

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 Koeppe, 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.

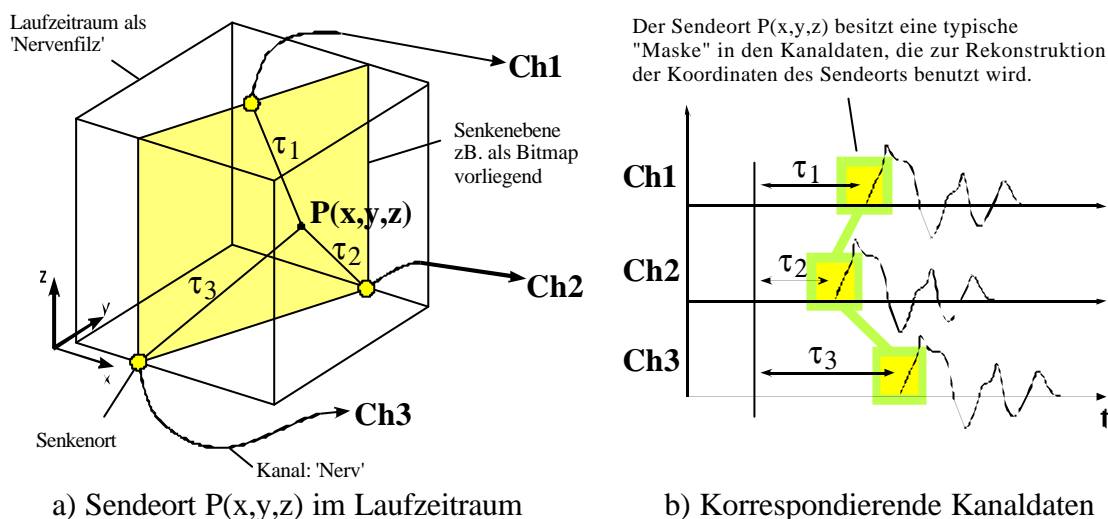


Bild 1: Prinzip der Interferenzfaltung ausgehend von einem Laufzeitraum

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.

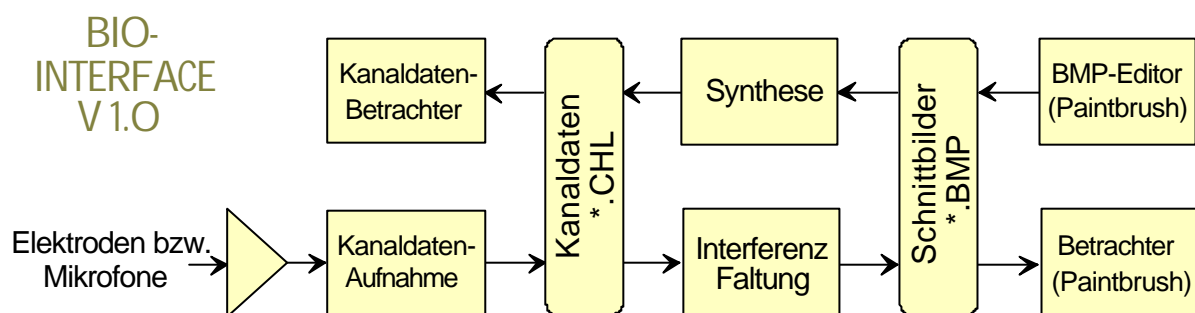


Bild 2: Struktur des Interferenz-Meßgeräts und -Simulators 'Bio-Interface'



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 'Nervenfilz' 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 $n = 3$)).

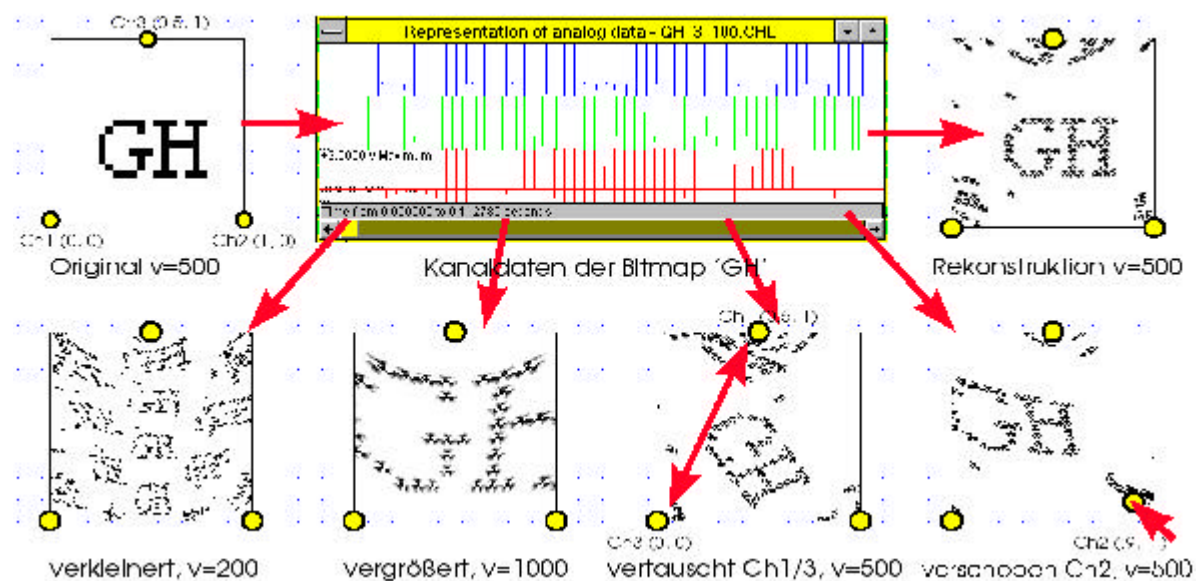


Bild 4: Erste, hochauflösende Übertragungen von Interferenzbildern über drei (Nerven-) Kanäle in der Simulation



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. Idealisiert 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 aufgehhalten 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 zusätzlich 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).

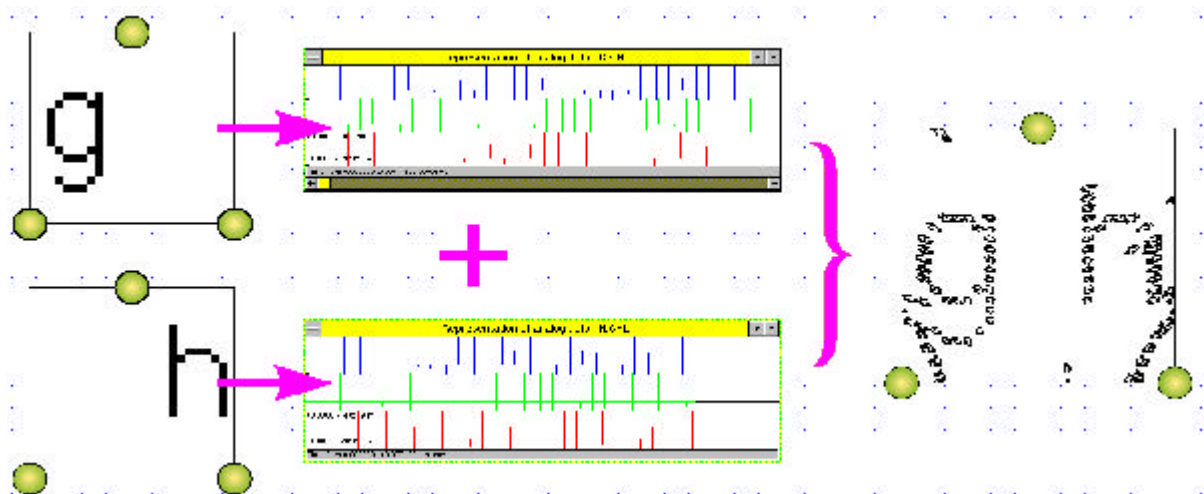


Bild 5: Verkopplung zweier Datenströme mit konjunkionaler Abbildung

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, feuerrnde 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.

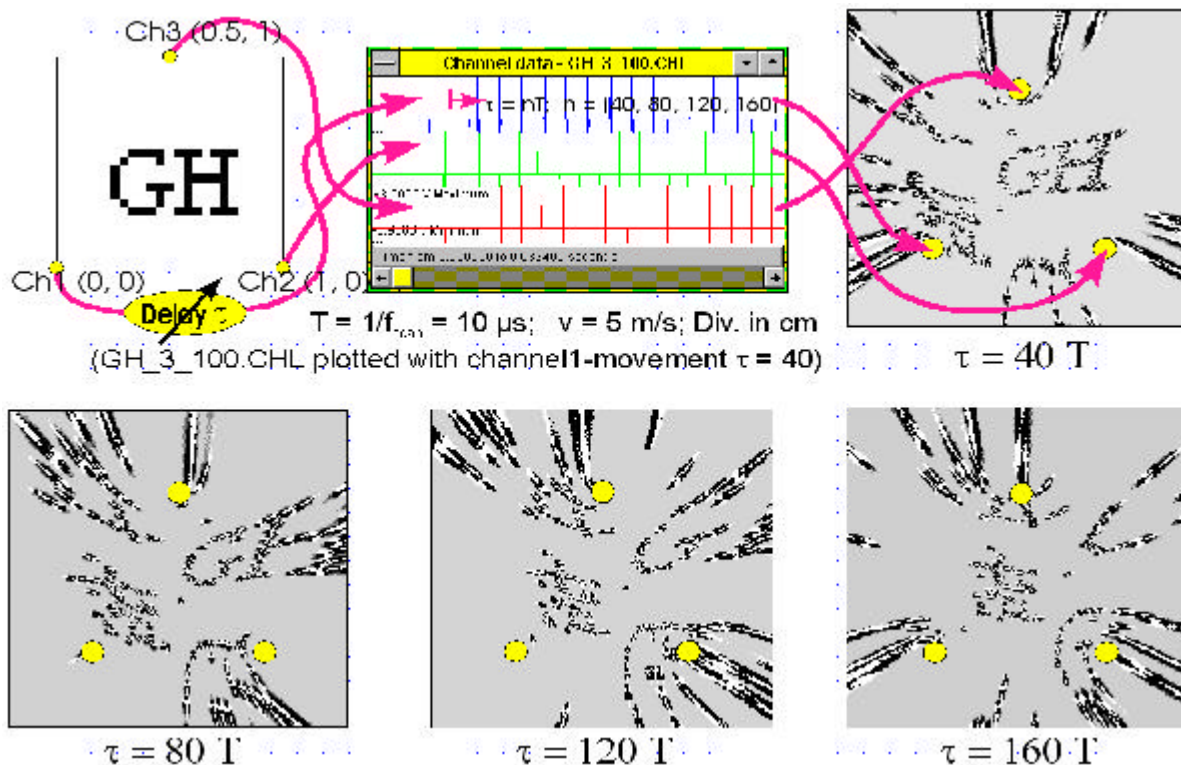


Bild 6: Zur interferenziellen Wirkung nichtunitärer Kanal-Verzögerungszeiten

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

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

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 $g_i(t)$ 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.

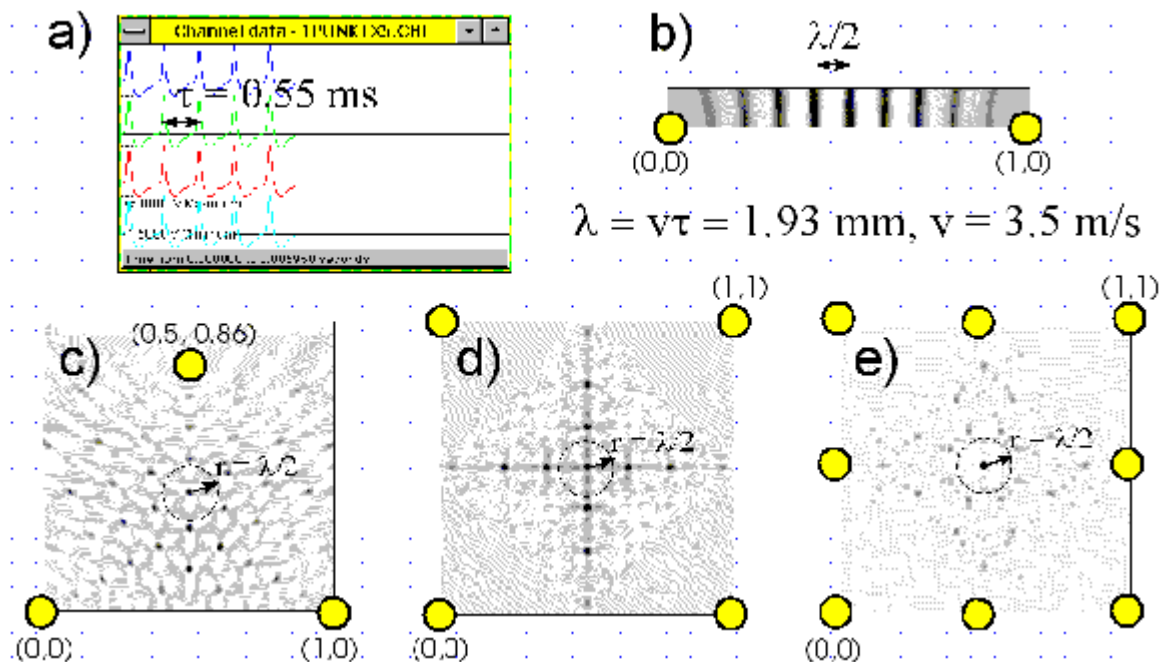


Bild 7: Fremdinterferenzen als Spektren simulierter, neuronaler Interferenz; a) Zeitfunktionen 4-Kanal, b)-e) Bilder verschiedener Kanalzahlen

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 Refrakterität 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 vektoriiellen Überbestimmtheit des Systems die Speicherung von Amplituden bereits

wieder aus, was im Bild recht deutlich wird. Das mag andeuten, warum unser visuelles, cortikales 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.

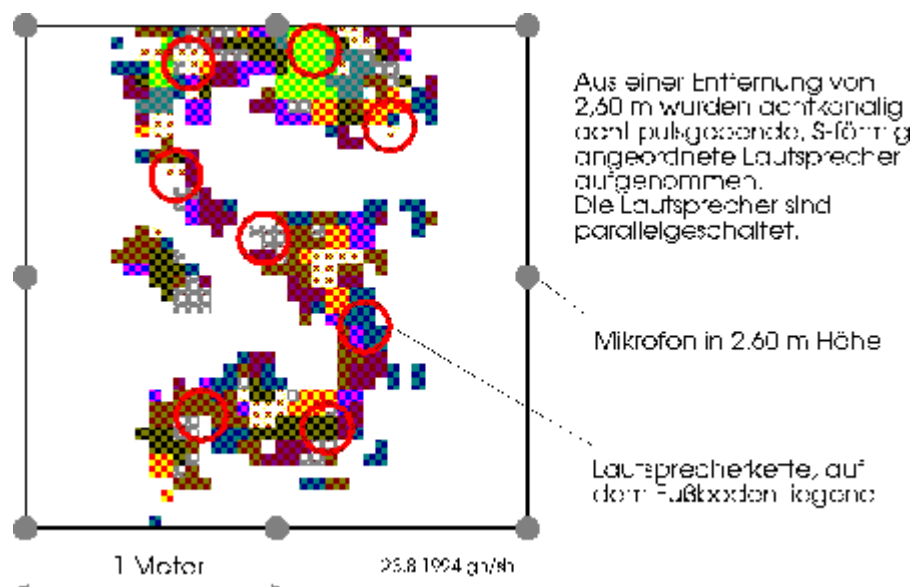


Bild 8: Akustisch 8-kanalig aufgenommenes Interferenzbild einer S-förmig ausgelegten Lautsprecherkette

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 Refrakterität 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