

Gerd Karl Heinz

Beobachtbare Relativität neuronaler Impulsausbreitung

Ein Versuch mit Konsequenzen für die Neuroinformatik

Keywords

Neural interference system, addressing principle of neural information, spiking neurons, puls- modulated networks, electric interference, interferences on electrical wires, neural wave properties, nervus radialis, nervus medialis, artificial intelligence.

Die geometrische Impulslänge im menschlichen Nervensystem in einem Bereich von 1 bis 120 Millimetern deutet auf die Gegenwart von Welleneigenschaften neuronaler Signale hin. Impulse einer Quelle können nur an Orten ausgewertet werden, an denen sie gleichzeitig zueinander ankommen. Es kann gezeigt werden, daß relative Laufzeiten ein bislang vergeblich gesuchtes Adressierungsprinzip neuronaler Information in biologischen Systemen darstellen. Darauf aufbauend konnten wesentliche Merkmale biologierelevanter Informatik hergeleitet werden¹⁾. Mit dem Ansatz gelingt es, nahezu alle bekannten, neuronalen und psychische Phenomene auf Grundlage physikalischer Gesetze und neuronaler Schaltungsgegebenheiten biologierelevant zu modellieren²⁾. Bereits am 16. Dezember 1992 konnte in der Landesklinik Teupitz mit einem EEG-Gerät ein im folgenden zu beschreibendes Experiment durchgeführt werden, dessen Interpretation tief in den Bereich biologierelevanter Informatik hineinreichen wird.

Freie Wellenausbreitung in optischen Systemen ist an die freie und zumeist geradlinige Ausbreitung von Strahlen gebunden. Impulswellen in elektrischen Systemen folgen der beliebigen Krümmung oder Knickung der (neuronalen) Leitbahnen. Optische Interferenzen sind in diesem Sinne als Spezialfall elektrischer Interferenzsysteme für periodische Erregung in isotropen Medien anzusehen.

Angenommen, irgendeine stochastische Verbindung von Neuronen bewirkt, daß ein signaltragender Impuls in verschiedene Richtungen verzweigt. Dann ist die Wahrscheinlichkeit der Erregung eines verschiedenen Partialimpulse empfangenden Neurons umso höher, je geschlossener die Partialimpulse ihr Ziel erreichen.

Die geometrische Impulslänge, dh. der zu einem Zeitpunkt t_0 zu beobachtende Aufenthaltsbereich λ eines neuronalen Impulses wird umso schmaler, je geringer die Leitgeschwindigkeit der Nervenfasern ist. Übliche Leitgeschwindigkeiten reichen von 0,5 bis 120 m/s, typische Impulsbreiten liegen bei einer Millisekunde. Folglich besitzen in unserem Körper kursierende Impulse geometrische Längen im Bereich von

$$\lambda = v t = 0,5 \dots 120 \text{ mm.}$$

Demgemäß empfängt ein Neuron, daß asymmetrisch um mehr als eine Distanz größer λ vom Ort eines gleichartigen, erregten Neurons entfernt ist, nichts von dieser Nachricht, wenn die Eingänge (Synapsen) beider Neuronen parallelgeschaltet sind, siehe Abb. 3 . Mit anderen Worten: Im Gegensatz zur konventionellen Logik, bei der das stabile Vorhandensein eines Logikwertes vorausgesetzt wird, besitzen biologische Signalwerte (Impulse) die Eigenschaft, zu einem definierten Zeitpunkt nur an einer eng umrissenen Stelle vorhanden zu sein. Für die

logische Verknüpfung zweier Impulswerte reicht es folglich nicht aus, beide Signale an das Neuron heranzuführen, vgl. Abb. 2. Es muß zusätzlich gewährleistet werden, daß sie gleichzeitig ankommen und vorhanden sind. Seit McCulloch/Pitts (abgedruckt zB. in ³⁾) benutzte a priori- Annahmen zu statisch modellierter Schwellwertlogik wären damit auf die Beschreibung biologischer, neuronaler Vorgänge inhaltlich nur zum Teil zutreffend.

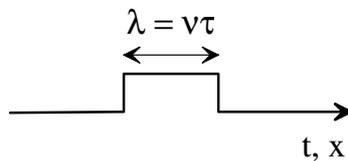


Abb. 1:
Geometrische und zeitliche Impulslänge sind über die Leitgeschwindigkeit v miteinander verknüpft.

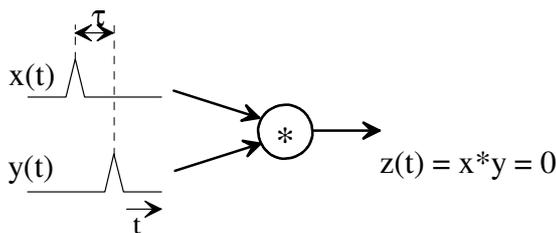


Abb. 2
Für eine Modellierung $\{0...1\}$ einer Schwellwertfunktion zB. vom Typ des logischen AND muß Gleichzeitigkeit des Eintreffens der Impulse vorausgesetzt werden.

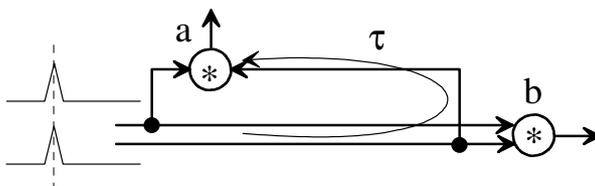


Abb. 3
Obwohl Neuron a) und Neuron b) von gleicher Funktion sind, reagieren sie nicht gleichartig auf gleiche Impulsbelegungen.

Dieser Gedanke soll mit einem Experiment validiert werden.

Kann eine Mehrfachausbreitung eines Impulses aus einer Quelle in verschiedene Nervenstränge hinein nachgewiesen werden (und dieser Nachweis wurde in der Vergangenheit indirekt mehrfach erbracht), ist damit auch eine Ortung der Quelle möglich: Die Partialimpulse können nur an Orten der gleichzeitigen Ankunft miteinander interferieren, auch wenn dutzende Quellen dieselben Übertragungsleitungen benutzen.

Gelingt es, eine Veränderung der relativen Laufzeit von Impulsen zwischen verschiedenen Nervensträngen infolge zB. einer Lageveränderung zu messen, wären interferenzielle Modellvorstellungen biologischer Informatik unvermeidbar.

Nervales Auflösungsvermögen

Nervenleitgeschwindigkeiten im menschlichen Organismus⁴⁾ sind in der Vergangenheit hinreichend genau untersucht worden. Den Klassifikationen nach Erlanger/Gasser (1939) sowie nach Lloyd/Hunt (1943) in Nix⁵⁾ oder Schmidt⁶⁾ sind korrelierende, auszugsweise in der Tabelle wiedergegebenen Daten zu entnehmen. Alterungseinflüsse, wie Temperaturgang sind hinreichend untersucht worden. Nervenfasern werden langsamer, je dünner sie werden.

Wird von einer derzeit beobachteten Impulsdauer τ der Impulsspitze von typisch einer Millisekunde ausgegangen, lassen sich die in der rechten Spalte der Tabelle eingetragenen Impuls- Auflösungsgrößen aus

$$\lambda = v \cdot \tau$$

berechnen. Die Korrelation dieses Ergebnisses mit Sensibilitätsmessungen der Haut bzw. mit

der vergleichsweise großen Länge von Muskelfasern kann mit bisherigen neuronalen Modellvorstellungen nicht begründet werden, wohl aber ergibt sie in interferentieller Betrachtungsweise einen Sinn.

Faser-durchmesser in μm	Funktion des Nervenstranges	gemessene Leitgeschwindigkeit v in m/s	berechnete, fiktive geometrische Impulslänge λ in mm für $\tau = 1\text{ms}$
12-20	Versorgung quergestreifter Muskulatur	60...120	60...120
3-6	Berührung, Druck der Haut	15...30	15...30
2-5	motorische Versorgung der Muskelspindeln	12...30	12...30
0,4...1,2	marklose Fasern, Schmerz der Haut	0,5...2	0,5...2

Das Experiment

Mit dem Elektro- Enzephalographen (EEG) soll eine relative Verschiebung einer Wellenfront in Bezug auf den Empfänger untersucht werden. Dazu werden in den Daumen (anatomisches Gebiet des N. radialis und des N. medianus) mit einem Paar Gummiring- Elektroden Stromimpulse (Peak 4mA, Dauer 1ms) eingespeist, die oberhalb des Handgelenks an Stellen, an denen diese Nerven nahe an die Oberfläche kommen, mittels Oberflächenelektroden abgegriffen werden können (siehe Foto). Die an zwei Paar Elektroden abgegriffenen Spannungsverläufe von N. medianus und N. radialis sind im Bild dargestellt, oben N. radialis, unten N. medianus.

Bei einer Veränderung der Stellung des Daumens zwischen den Endlagen verändert sich die Lage der Impulse gegeneinander. Zur Lagevariation sind zwei Messungen erforderlich. In einer ersten Messung wird der Daumen auswärts gebeugt. Es wird eine relative Verzögerungszeit τ_1 zwischen den Abgriffen für N. medianus und N. radialis ermittelt. Im zweiten Experiment wird der Daumen einwärts gebeugt. Es entsteht eine kleinere, je nach Lage der Abgriffe zueinander sogar im Vorzeichen entgegengesetzte, relative Verzögerungszeit τ_2 . Während des Versuchs darf die Lage der Elektroden unter keinen Umständen verändert werden, sämtliche Elektroden sind sorgfältigst zu fixieren, um ein Verrutschen zu vermeiden.

Im EMG- Auszug werden beide Messungen übereinander gelegt, um die Differenz im Maximum entsprechend deutlich vergleichen zu können. Versehentlich wurde ein Ergebnis ausgedruckt, bei dem unbemerkt im Experiment ein geringfügig differierender Erregerstrom eingestellt war. Daraus erklären sich die Abweichungen im Verlauf der Medianus- Kurven. Aufgrund der unkomplizierten Nachvollziehbarkeit dieses Experiments fiel die Entscheidung leicht, dennoch die historisch originalen, in der Erregung der Stunde vertauschten Originale des Erstversuches am 16.12.1992 zu veröffentlichen, da auch sie das wesentliche Ergebnis wiedergeben.

Die Impulse werden mit einem Durchschnittsbildner (Averager) aus dem Rauschen zufälliger, anderer Impulse geholt. Nach etwa 10 Zyklen ist die abgebildete Darstellungsqualität erreicht.

Die Verschiebung ist am N. medianus besonders deutlich zu erkennen. Der jeweils größere Biegeradius benötigt eine längere Laufzeit. Aufgrund der Wahl der Polarität der Elektroden liegt die Impulsspitze nach unten. Die Impulse sind in der Mitte etwa 1ms breit (Darstellung: 0,8ms/Raster vertikal, 5 μ V/Raster horizontal), wobei eine nicht näher quantifizierbare Mittelung durch den Averager eine zusätzliche Verschleifung der Impulsform verursacht. Deshalb ist anzunehmen, daß die tatsächliche Impulsform wesentlich steiler ist.

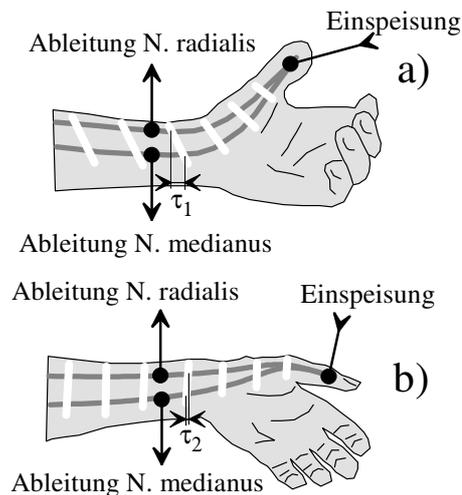
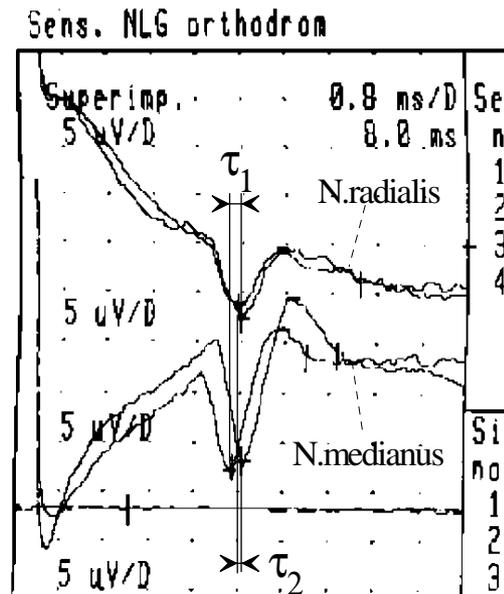


Abb. 4: Daumen- Experiment.
Wird der Daumen in verschiedener Richtung fixiert, sind relativ zueinander verschiedene Verzögerungszeiten meßbar.



Ergebnisse

Es ist zu erkennen, daß sich die Laufzeitdifferenz zwischen den beiden diametralen Beugestellungen des Daumens verändert. Auswärts gebeugt entsteht eine Verzögerung von

$$\tau_1 = \tau_r - \tau_m = -0,3\text{ms},$$

einwärts gebeugt ist eine Verzögerung von

$$\tau_2 = \tau'_r - \tau'_m = +0,2\text{ms}$$

zwischen N. radialis und N. medianus zu messen. In der Handskizze sind symbolisch Wellenfronten eingetragen, die diesen Sachverhalt verdeutlichen. Die Entfernung zwischen Erregung und Abgriff betrug etwa 13cm, die durchschnittliche Leitgeschwindigkeit 32,5m/s. Die Absolutzeitdifferenz zwischen den Orten zweier Neuronen x und y , die potentiell die voneinander verschiedenen Laufzeitdifferenzen mit maximaler Erregung empfangen und auswerten könnten, beträgt

$$\tau = \tau_2 - \tau_1 = 0,5\text{ms}.$$

Folglich läßt sich eine Differenz in der Länge der Zuführungen zu irgendwo mit maximaler Wahrscheinlichkeit empfangenden Neuronen bei willkürlich konstant angenommener Leitgeschwindigkeit $v = 32,5\text{m/s}$ bestimmen zu

$$s = v\tau = 32,5\text{m/s} \cdot 0,5\text{ms} = 16,25\text{mm}.$$

Ist die reale Impulsbreite kleiner als 0,5ms (sie ist vermutlich wesentlich kleiner als die vom Averager aufgezeichnete), so findet eine aus dem Daumen stammende Erregung

unterschiedliche Zieladressen in Abhängigkeit vom Grad der Beugung. Die verschiedenen Zieladressen sind zu bestimmen.

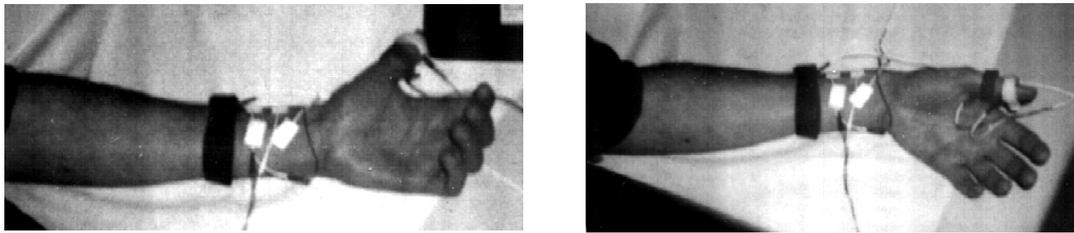


Abb. 5: Fotoaufnahme der Meßanordnung.

Die erregenden Ringelectroden am Daumen und die Ableitelectroden an N. medianus und N. radialis sind zu erkennen. Das Armband stellt eine Erdungselectrode dar, um Fremdeinflüsse zu vermindern.

Bestimmung eines fiktiven Empfangsortes

Ist davon auszugehen, daß die verschiedenen, impulstragenden Nervenstränge gegeneinander isoliert sind, so daß verschiedene Wellen erst dort miteinander in Interferenz treten können, wo die Isolation der Nervenstränge aufhört, und sie gegeneinander in einen dendritisch dicht verzweigten Raum eintreten (Rückenmark, Medulla spinalis).

Für die im Bild 5 dargestellte, fiktive Anordnung neuronaler Empfänger x , y gilt als Maschensatz (Daumen auswärts gebeugt):

$$\tau_r + \tau_v + \tau_a = \tau_m + \tau_w + \tau_b$$

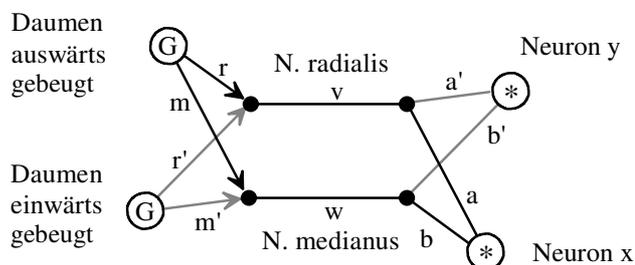


Abb. 6
Fiktive Anordnung empfangender Neuronen als Ersatzschaltung.

bzw. analog für den einwärts gebeugten Daumen

$$\tau'_r + \tau_v + \tau'_a = \tau'_m + \tau_w + \tau'_b$$

Für gleichlange Übertragungsleitungen gilt $\tau_v = \tau_w$. Vereinfacht folgt

$$\tau_r + \tau_a = \tau_m + \tau_b$$

$$\tau'_r + \tau'_a = \tau'_m + \tau'_b$$

Umgestellt nach den Zeitdifferenzen

$$\tau_1 = \tau_r - \tau_m = \tau_b - \tau_a = (b-a)/v$$

$$\tau_2 = \tau'_r - \tau'_m = \tau'_b - \tau'_a = (b'-a')/v$$

können die Einzelwegdifferenzen ermittelt werden.

$$s_x = b - a = v \tau_1 = -9,75 \text{ mm}$$

$$s_y = b' - a' = v \tau_2 = +6,5 \text{ mm.}$$

Neuron x wird in dieser Anordnung effizienter erregt, wenn der Daumen auswärts gebeugt ist. Neuron y wird entsprechend bei einwärts gebeugtem Daumen besser erregt.

Unter Maßgabe einer exponentiellen Impulsform (Gauß) kann die Anregung $u(x,t)$ eines (summativ) empfangenden Neurons zB. bestimmt werden zu

$$u(x,t) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \delta_i(t - \tau_i) ,$$

wobei die partiell wirkenden Impulsfunktionen δ_i aus dem relativen Ort x_i oder der relativen Zeit τ_i in Bezug auf die Signalquelle bestimmbar sind.

$$\delta_i = \exp\left(-\left(t - \frac{x_i}{v}\right)^2\right) = \exp\left(-(t - \tau_i)^2\right)$$

Deutung der Laufzeitveränderung bei Strangdehnung

Die Verursachung dehnungsabhängiger Laufzeiten bleibt zunächst umstritten. Schnittbilder von Nervensträngen⁷¹⁾ zeigen einen schraubenförmigen Verlauf der Fasern, durch den im Prinzip eine Verlängerung des Nerven ohne eine Dehnung der Faser möglich wird.

Dennoch ist zu erkennen, daß der Außenstrang die Information langsamer überträgt, als der Innenstrang. Eine Verursachung durch den größeren Radius, und den damit größeren Umfang wäre als Erklärung des Sachverhalts plausibel, wenn nicht Änderungen elektrischer Eigenschaften des Nervs bei Dehnung ebenfalls einen Beitrag liefern.

Eine mögliche Deutung des Ergebnisses ist die, daß sich durch die Streckung des Stranges die Hülle, das Perineurium zusammenzieht. Damit steigt der Druck im Innern des Strangs geringfügig an, selbst ob der schraubenförmigen Gestalt des einzelnen Nervs. Kombiniert mit einer geringen Reststreckung des Nervs verändert sich dann die Laufzeitdifferenz wie dargestellt. Eine andere, physikalisch orientierte Interpretation ist die, daß das Volumen des Nervs unabhängig von der Lage konstant bleibt, und durch Streckung oder Stauchung das Verhältnis von Durchmesser d zu Länge l des einzelnen Nervs variiert wird. Wird angenommen, daß die Verzögerungszeit τ eines Nervs proportional zur Länge l und indirekt proportional zum Durchmesser d wächst,

$$\tau = c (l/d)$$

c stellt eine Proportionalitätskonstante in der Form eines Zeitnormals dar, kann für die Ausbreitungsgeschwindigkeit v geschrieben werden

$$v = \frac{s}{c} \frac{d}{l} .$$

Die d/l - Änderung ist zumindest in elektrisch isotropen Medien hinreichend, um den Leitwert des Mediums, und damit hochwahrscheinlich auch die Laufzeit durch das Medium zu beeinflussen.

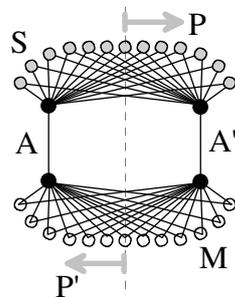
Nervenleitung ist gezielt langsam

Auf einen bedeutsamen Nebenaspekt neuronaler bei der Betrachtung neuronaler Leitbahnen ist noch zu verweisen: Zur Erhöhung der Reaktionsgeschwindigkeit könnte gemeinhin angenommen werden, daß die Impulsleitung in biologischen Systemen so schnell als möglich erfolgen sollte. Zur Prüfung dieses Umstandes kann die Leitfähigkeit von gewöhnlichem Hühnereiweiß bestimmt werden. Es leitet überraschend gut, etwa mit einem Volumenwiderstand des Würfels von 250Ω . Gesetzt den Fall, es gelingt, einen Eiweißfaden von zB. $1\mu\text{m}$ Durchmesser in einer isolierenden Hülle einzuschließen (Perineurium), so würde die so entstandene Leitbahn je nach Ausführung zu in der Halbleitertechnik gebräuchlichen Polysilizium- Leitbahnen vergleichbare Kennwerte aufweisen, und die *Leitgeschwindigkeit läge um etwa drei bis sechs Zehnerpotenzen höher*. Abbildende Eigenschaften aufgrund dann um diesen Faktor vergrößerter, geometrischer Impulslänge λ gingen bei gleichbleibend langsamen Neuronen verloren, adressierende Eigenschaften kämen bei Impulsbreiten im

Millisekundenbereich nicht zustande. Die Natur hat hier offenbar einen Kompromiß gewählt: sie erfand schnelleitende, dick isolierte Riesenfasern und zugleich langsamleitende, hüllenlose, dünn isolierte Axonen. Ranviersche Schnürringe⁸⁾, zwischen denen die Erregung 'springt', können unter diesem Gesichtspunkt betrachtet den Schlüssel zur Aufklärung abgleichender Laufzeiteigenschaften darstellen. Schlußfolgernd muß angenommen werden, daß der komplizierte Prozeß ionischer Na/Ca- Ausschüttung bei der Impulsfortpflanzung dem der Leitung in ionischen Flüssigkeiten dort vorgezogen wird, wo die Leitgeschwindigkeit *erniedrigt*, nicht etwa erhöht werden soll.

Vernetzungsalgorithmus für Interferenzabbildungen

Eine Abbildung zwischen Sender S und Empfänger M entsteht an der Stelle, an der die Laufzeiten eines Impulspaares über die Übertragungsleitungen A und A' identisch sind. Es wird deutlich, daß der *Algorithmus zur Gestaltung* von Verbindungen einfacher ist, als beispielsweise die Verlegung einer Hausklingelanlage entsprechender Kanalkapazität.



Biologieorientierte
Interferenzabbildung

Impulssender S
Multiplizierer M
Übertragungsstrecken A, A'
Vorlage P
Bild P'

Vernetzungsalgorithmus für Interferenzabbildungen (mono- und bidirektional wirkend):

- Verlege die Übertragungsleitungen (A, A') koordinatengetreu;
- Schließe jeden Sender/Empfänger (S_i, M_j) auf kürzestem Wege an die Knoten der Übertragungsleitungen an.

Randbedingungen sind die, daß Orte, auf die Sender bzw. Empfänger lokalisiert sind, strengen Zeitbedingungen unterliegen, und daß die Sender *asynchron* zueinander pulsen. Interferenzen zwischen Orten müssen möglich sein. Damit wird eine Hüllen- und Körper-Geometrie definiert. Es wird deutlich, daß zum Zustandekommen einer fehlerfreien Puls-Interferenzabbildung nicht einmal ein Verdrahtungsplan (zB. zur Verlegung einer Hausklingelanlage), wie ihn jeder Elektriker benutzt, vonnöten ist. Worin aber liegen die spezifischen Vorteile einer Interferenzabbildung gegenüber anderen Kommunikationsarten, worin liegt der Ursache der Nutzung von Interferenzabbildungen durch die Natur?

Genetisches Codevolumen

Einerseits ist bekannt, daß in unserem Körper jede nervale Informationsübertragung an Impulse gekoppelt ist. Andererseits ist die Frage nach plausiblen Vernetzungsstrategien für biologische Objekte eng an den Umfang ihres Codevolumens gebunden. Je geringer das nötige Codevolumen ist, desto wahrscheinlicher (zur Potenz) kann die genetische Strukturevolution einen Code finden. Desto eher kann sie gelernt haben, ihn von Individuum auf Individuum zu vererben. Folglich ist die Frage plausibler Netzstrategien eng an beide Problemkreise gekoppelt: Eine akzeptable Vernetzungsstrategie aller Millionen Nervenzellen unseres Organismus, selbstredend unter dem Aspekt der Lernfähigkeit betrachtet, muß einfach sein, sollte determiniert sein, sollte Selbstheilungsverfahren nicht verbieten, ist

stochastisch und ist, wie die Realität zeigt, an Impulse gekoppelt. Im Gegensatz zur Hausklingelanlage, bei der zur Erreichung der richtigen Funktion für jeden Klingeldraht die Koordinaten exakt als (genetischer) Code zu speichern wären, reduziert die Interferenzabbildung die Codeschwere c um den Faktor der an eine Übertragungsstrecke angeschlossenen Neuronen n dividiert durch die durchschnittliche Zahl von belegten Übertragungsleitungen l pro Neuron.

$$\frac{c_{\text{interferenz}}}{c_{\text{klingeldraht}}} = \frac{n}{l}$$

Interpretation und Konsequenzen für die Neuroinformatik

Mit dem Versuch wird deutlich, daß weder Neuron x noch Neuron y als fiktive Empfangsorte für aus dem Daumen kommende Impulse mit maximaler Wahrscheinlichkeit in der Lage sind, in *allen* Beugestellungen des Daumens Signale aus dem Daumen korrekt zu empfangen. Die Funktion eines neuronalen Netzwerkes wird von den Laufzeiten der Impulse mitbestimmt. Statische Modellierungsansätze in der Form nach McCulloch/Pitts (sog. McCulloch/Pitts-Neuronen, siehe dort) erfüllen folglich nur einen Teil einer neuronalen Funktion. Ein wesentlicher, anderer Teil, der der Adressierung neuronaler Signale auf bestimmte Empfangsorte steuert, besteht in der Beeinflußung der neuronalen Funktion durch Laufgeschwindigkeiten und Verzögerungszeiten, wobei unterstellt wird, daß ein Impuls stets auf mehreren Wegen zwischen Quelle und Ziel unterwegs ist. Folgende Schlußfolgerungen sind zu ziehen:

- 1) Der einzelne Impuls in einer neuronalen Schaltung kann in einem belehrbaren System zunächst nicht wissen, welche Zieladresse er besitzt. Folglich existiert keine andere Möglichkeit der Informationsausbreitung in neuronalen Systemen, als die einer *diffusen Impulsausbreitung* in verschiedene Nervenbahnen.
- 2) Da einzeln an Nervenfasern angeschlossene Neuronen wegen eines auf jeder Nervenfaser zu verzeichnenden Impulsgemisches keine Empfangsmöglichkeit für Informationen besitzen können, scheiden neuronale Signalübertragungen auf einzelnen Leitbahnen, wie sie in binären Logikschaltungen von Computern meist benutzt werden, für die Signalübertragung in neuronalen Systemen aus. Neuronale Signalübertragung ist an eine *partielle Form der Signalübertragung* auf mehreren Leitbahnen gebunden.
- 3) Folglich läßt sich die *Funktion* neuronaler Schaltungen nur *in Abhängigkeit von Ort- und Zeitkomponenten* erklären.
- 4) Der *gestreute Impuls* wird im Interferenzsystem mit diffus- partieller Signalführung zum notwendigen *Vermittler der Zielkoordinaten* einer Information.
- 5) Die optimale *Zieladresse* einer Informationsübertragung wird bestimmt durch die an diesem Ort auftretende *Gleichzeitigkeit der Ankunft der verschiedenen Partialsignale*.
- 6) Zwischen *Quell- und Zieladresse* eines Signales besteht der Zusammenhang, daß allen partiell an der Übertragung beteiligten Impulsen dieselbe Laufzeit zur Verfügung steht.
- 7) Die *Größe des Zielgebietes* ist gleich dem *Produkt aus Leitgeschwindigkeit und Impulslänge*. Je geringer beide sind, umso kleiner wird das Zielgebiet.
- 8) Befinden sich im Übertragungsweg *Neuronen*, deren Verzögerungszeit einstellbar ist, so *verschieben* diese *den Ort des Zielgebietes* je nach Konstellation in verschiedener Richtung.

- 9) Geschieht eine Übertragung von Impulsen diffus auf mehreren Wegen, und muß vorausgesetzt werden, daß der einzelne Impuls lokal nicht wissen kann, welches Ziel er erreichen soll, existiert kein neuronales Modellierungssystem, dessen Proportionen und dessen Funktion ohne die Berücksichtigung von Laufzeiten der Schaltelemente bestimmbar wäre.

Zusammenfassung

Biologische, neuronale Systeme sind durch schmale Impulsbreiten und langsame Leitgeschwindigkeiten charakterisiert. Die geometrische Impulslänge ist klein im Verhältnis zu den Abmessungen des Systems (Körpers). Die Impulslänge ist aus Leitgeschwindigkeitstabellen bestimmbar. Biologische Systeme sind lernfähig, aufgrund des vor dem Lernen unbekanntes Zielortes müssen Impulse diffus in verschiedene Leitbahnen gestreut werden. Der Nachweis dafür ist mit einem herkömmlichen EEG- Gerät möglich. Sind verschiedene Nervenzellen in unterschiedlicher Laufzeit-Geometrie an die impulstragenden Nervenstränge angeschlossen, wird die Nervenzelle maximal erregt, die in bestmöglicher Interferenz zum Sendeort liegt, dh. bei der alle Partialimpulse gleichzeitig eintreffen. Folglich ist damit eine Adressierung neuronaler Information unter Berücksichtigung *diffuser Impulsausstreuung* und *diffuser Verschaltung* gegeben. Ein hypothetisches Rechenbeispiel illustriert diesen Sachverhalt. Konstruktionsregeln für interferenzielle Abbildungen werden erörtert. Sie sind einfacher und damit im Sinne genetischer Strukturevolution codeleichter, als die vergleichbarer Klingeldrahtmodelle. Laufzeiteffekte, die als Relativität von Laufzeiten in Neuronen und auf Leitbahnen erscheinen, stellen das *Adressierungsverfahren neuronaler Information* an sich dar. So kann über sie das Zielgebiet einer zu übertragenden Information in Größe und Lage gesteuert werden. Die Untersuchung muß damit als Nachweis gewertet werden, daß biologische, neuronale Systeme durch ausschließlich statische Schwellwert- Modellierung der Art nach McCulloch/Pitts unter Vernachlässigung der Laufzeit neuronaler Impulse *im Ansatz nicht zureichend modelliert werden können*. Insofern ist es nicht verwunderlich, daß die großen Erfolge der künstlichen Intelligenzforschung bisher nicht zum Verständnis biologischer Systeme beitragen konnten.

Danksagung

Mein herzlicher Dank gilt dem EEG- Spezialisten Herrn Dr. Torsten Griepentrog für die freundliche Unterstützung bei der Aufnahme des EMG in der Landeslinik Teupitz (Land Brandenburg). Herzlichen Dank für das freundliche Entgegenkommen auch an den Chefarzt für Psychiatrie, Dr. Alfons Horn.

Literatur

- [1] Heinz, G.: Modelling Inherent Communication Principles of Biological Pulse Networks. Systems - Analysis - Modelling - Simulation (SAMS) Gordon and Breach Science Publishers Reading/Berkshire UK. To appear in winter 1993/94.
- [2] Heinz, G.: Neuronale Interferenzen oder Impulsinterferenzen in elektrischen Netzwerken. Eine Einführung. GFaI-Bericht vom 15.6.93.
- [3] McCulloch, W.C., Pitts, W.: A logical calculus of the ideas immanent in nervous activity. Bullentin of Mathematical Biophysics, 5, 1943, p. 115-133. Published in: J. A. Anderson, E. Rosenfeld (Editors): Neurocomputing Foundations of Research. MIT Press. Cambridge, MA, London, England, 5. Edtn., 1990.
- [4] Leven, B.: Elektroneurographische Diagnostik. In: Klinisch-neurophysiologische Methoden. Einhorn- Presse Verlag Reinbek, 1986.
- [5] Nix, Wilfried: Der periphere Nerv. Einhorn- Presse Verlag, Reinbek, 1987, S.19.
- [6] Schmidt, R.F., Thews, G.: Physiologie des Menschen, 24. Aufl., Springer-Verlag Berlin, 1990, S.40
- [7] Rauber/Kopsch: Anatomie des Menschen. Band 3: Leonhardt, H., Tillmann, G., Töndury, G., Zilles, K.: Nervensystem, Sinnesorgane. Georg Thieme Verlag Stuttgart, 1987, S. 81

[8] Schmidt, R.F., Thews, G.: Physiologie des Menschen. Springer-Verlag, 24. Auflage 1990

Correspondence please to G. Heinz, GFal e.V., Rudower Chaussee 5, Haus 13.7, 12489 Berlin, Germany,
Tel.+49 (30) 6392-1624, Fax -1602.

Nachwort

10 Jahre nach dem Daumenexperiment schrieb ich an interessierte Freunde und Kollegen diese Email.

Liebe Kollegen,

am 16.12.2002 gab es ein historisches Jubiläum:

10 Jahre Daumenexperiment, siehe

http://www.gheinz.de/historic/intro/iwk_ilm.htm#daumen
(URL aktualisiert - gh)

Dieses einfach auszuführende, grundlegende Experiment wird als Nachweis der Welleneigenschaften des Nervensystems vielleicht eines Tages in die Wissenschaftsgeschichte eingehen.

Worum ging es damals?

In der mathematisch orientierten Wissenschaft "Neuronale Netzwerke" (NN) waren bis dahin Netze bekannt, die Merkmalskarten seitenrichtig erlernen konnten. Ich entdeckte im September 1992 den sog. Interferenzkreis: im Aussehen ähnlich den bekannten NN realisiert er die Abbildung von Merkmalskarten aber prinzipiell nur spiegelverkehrt.

Die Einbeziehung eines kleinen Stücks Physik (langsame Ausbreitungsgeschwindigkeiten nervlicher Impulse) invertiert die Funktion eines (mathematisch-statischen) Netzwerks komplett, macht alle bis dahin bestehenden, rein mathematischen Forschungsergebnisse in Bezug auf biologische Interpretationen zu Makulatur. Ich nannte diese physikalisch orientierten Netze später Interferenznetzwerke (IN).

Um herauszufinden, ob unser Nervensystem mehr ein NN oder ein IN ist, wurde das Daumenexperiment gemacht: Es zeigt, daß die physikalische Sicht zwingend ist, daß zur Interpretation biologischer Netze nur IN taugen.

Ich weiß noch wie heute, wie mir die Beine zitterten, als ich das Ergebnis in Händen hielt, mir wurde schwarz vor Augen. Man hat nicht alle Tage eine Erkenntnis, die die Welt so verändert hat.

Warum zitterten mir aber die Beine?

Schon bei der Idee mit der spiegelverkehrten Abbildung <http://www.gheinz.de/historic/intro/neurocir.gif> erinnerte ich mich an Penfields Homunculus. Penfield hatte 40 Jahre zuvor entdeckt, daß unsere gesamte Körperoberfläche im Cortex spiegelverkehrt abgebildet wird: NN-Forschungen ergaben aber auf mögliche Ursachen bis dahin keinen Hinweis.

Seither sind zehn Jahre vergangen. Eine furchtbare Zeit: Kein Gutachter sah sich in der Lage, eine Publikation zu befürworten. Ohne Veröffentlichung aber gibt es keine Fördermittel, ohne Fördermittel gibt es keine Stelle, keine Experimente und keine Veröffentlichung. Bis heute gab es keine Mark Grundlagenforschungsmittel, weder durch DFG noch durch BMBF, ich schaffte es nicht, die deutsche Neuro-Lobby zu knacken.

Letztlich blieb nach erfolglosen Antragsversuchen nichts weiter übrig,

als 1994 einen Industrieforschungsantrag (BMW Gewiplan) zu stellen. Das Projekt hieß NEURO3D (Neuronale Interferenzrekonstruktion) und gestattete die Entwicklung eines Simulators für Interferenznetzwerke. Eine Basisinnovation des dritten Jahrtausend wurde so aus Arbeitslosigkeit und getarnt als Industrieforschung geboren.

Um Gehör für diese neue Klasse der Interferenznetzwerke zu erhalten (die eigentlich ja wirklich "Neuronale Netzwerke" heißen müssten - verkehrte Welt) hatte ich die Idee, einige Applikationen zu gestalten. So sollte die interferenzielle Ortungsmöglichkeit des Stichts in den kleinen Zeh an einer akustischen Applikation verdeutlicht werden: Die akustische Kamera wurde geboren. Leider oder zum Glück verselbständigte sich diese Idee so sehr, daß heute niemand mehr die Wurzeln sucht.

Worum geht es in Zukunft?

Um Bilder der Gedanken. Die Spezifischen Eigenschaften von Interferenznetzwerken erklären nicht nur Aufmerksamkeit, gedanklichen Abgleich (Zooming, Moving), Schmerz oder Ideen (konjunktive Abbildungen), sie erklären auch Nachbarschaftshemmung und topographische Eigenschaften. Dies legt nahe, daß wir eines Tages Bilder unserer Gedanken machen werden: die Duplikation des Ichs rückt in die technische Realität - wohl noch nicht in die philosophische.

Wie weiter?

Das Daumen-Experiment belegt unsere offenbar permanente Unfähigkeit (diesmal die der Moderne), ernsthaft neue, wissenschaftliche Erkenntnisse zu fördern. Da ich irgendwann zuende war mit der Welt, habe ich weitere Versuche, Grundlagenmittel zu erhalten nicht mehr gewagt. Tröstlich für mich sind einzig neuerdings kommende Invited Plenary Lectures zu Neuro-Konferenzen (Australien BIS2000 und Cuba, NF2002 etc.).

Ein frohes Fest und einen guten Rutsch!