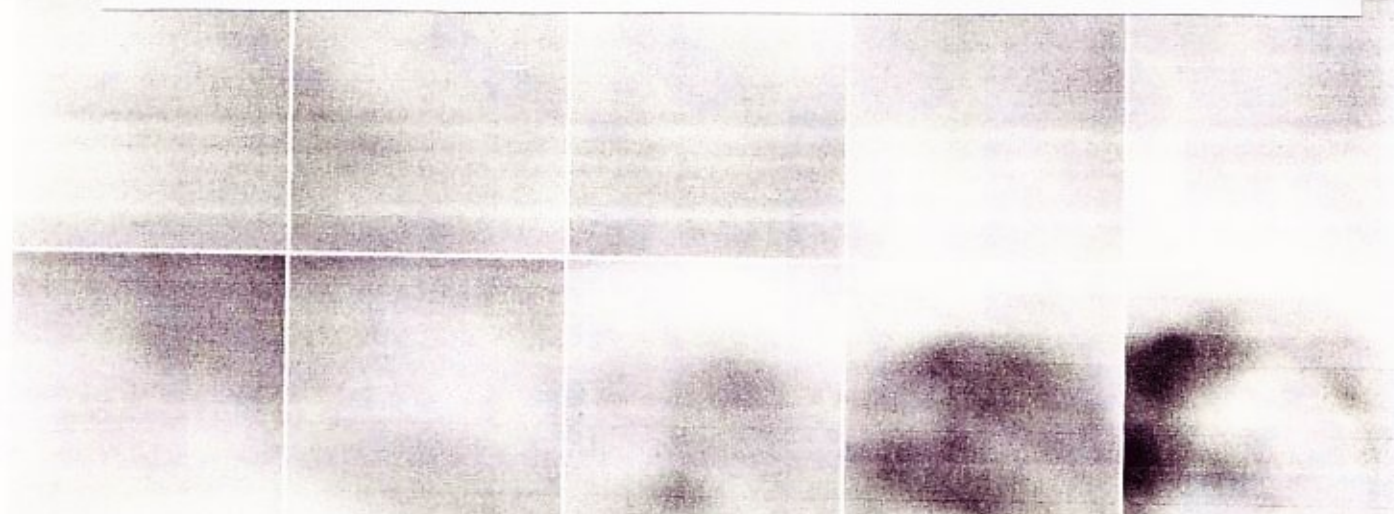


elliptische
Elektrodenanordnung

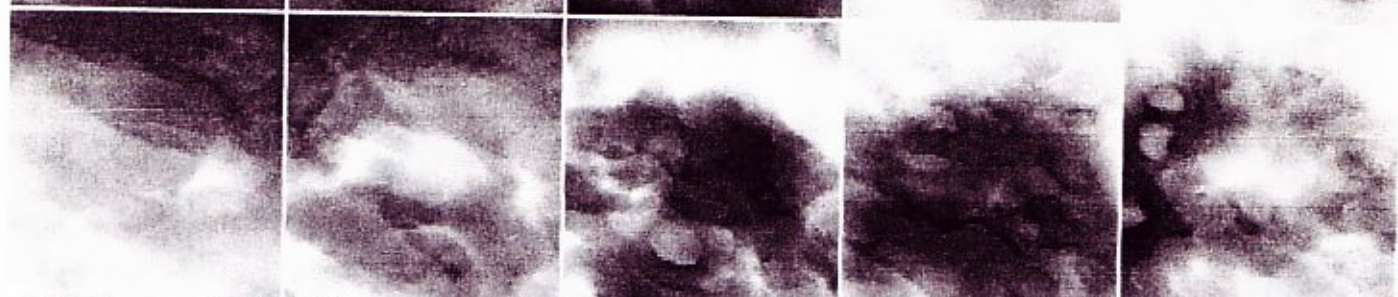
Elliptische Elektrodenanordnung $a=16/2$, $b=c=12/2$



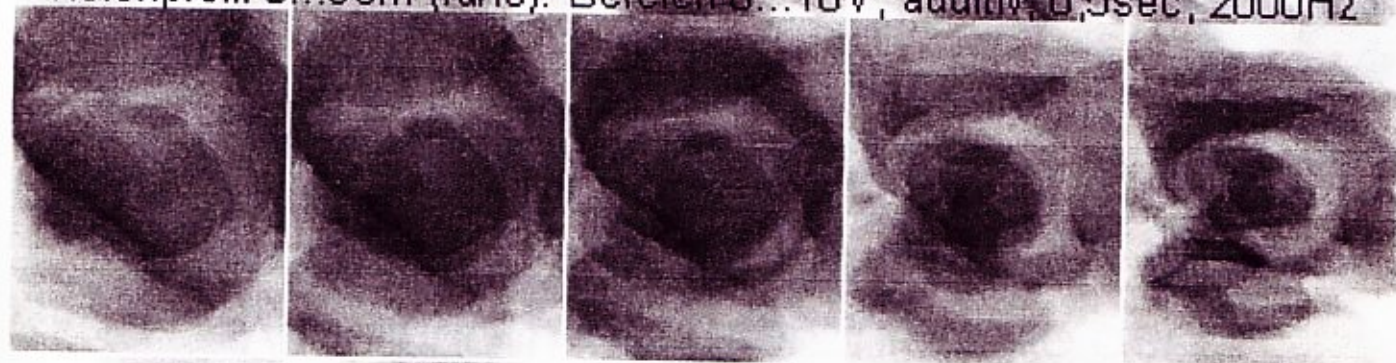
**Anlage M2: 30-Kanal-ECoG Interferenz-Integral eines Epilepsieherdes,
Interferenzklassen mit Tiefenprofil**



Tiefenprofil 0...9cm (ru/lo). Bereich 0...30V, additiv, normiert, 0,5sec.

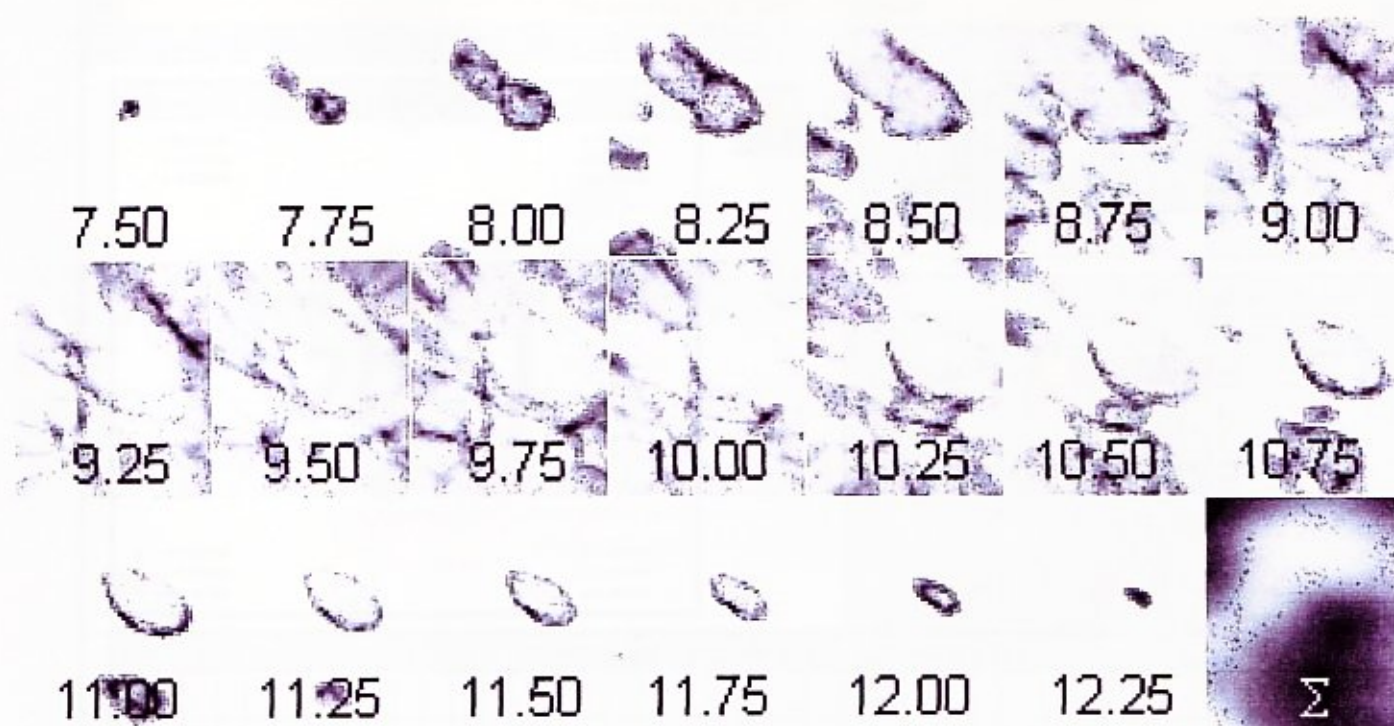
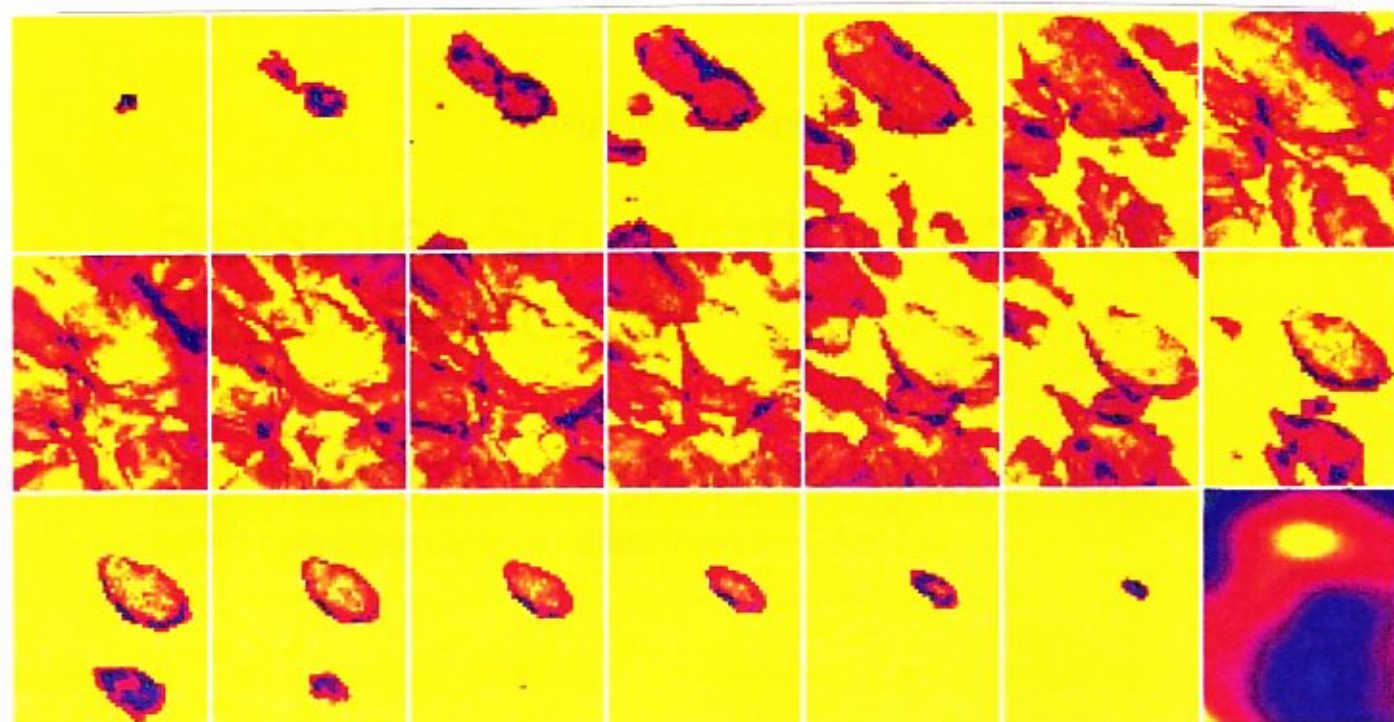


Tiefenprofil 0...9cm (ru/lo). Bereich 8...10V, additiv, 0,5sec, 2000Hz



Tiefenprofil 0...9cm(ru/lo). Bereich 7,5...9V, additiv, 0,5sec, 2000Hz

Anlage M3: 30-Kanal-ECoG Interferenz-Integral eines Epilepsieherdes,
kurze Integrationsintervalle, enge Interferenz-Klassen



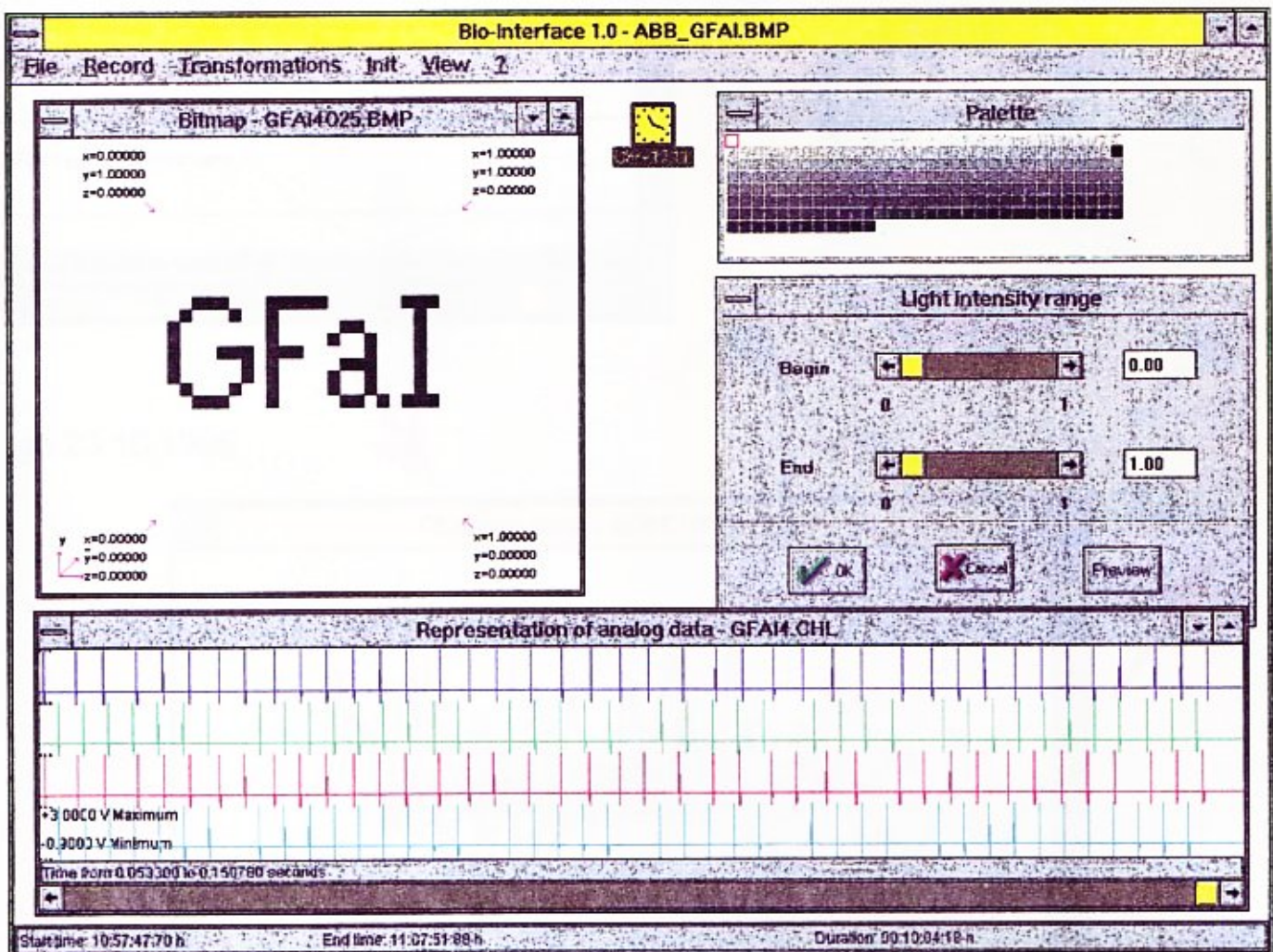
Aufteilung in Interferenzintervalle der
Breite 0,25V. 30-Kanal-ECoG, 2kHz,
Integrationsintervall 50ms

10.11.25

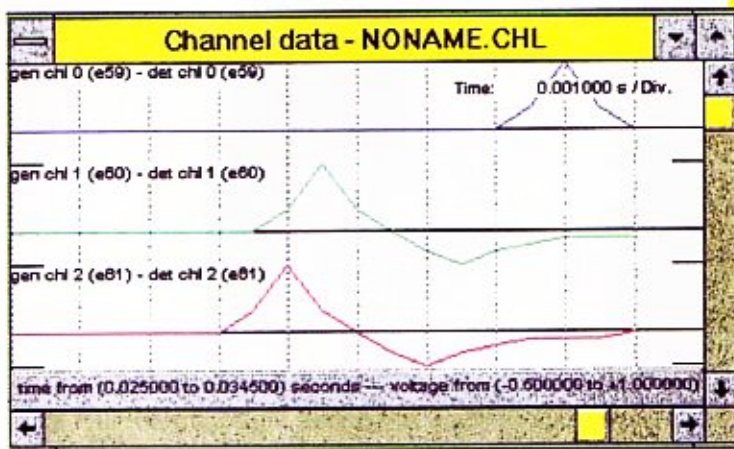
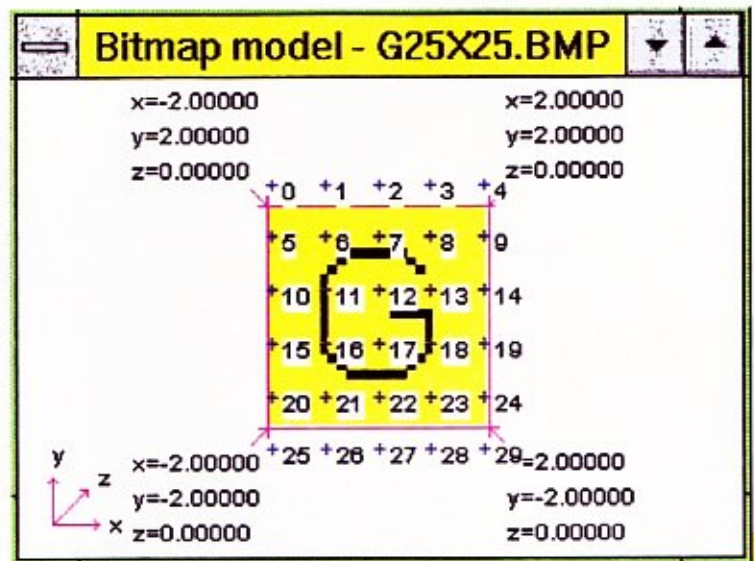
Anlage M4: Beispiel-Simulation mit dem Bio-Interface

Beispiel-Simulation mit dem Bio-Interface

Der Informationsgehalt der im unteren Teil des Bildes dargestellten Kanaldaten ist zu bestimmen. Die Rückfaltung liefert das oben links zu erkennende GFaI-Logo.



Realitätsnahe 30-Kanal ECoG- Simulation



gh 23.10.1995

