

G. Heinz

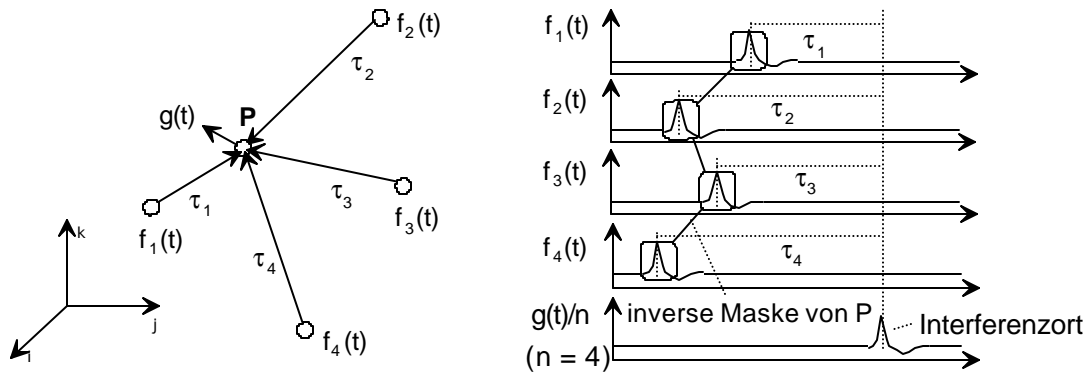
# Wave Interference Technology - Übergänge zwischen Raum und Zeit

Mehrfachausbreitung eines Signals auf verschiedenen Wegen, wie im Daumenexperiment belegt [3], schien bislang informatisch belanglos. Verschiedene, zeitlich-räumliche Verhältnisse in nervlichen Dimensionen sind mit Interferenzabbildungen modellierbar. Der Einfluß von Leitgeschwindigkeiten, Kanalzahl und Zeitfunktionsparametern wird erörtert. Anhand einfacher Simulationsexperimente mit pulsierenden Wellenfeldern werden grundlegende Eigenschaften einfachster Interferenzkreise in Raum und Zeit diskutiert. Im Gegensatz zu Kohonen-Karten [15] zeigen Interferenzkreise spiegelverkehrte Projektionen [8].

## Zeitfunktionen im Raum, Maske

Betrachten wir die Interferenz von Zeitfunktionen im Raum. Die *Interferenzsumme* oder die *Welleninterferenz* von  $n$  diskreten, verzögerten Zeitfunktionen  $f_k$  sei bezeichnet zur Zeit  $t$  am Ort  $P(x_0, y_0, z_0)$  mit

$$g(t) = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n f_k(t - \tau_k), \quad k = 1 \dots n$$



**Abb. 1:** Nur bei Zeitfunktionen mit einer Anordnung von Spikes entsprechend der (dargestellten) inversen Maske des Ortes P entsteht maximale Interferenz in P

Als *Interferenzintegral* von  $n$  um  $\mathbf{t}_k$  verzögerten Zeitfunktionen über einen Zeitraum  $T$  bezeichnen wir (man beachte eine positive Zeitachse bei inverser Maske)

$$y(t) = \frac{1}{nT} \int_{-T/2}^{T/2} \sum_{k=1}^n f_k(t - \tau_k) dt, \quad k = 1 \dots n$$

Signale verschiedener Quellorte, die mit verschiedenen Verzögerungen eintreffen, bilden den *Effektivwert* des Interferenzintegrals in Analogie zu elektrischen Systemen

$$y_{eff} = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{nT} \int_{-T/2}^{T/2} \sum_{k=1}^n \sqrt{f_k^2(t - \tau_k)} dt, \quad k = 1 \dots n$$

Für den Sonderfall *homogener* Laufzeiträume besteht zwischen Entfernung und Verzögerung ein Zusammenhang. Die Verzögerung  $\tau_k$  einer Zeitfunktion ergibt sich aus räumlichem Abstand und Geschwindigkeit  $v$ .

$$\tau_k = \frac{1}{v} \sqrt{(x-x_0)^2 + (y-y_0)^2 + (z-z_0)^2}$$

Im *inhomogenen* Raum (Nervennetz) wäre eine meßtechnische Ermittlung der  $\tau_k$  zu empfehlen.

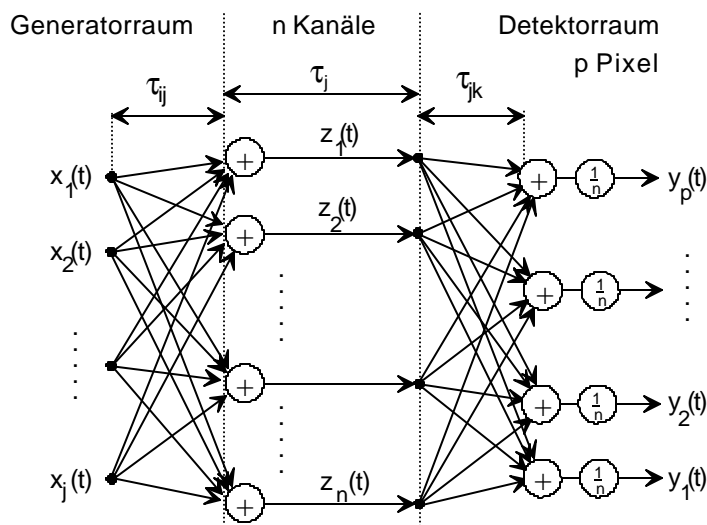
Als *Maske*  $M$  eines Quellortes  $P$  in Bezug auf aufnehmende Sensororte bezeichnen wir einen Vektor der Verzögerungen mit

$$M = (\tau_1, \tau_2, \dots, \tau_n)$$

wobei  $n$  wieder die Kanalzahl darstellt. Betrachten wir die Ausbreitung von Signalen in umgekehrter Zeitrichtung (Abb.1), so ist die *inverse Maske*  $M^* = -M$  von Belang. Man beachte, daß jeder Punkt  $P_v$  im Raum eine andere Maske besitzt.

### Ein einfacher Interferenzkreis

Betrachten wir eine Anordnung, bei der sämtliche Quellsignale  $X$  von Kanälen  $Z$  aufgesammelt werden, um hernach in einem Detektorraum  $Y$  zu interferieren.



**Abb. 2: Einfacher Interferenzkreis. Alle Leitbahnen besitzen längenproportionale Verzögerungen, die nicht vernachlässigbar sind (Quelle [1])**

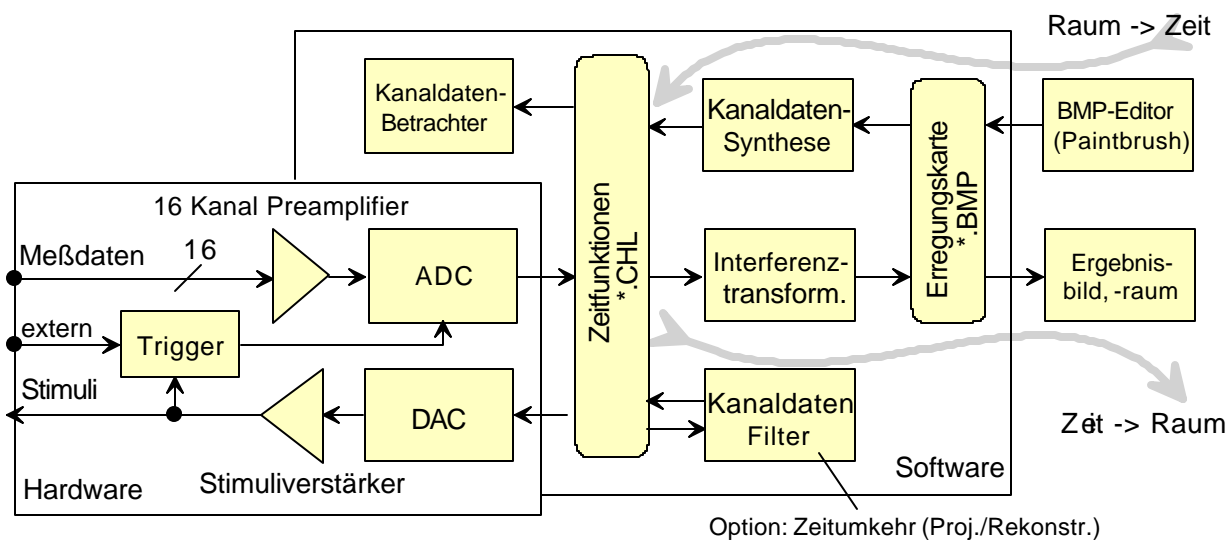
Als einen solchen Interferenzkreis könnte man sich eine optische Linsenordnung vorstellen (wobei die Verzögerungen der Kanäle  $\tau_j$  entsprechend der Linsendicke unterschiedlich gewählt werden würden), oder es könnte eine akustische Aufnahmeanordnung mit einem Mikrofonarray sein. Auch pulsende Nervenzellen [11] kämen in Betracht. Der Generatorraum würde in diesem Fall z.B. von Sensoren der Hand gebildet, Kanäle könnten z.B. die Nerven N. radialis, N. medianis und N. ulnaris, der Detektorraum könnte eine Region des Rückenmarks sein.

Betrachten wir ein Signal, welches sich auf verschiedenen Wegen durch diese Anordnung hindurch ausbreitet, ist der zu messende Effektivwert des Interferenzintegrals umso höher, je korrelierter die Partialsignale *am Verknüpfungsort* erscheinen (Prinzip der optischen Abbildung). *Gleichanteilsfreie* Signale werden vorausgesetzt. Wird z.B. von einem spikenden Neuron ein solcher Effektivwert gebildet, und wird die Ausgabe mit einer Schwellwertfunktion getriggert, erscheint nur dann eine Ausgabe, wenn die *zeitliche* Korrelation ideal ist, d.h. wenn die Summe aller Verzögerungen auf jedem Weg zwischen Vorlagepunkt und

Bildpunkt identisch ist. Bei dieser Anordnung können die Kanäle im Mittelteil um gleiche Verzögerungen verlängert oder verkürzt werden. In der Natur treffen wir oft eine Myelinisierung langer Leitbahnen an, damit wird offenbar die Laufzeit in den Kanälen verkürzt.

## Berechnung von Interferenzabbildungen

Analytische Ansätze zur Berechnung einfachster Interferenzkreise bei Vorgabe mehrerer Quellfunktionen unterschiedlicher Orte scheitern am Rechenaufwand. Deshalb wurde ein Programmsystem *PSI-Tools* (PSI - parallele und serielle Interferenz) zur Berechnung von Interferenzabbildungen geschaffen. Dieses baut auf aus Abb. 2 ableitbaren Verknüpfungsgleichungen auf, die als sog. *Interferenztransformation* (HIT) eingeführt wurden. PSI-Tools gestattet es, Kanaldaten ausgehend von einer räumlichen Anordnung im homogenen Raum zu synthetisieren oder aus Kanaldaten Wellenfelder (Interferenzsumme) und Interferenzintegrale zu berechnen [6].



**Abb. 3: Messsystem und Interferenzsimulator mit PSI-Tools.**  
**ADC: Analog/Digital-Converter, DAC: Digital/Analog-Converter**

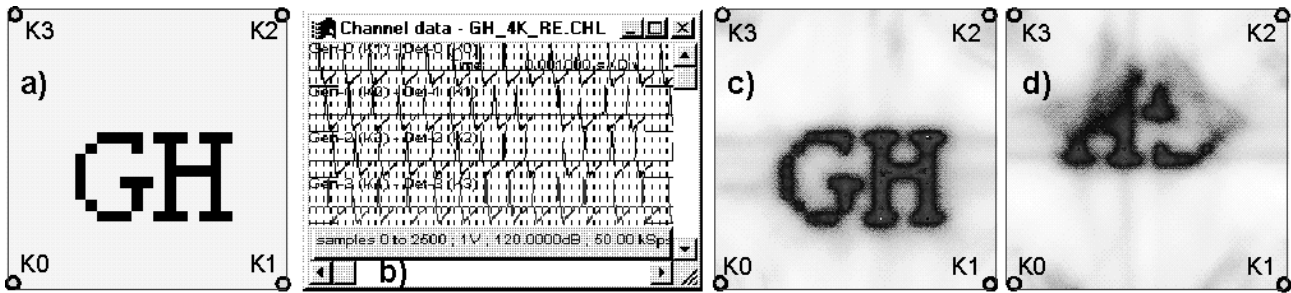
## Experimente in Raum und Zeit

### *Interferenzabbildungen: Projektion contra Rekonstruktion*

Von einem Generator in Form einer Bitmap können Zeitfunktionen an verschiedenen Orten synthetisiert werden, Abb. 4. Um fehlerfreie Interferenz in überbestimmten Systemen zu erhalten, rechnet *PSI-Tools* prinzipiell rekonstruktiv mit inversen Masken. Dabei entstehen einwärtslaufende Wellenfelder. Der Vorteil liegt in fehlenden Verzerrungen und fehlender Unschärfe im achsfernen Raum. Die entstehende Interferenzabbildung ist seitenrichtig, sie wird als *Rekonstruktion* (der Originalquellverteilung) bezeichnet. Will man mit fortlaufender Zeit rechnen, sind bei inversen Masken die Zeitfunktionen zu invertieren. In Analogie zur Optik wird dieser Fall fortlaufender Zeit als *Projektion* bezeichnet. Bei der Projektion entsteht ein spiegelverkehrtes Bild mit allen Schwächen optischer Systeme (Verzerrungen, Unschärfe im achsfernen Bereich). Rekonstruktion und Projektion unterscheiden sich lediglich durch eine zeitliche Inversion der Zeitfunktionen (Kanaldaten).

Während drei Kanäle noch völlig fehlerfreie Projektionen erzeugen (Abb. 5 u. 6), zeigt eine vierkanalige

Projektion bereits deutliche Unschärfe im Randbereich Abb. 4d), die Projektion wird überbestimmt, siehe auch Homepage des Autors [6].



**Abb. 4: Projektion und Rekonstruktion einer vierkanaligen Pulsinterferenzabbildung. Schwarze Pixel eines virtuellen Generators a) erzeugen Kanaldaten (Ausschnitt) b). Bei vorwärtslaufender Zeit entsteht als Interferenzintegral eine Projektion d); zeitlich invertiert entsteht eine Rekonstruktion c). Quelle [5]**

(Simulationsdaten: Feldgrößen 0,9 x 0,9 cm, 50 kS/s, Pulsspitze ca. 0,01 ms (1 Sampel),  $v = 3$  m/s, Refraktierität 3 ms, 361 x 361 Pixel, Länge der Zeitfkt. 1600 S = 80 ms)

### *Fremdinterferenz, Kanalzahl, Zeitfunktionsparameter*

Um scharfe Projektionen ohne Unschärfe und ohne einschränkende, axiale Nähe zu erhalten, ist die Natur auf niederkanalige Abbildungen beschränkt, siehe Abb. 4d). Würde sie sinusförmige Zeitfunktionen benutzen, führte dies zu starker Fremdinterferenz (Interferenz einer Pulswelle  $i$  mit deren Vorgänger  $i-1$  oder Nachfolger  $i+1$ ) im ganzen Feld - eine niederkanalige Interferenzabbildung ist mit sinusförmigen Signalen nicht realisierbar [2; 6].

Die bislang einzige, aus der Natur bekannte Möglichkeit zur Realisierung von niederkanaligen Interferenzabbildungen besteht in der Nutzung *spikender Zeitfunktionen*. Wird eine Refraktierität  $R$  (zeitlicher Abstand zweier Pulse) gewählt, die größer ist als die Felddiagonale  $D$ ,  $R \gg D/v$ , so wird Fremdinterferenz sicher vermieden. Für Abb. 4 gilt z.B.  $D = 1,3$  cm,  $R = 3$  ms,  $v = 300$  cm/s. Daraus folgt  $D/v = 4,3$  ms. Eingestellt wurden 3 ms, wir sehen, daß damit Fremdinterferenz hinreichend vermieden wird, das Bild enthielte sonst unzulässige Erregungsorte.

Messen wir in einem biologischen Nervensystem eine Refraktierität z.B. von 20 ms, dann würde andersherum unter sonst gleichen Bedingungen eine Leitgeschwindigkeit von 3 m/s eine maximale Ausdehnung eines Interferenzraumes von  $D = Rv = 20 \text{ ms} \cdot 3 \text{ m/s} = 6\text{cm}$  bedeuten. Außerhalb dieses Raumes käme es zu Fremdinterferenzen.

Nun sind in der Natur Fälle bekannt, bei denen die übliche Refraktierität unterschritten wird, wir denken z.B. an eine Verletzung. In diesem Fall geben betroffene Nerven mit vielfach verringerter Refraktierität Dauerfeuer. In der Simulation kommt es im Detektorfeld zum Überlauf. Sämtliche Pixel (Neuronen) werden übermäßig erregt. Die Projektion wird von zunehmenden, Fremdinterferenzen gestört, der gesamte Empfangsraum kann erregt werden.

Die *Bildscharfe* wird über die Impulsbreite  $P$  in Relation zur Geschwindigkeit  $v$  bestimmt. Beide bilden die *Impuls-Wellenlänge*  $\lambda = vP$ . Für unser Beispiel ergibt sich mit  $v = 3$  m/s,  $P = 0,01$  ms eine geometrische Impulslänge von etwa 0,1 mm. Diese Aussage stimmt recht gut mit den Simulationen in Abb. 4 überein. Wird die Pulsbreite zu hoch, verschwimmt das Bild zunehmend. Wird sie zu klein in Relation zur Geschwindigkeit, so besteht die Gefahr, daß kein Gitterpunkt (Soma) mehr getroffen wird.

Wählen wir höhere Kanalzahlen, so schränkt sich der mögliche Projektionsraum aufgrund von Überbestimmtheit des Systems immer mehr ein. Nur eine Rekonstruktion hilft uns, in einem hochkanaligen

System axialfern fehlerfrei die Quellen zu orten. Dabei können mit wachsender Kanalzahl auch andere Zeitfunktionen benutzt werden. Mit sechzehn Kanälen wird es beispielsweise möglich, auch sinusförmige Zeitfunktionen zu rekonstruieren, dies zeigt die mit PSI-Tools entwickelte 'Akustische Kamera' [6], deren Bilder um die Welt gingen.

### Bewegte Projektionen: Zooming- und Moving-Effekt

Was passiert nun, wenn ein einzelner Kanal parametrisch mit einem zusätzlichen Delay beaufschlagt wird, oder wenn eine Projektion auf ein Feld mit veränderter Leitgeschwindigkeit wirkt?

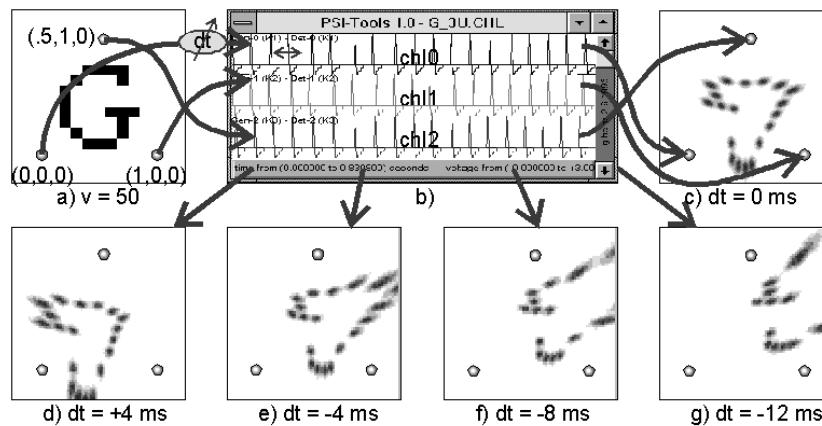


Abb. 5: Dreikanalige Pulsprojektionen im Interferenzkreis. Verzögerung eines einzelnen Kanals um ein Delay  $dt$  führt zum Auswandern des Bildes (Moving) [5]

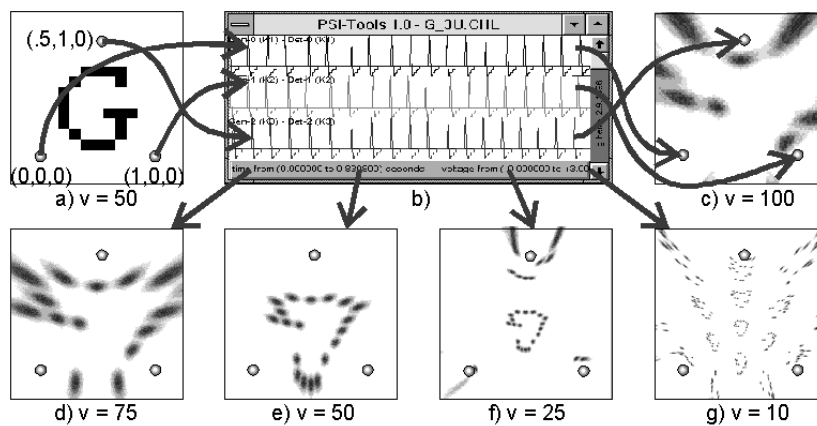


Abb. 6: Dreikanalige Pulsprojektionen im Interferenzkreis. Veränderung der Leitgeschwindigkeit im Detektorraum bewirkt Zooming [5]

(Daten: 10 kS/s,  $v_{gen} = 0,5$  m/s,  $v_{det} = 10...50...100$  cm/s, Impulsbreite 1 Sample -> Wellenlänge 0,5 mm, Refraktivität 200 Samples = 20 ms ~ 2...10...20 mm)

Es war anzunehmen, daß sich die Abbildungen verändern. (In [1] wurden bereits theoretische Herleitungen für Zoming- und Moving-Effekte gegeben, die anhand von Abb. 5 und 6 veranschaulicht werden sollen. Erstmals wurden diese Ergebnisse in [4] abgedruckt).

Spikende Erregungsquellen mögen in Form eines 'G' angeordnet sein. Jedes schwarze Pixel des Generators darf einmal feuern und bildet eine Kugelwelle aus, die von Kanälen aufgenommen wird. Wir synthetisieren

den Kanaldatenstrom auf drei Kanäle.

Betrachten wir eine in einen einzelnen Kanal eingefügte, *variierbare Verzögerungszeit*, Abb. 5. Für  $dt = 0$  erhalten wir eine spiegelverkehrte Projektion c). Mit steigender Verzögerung  $dt$  wandert das Bild auf den verzögerten Kanal zu, Abb. 5d). Werden hingegen die restlichen Kanäle verzögert, wandert das Bild weg vom (negativ verzögerten) Kanal, e) bis g). Die symbolisierten Leitbahnen mögen einheitlich verzögern. Man beachte Mehrfachinterferenzen in Abb. 6 g), siehe auch [2; 13].

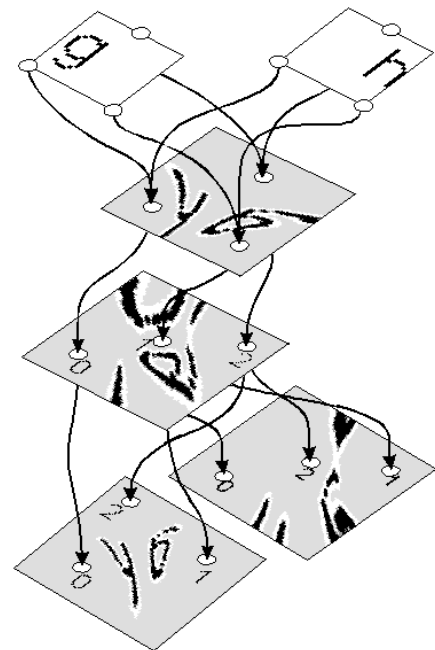
Wird die *Leitgeschwindigkeit* des Detektorraumes verändert Abb. 6, so verändert sich die Größe des Bildes, wir sprechen von *Zooming*. Dazu synthetisieren wir Kanaldaten wieder mit einer normierten Geschwindigkeit  $v = 50$ . Betrachten wir zunächst Abb. 6e). Hier wird mit identischer Leitgeschwindigkeit  $v = 50$  projiziert. Es entsteht eine spiegelverkehrte Projektion. Wird nun die Leitgeschwindigkeit im Detektorraum halbiert f), so verkleinert sich das Bild auf 50%. Wird sie weiter verringert g), erblicken wir plötzlich Fremdinterferenzen der Wellen  $i$  mit den Wellen  $i+1$  bzw.  $i-1$ , zu erkennen am Auftreten mehrerer G, die Lashleys Ergebnisse [13] erklären könnten. Wird andererseits die Geschwindigkeit erhöht, beginnt die Projektion aus dem Bildfeld zu laufen, c).

Wir sehen, daß einfache Parameterveränderungen am Nerv dazu führen können, daß sich Projektionen beginnen zu bewegen. Schließen wir die Augen, so können wir die Grenzen einer solchen Projektion erahnen: in einem eingeschränkten Intervall können wir uns die Vorbeifahrt eines PKW oder die Bewegung eines näherkommenden Zuges vorstellen.

### Konjugierte Abbildungen und topische Projektionen

Spikende Erregungsquellen mögen in Form eines 'g' angeordnet sein. Wir synthetisieren den Kanaldatenstrom auf drei Kanäle. Analog verfahren wir mit 'h'-förmig angeordneten Daten. Die resultierenden Zeitfunktionen überlagern wir additiv pro Kanal. Die Interferenztransformation liefert von diesem Datensatz Bilder, in denen 'g' und 'h' untrennbar verbunden sind. Variieren wir nun noch die Kanalkoordinaten, bei denen sich die Kugelwellen in den Detektorraum ergießen, so entstehen topische Projektionen, wie sie in der Physiologie/Neurologie mannigfach bekannt sind [8]. Übrigens lassen sich die Kanaldaten ebenso hintereinanderfügen - hinreichende Refrakterität vorausgesetzt, bleibt das Ergebnis gleich. Die Leitbahn-Laufzeiten zwischen zwei Detektorfeldern mögen jeweils identisch sein.

**Abb. 7: Addition der Kanaldaten und topische Projektionen am Interferenzkreis.**

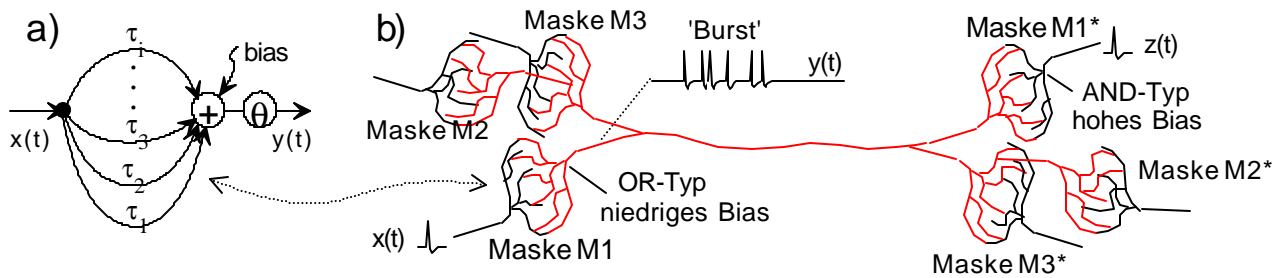


### Burst als neuronale Adresse

Insbesondere im Hirnstamm sind an Einelaxonen Gruppen von Entladungen (Bursts) zu finden [9]. Nehmen wir an, eine axo-dendritische Kopplung erfolge über mehrere Verästelungen. Eine Ersatzschaltung zeigt Abb. 8. Ein Einzelimpuls  $x(t)$  erzeugt hier eine Serie von Impulsen am Ausgang  $y(t)$  entsprechend der Delay-Maske  $MI$  - einen Burst. Um eine Verästelung zu konzipieren, die diesen Burst wieder in einen Einzelimpuls  $z(t)$  verwandeln kann, bedienen wir uns der *inversen* Maske  $MI^* = -MI$ . Lediglich der Schwellwert dieser zweiten Anordnung ist höher anzusetzen. Wird nun vorausgesetzt, daß verschiedene Nervenfilzkopplungen verschiedene Bursts generieren, die wiederum von anderen Kopplungen empfangen werden können, wird uns der Sinn derartiger Einrichtungen bewußt.

Jeder Burst anderer Maske codiert eine neuronale Empfangsadresse. Offenbar hat die Natur hier ein Prinzip gefunden, Informationen zwischen verschiedenen Sendern und Empfängern auf einer einzigen Leitbahn im

Multiplexbetrieb zu übertragen, wobei eine 'Leitbahn' ebenfalls wieder in einen Interferenzkreis einbezogen sein kann.



**Abb. 8: Impulsgruppen (Bursts) dienen als neuronale Adressen, um auf einer Leitbahn verschiedene Datenströme zu routen (M1\* = -M1, M2\* = -M2, M3\* = -M3)**  
**a) Ersatzschaltung, b) Anordnung zur Datenadressierung**

Während die biologische Evolution im Tierreich möglichst kurze Reaktionszeiten des Individuums erfordert, zeigen unsere Untersuchungen pulspropagierender Netze in deren biologischer Parametrisierung, daß neuronale Kommunikation, Adressierung und Verarbeitung im Gegensatz dazu ein langsames Fließen der Impulse bedingen. Lediglich Generator- und Detektorraum verbindende Leitbahn-Kanäle dürfen beliebig schnell sein, diese sind tatsächlich i.a. myelinisiert.

#### Literatur und Quellen

- [1] Heinz, G.: Neuronale Interferenzen oder Impulsinterferenzen in elektrischen Netzwerken. GFaI-Report 15. Juni 1993, 300 S.
- [2] Heinz, G.: Modelling Inherent Communication Principles of Biological Pulse Networks. Gordon & Breach, SAMS 1994, vol.15, no.1, pp. 151-158
- [3] Heinz, G.: Relativität elektrischer Impulsausbreitung... 39. IWK Ilmenau, 27.-30.9.94, Bd. 2, S. 238-245
- [4] Heinz, G., Höfs, S., Busch, C., Zöllner, M.: Time Pattern, Data Addressing, Coding, Projections and Topographic Maps between Multiple Connected Neural Fields - a Physical Approach to Neural Superimposition and Interference. BioNet '96, 3rd Workshop on Bio-Informatics and Pulspropagating Networks, November 14-15, 1996, Berlin, ISBN 3-00-001107-2, p. 45-57
- [5] Heinz, G: Vortrag zum ersten Workshop Bioinformatik und pulspropagierende Netze, Nov. 1994
- [6] siehe Homepage [http://www.gfai.de/www\\_open/perspg/g\\_heinz.htm](http://www.gfai.de/www_open/perspg/g_heinz.htm)
- [7] Casserreau, D., Fink, M.: Focusing with time reversal mirrors: An efficient alternative to closed cavities. J. Acoust. Soc. Am. 94 (4) Oct. 93, p. 2373-2386
- [8] Duus, P.: Neurologisch-topische Diagnostik. Thieme-Verlag Stuttgart, 6. Aufl. 1995, ISBN 315 535 806 2
- [9] Langhorst, P., Lambert, M.: Different modes of dampening influence from baroreceptors... J. of the Auton. Nervous System, 41 (1992), pp. 141-156
- [10] Vidybida, A.K.: Neuron as time coherence discriminator. Springer, J. Biol. Cybern. 74, pp. 537-542, 1996
- [11] Hodgkin, A.L., Huxley, A.F.: A quantitative description of membran current and its application to conduction and excitation in nerve. J. physiology 117 (1952), pp. 500-544
- [12] McCulloch, W.S., Pitts, W.: A logical calculus of the ideas immanent in nervous activity. Bulletin of Math. Biophysics, 5: 115-133, siehe [14]
- [13] Lashley, K.S.: In search of the engram. Society of exp. biology symposium, no.4, Cambridge University Press, pp. 454-455, siehe [14]
- [14] Anderson, J.A., Rosenfeld, E.: Neurocomputing - Foundations of Research. MIT Press, Cambridge, MA, 5th printing 1990
- [15] Kohonen, T.: Self-organized Formation of Topologically Correct Feature Maps. Biol. Cybern., Vol. 43 (1982), pp.59-69

#### Autor

Dr.-Ing. Gerd K. Heinz  
 Gesellschaft zur Förderung angewandter Informatik e.V. (GFaI)  
 Rudower Chaussee 5  
 D-12484 Berlin  
 Tel. +49 30 6392-1600, Fax.-1602, e-mail [heinz@gfai.de](mailto:heinz@gfai.de)  
 homepage [http://www.gfai.de/www\\_open/perspg/heinz.htm](http://www.gfai.de/www_open/perspg/heinz.htm)