

The velocity along the axon varies directly with its diameter, from less than one meter per second in thin axons, which are usually short, to more than 150 meters per second in thick axons, which are usually long.

Warren S. McCulloch/Walter Pitts

Laufzeitleitungen

Das Verhältnis zwischen Impulsdauer dt und Ausbreitungsgeschwindigkeit v bestimmt die örtliche Auflösung ds eines Systems, dh. die zu einem Zeitpunkt meßbare Länge des Impulses nach der bekannten Gleichung $v = ds/dt$. Je schärfer und nadelförmiger der Impuls ist, desto kürzer wird seine örtliche Lokalisation zu einem Zeitpunkt, desto höher wird aber gleichzeitig die Störungsempfindlichkeit der Abbildung. Sensibilität und Robustheit sind offenbar prinzipiell unvereinbar.

Tabelle: Ausgewählte Leitgeschwindigkeiten und geometrische Breite eines 1ms-Impulses

Faser-durchmesser [in μm]	Typ nach Erlanger/ Gasser	Typ nach Lloyd/ Hunt	Leitgeschwin- digkeit [in m/s]	Funktion und Vorkommen z.B.	geometrische Breite eines 1ms-Impulses [in mm]
12-20	nach	I	70...120	Versorgung quergestreifter Muskulatur	70...120
6...12	A β	II	30...70	Hautafferenzen für Berüh- rung und Druck	30...70
3...6	A γ		15...30	motorische Versorgung zu Muskelspindeln	15...30
2...5	A δ	III	12...30	Hautafferenzen, Drucksensibilität	12...30
1...3	B		3...15	Symphatisch präganglionär	3...15
0,4...1,2	C	IV	0,5...2	marklose Fasern, Schmerz der Haut	0,5...2

Nervales Auflösungsvermögen

Nervenleitgeschwindigkeiten im menschlichen Organismus^{54]} sind vielfältig untersucht worden. Den Klassifikationen nach Erlanger/Gasser (1939) sowie nach Lloyd/Hunt (1943) in Nix^{55]} oder

^{54]} Leven, B.: Elektroneurographische Diagnostik. In: Klinisch-neurophysiologische Methoden. Einhorn- Presse Verlag Reinbek, 1986.

^{55]} Nix, Wilfried: Der periphere Nerv. Einhorn- Presse Verlag, Reinbek, 1987, S.19.

Schmidt^{56]} sind korrelierende, auszugsweise in der Tabelle wiedergegebenen Daten zu entnehmen. Alterungseinflüsse, wie auch Temperaturgang werden diskutiert. Interessanterweise werden, im Gegensatz zum Skalierungsverhalten mikroelektronischer Bauelemente, die Nervenfasern immer langsamer, je dünner sie werden.

Wird von einer derzeit beobachteten Impulsdauer dt der Impulsspitze von etwa einer Millisekunde ausgegangen (leider sind nur wenige, und oft widersprüchliche Daten zu gemessenen Impulsformen zugänglich), lassen sich die in der rechten Spalte eingetragenen Impuls- Auflösungsgrößen aus $ds = v \cdot dt$ überschlägig berechnen. Die verblüffende Korrelation dieses Ergebnisses mit Sensibilitätsmessungen der Haut bzw. mit der vergleichsweise großen Länge von Muskelfasern kann mit bisherigen neuronalen Modellvorstellungen kaum begründet werden. Ein Indiz mehr, das für Impulsinterferenzen spricht.

Technische Nachbildungen

Analoge Laufzeitleitungen

Technische Nachbildungen von Laufzeitleitungen weisen ein Problem aus. Jedes Bauelement besitzt Toleranzen. Eine aus RC- Gliedern aufgebaute Verzögerungsleitung zeigt eine toleranz- und temperaturempfindliche Verzögerungszeit. Kann der Temperatureinfluß durch symmetrische Wirkprinzipien zwar unterbunden werden, so führt doch die Fertigungstoleranz der verwendeten Widerstände und Kondensatoren zu ernsthaften Abbildungsfehlern. Ist die Empfängermatrix, gemessen an der zu empfangenden, geometrischen Impulslänge eher löchrig, treffen abzubildende Bildpunkte ins Leere, die Abbildung selbst geht verloren. Interferentiell wirkende Systeme sind folglich nur realisierbar, wenn entweder

die Laufzeittoleranz hinreichend minimiert werden kann, oder wenn

die Empfangsmatrix hinreichend dicht im Verhältnis zur Impulslänge ist.

Die Biologie kann Kriterium 2) hinreichend erfüllen. Sache des Trainings ist es, wie nahe die Trefferwahrscheinlichkeit für ein bestimmtes Matrixelement an 100% herankommt. In der technischen Realisierung würde man sich, um den Aufwand gering zu halten, eher Kriterium 1) zugeneigt fühlen, sofern es nicht Echtzeitbelange erfordern, analoge Wirkprinzipien zu nutzen. Technische Laufzeitleitungen sollten deshalb, sofern möglich, mit Schieberegistern, also digital ausgeführt werden. Analoge Laufzeitleitungen können in Form elektrischer oder optischer Wellenleiter^{57]} dargestellt werden als:

- ◆ Hohlleiter (für Radar- und ns- Meßsysteme),
- ◆ geschirmte, insbesondere Koax- Leiter,
- ◆ Mikrostreifenleitung (Microstrip), insbes. als Koplanarleitung
- ◆ beidseitig geschirmte Streifenleitung (Stripline, Triplateline)
- ◆ Glasfaser- Lichtwellenleiter

Zur Impulsübertragung über weite Strecken sind Koax- und Lichtwellenleiter favorisiert. Miniaturisierung bei gleichzeitig hoher Robustheit ist bei Triplatelines in Form dreilagiger PCBs gegeben. Desweiteren lassen sich aktive Formen analoger Laufzeitleitungen darstellen:

^{56]} Schmidt, R.F., Thews, G.: Physiologie des Menschen, 24. Aufl., Springer-Verlag Berlin, 1990, S.40

^{57]} Zinke, O.; Brunswig, H.: Lehrbuch der Hochfrequenztechnik, Bd.1, 4. Aufl., Springer- Verlag Berlin, 1990, S. 148.

- ◆ als Monoflop⁵⁸¹ in integrierter Schaltungstechnik
- ◆ mit akustischen Medien (Oberflächen- Wellen)
- ◆ mit Ladungsgekoppelten Bauteilen (Charge Coupled Devices).

Oberflächenwellen- sowie CCD- Bauelemente könnten Bedeutung in der Realisierung von Impuls-Linsensystemen erlangen.

Digitale Laufzeitleitungen

Ein Schieberegister⁵⁹¹ steuerbarer Taktfrequenz stellt die einfachste Form einer Laufzeitleitung dar. Es ist durch eine Besonderheit gekennzeichnet: Die Impulsdauer ist direkt gekoppelt und somit proportional zur Laufgeschwindigkeit. Beide stehen in einem untrennbaren Zusammenhang. Daraus resultiert ein nutzbarer Vorteil. Gelingt es, ein technisches System so in Zellen zu partitionieren, daß diskrete, logisch den Taktintervallen zugeordnete Einheiten entstehen, sind Abbildungsfehler vollkommen auszuschließen.

Es entsteht ein allen bekannten, digitalen Erfordernissen in Nichts nachstehendes Wirkprinzip, daß es gestattet, ohne ein einziges Protokollbit Daten und Abbildungen an gleichzeitig verschiedenste Empfänger zu versenden, sofern einige im Aufsatz dargelegte Nebenbedingungen beachtet werden.

Derzeit stehen als verzögernde Medien für technische Laufzeitsysteme zur Verfügung

- ◆ Shiftregister- IC (Integrated Circuit) der TTL- Standardreihen bis zu 8bit
- ◆ Shiftregister- Spezial- IC für Video- Anwendungen, bis 2048bit
- ◆ Video- RAM (Random Access Memory) bis 1Mbit
- ◆ Serielle CCD (Charge Coupled Devices)- Speicher bis 64kbit
- ◆ Video- Verzögerungsleitungen bis 64µs
- ◆ Gate Array- IC's der Komplexität bis zu einer Million Gates
- ◆ Standard Cell- und Full- Custom IC's

Dabei erfüllen integrierte Schieberegister die Forderungen nach Flexibilität und Anpassbarkeit an eine Aufgabenstellung am besten.

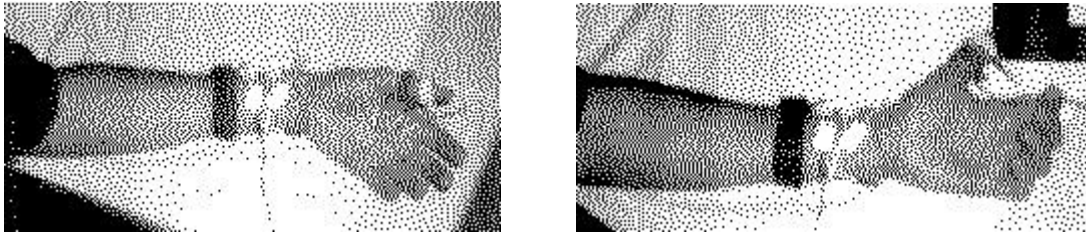
Dehnungsexperiment am Daumen

Im Experiment (EMG) kann eine (sicher recht schwache) relative Verschiebung (siehe Abschnitt *Krümmung*) einer Wellenfront in Bezug auf den Empfänger bei gegensinniger Dehnung bzw. Stauchung von zwei Nerven beobachtet werden.

Dazu werden in den Daumen (anatomisches Gebiet des N. radialis und des N. medianus) Stromimpulse (4,5...5,5 mA, 0,5...1 ms) eingespeist, die oberhalb des Handgelenks an Stellen, an denen diese Nerven nahe an die Oberfläche kommen, 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.

⁵⁸¹ Tietze, U., Schenk, Ch.: Halbleiter- Schaltungstechnik. 9. Aufl., Springer- Verlag Berlin, 1991.

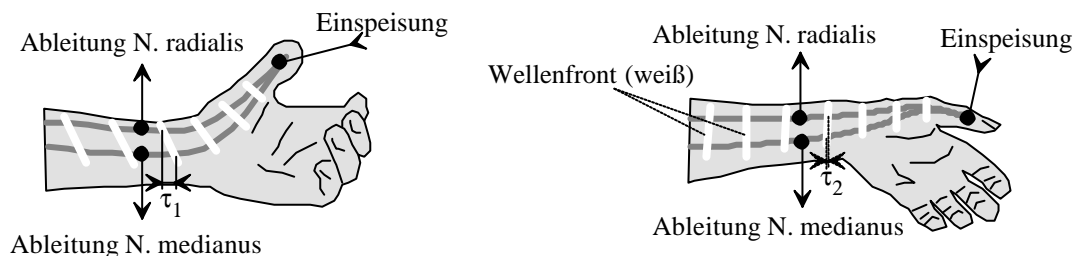
⁵⁹¹ Kühn, Eberhard: Handbuch TTL- und CMOS- Schaltkreise. 3.Aufl., Verlag Technik Berlin, 1988.



Bei einer Veränderung der Stellung des Daumens zwischen den Endlagen verändert sich ihre Lage gegeneinander. Die Impulse wurden mit einem Durchschnittsbildner (Averager) aus dem Rauschen zufälliger, anderer Impulse geholt. Nach etwa 10 Impulszyklen sind die zu untersuchenden Impulse gut zu erkennen. Ab etwa 3 mA sind die Stromimpulse deutlich zu spüren, jedoch auf dem Bildschirm noch nicht zu erkennen. Erst ab etwa 4,8...5,2 mA werden sie sich bei Mittelwertbildung erkennbar. Nahezu gleichzeitig sind sie auch bei Beobachtung des laufenden Signals zu erkennen.

Die Verschiebung der relativen Verzögerungszeit zwischen beiden Strängen ist in Abhängigkeit von der Daumenstellung am N. medianus besonders deutlich zu erkennen. Der jeweils größere Biegeradius benötigt eine längere Laufzeit.

Eigentlich war von diesem Versuch kein Ergebnis erwartet worden. Schnittbilder von Nervensträngen^{60]} zeigen einen partiell schraubenförmigen Verlauf der Fasern, durch den eine Verlängerung des Nerven ohne eine Dehnung der Faser möglich wird. Erst nachdem andere Versuche zum Nachweis einer Interferenz mißlingen und theoretisch begründbare Zweifel entstanden, ob es überhaupt möglich ist, in interferentiell gesicherte Systeme einzudringen, erfolgte zur Vervollständigung dieses einfache Experiment.



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

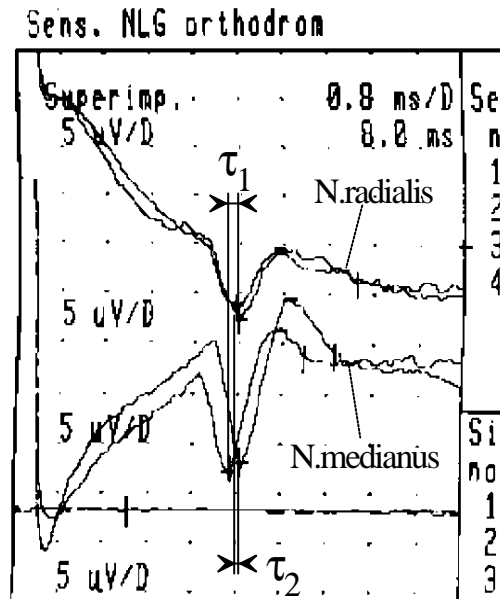
$$\tau_1 = \tau_r - \tau_m = -0,3\text{ms},$$

einwärts gebeugt ist eine Verzögerung von

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

zwischen N. radialis und N. medianus zu beobachten. In der Handskizze sind symbolisch Wellenfronten eingetragen, die diesen Sachverhalt verdeutlichen.

^{60]} Rauber/Kopsch: Anatomie des Menschen. Band 3: Leonhardt, H., Tillmann, G., Töndury, G., Zilles, K.: Nervensystem, Sinnesorgane. Georg Thieme Verlag Stuttgart, 1987, S. 81



Ergebnis der ersten, erfolgreichen Interferenzmessung.

Bei Veränderung der Daumenstellung verändert sich die Lage der ausgewerteten Minima zueinander.

Es wurde mit Differenzelektroden gemessen, daraus erklären sich die untenliegenden Maxima.

Die Unterschiede im Pegelniveau rühren offenbar von Oberflächenleitung her. Durch die Veränderung der Daumenstellung wird auch sie beeinflusst. Zur Abhilfe sollte man weit entfernt vom Bewegungsort ableiten.

Das erste Daumenexperiment wurde am 16. Dezember 1992

Die Entfernung zwischen Erregung und Abgriff betrug etwa 13 cm, die durchschnittliche Leitgeschwindigkeit 32,5m/s. Die Absolutzeitdifferenz zwischen den Orten zweier Neuronen x und y , die potenziell 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 angenommenem

$$v = 32,5\text{m/s}$$

bestimmen zu

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

Analyse von Empfangsorten hoher Entropie

Fassen wir die Daumenanordnung als eindimensionale Interferenzabbildung auf, lassen sich Ortszuordnungen bestimmen, deren energetisches Niveau angehoben wird (hierbei soll es nur um die Bestimmung des Ortes gehen, über die Höhe der Anhebung ist uns zu wenig bekannt).

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

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

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 auf die Zeitdifferenzen

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

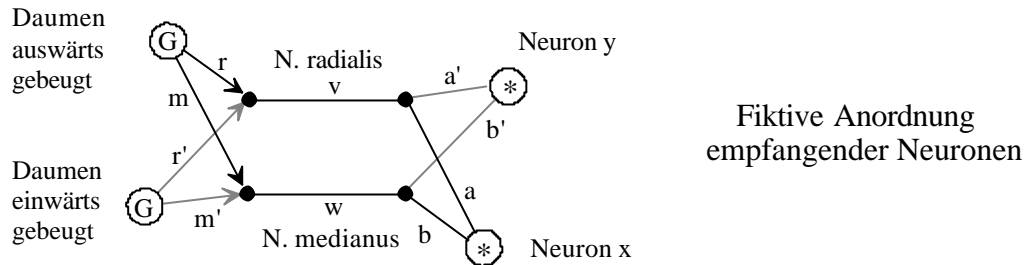
$$\tau_2 = \tau'_r - \tau'_m = \tau'_b - \tau'_a = (b'-a')/v$$

können die Einzelwegdifferenzen ermittelt werden.

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

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

Die Abbildung behält zwangsläufig einen Freiheitsgrad. Entweder ist a (a') oder b (b') vorzugeben, um den jeweils anderen Abstand zu ermitteln.

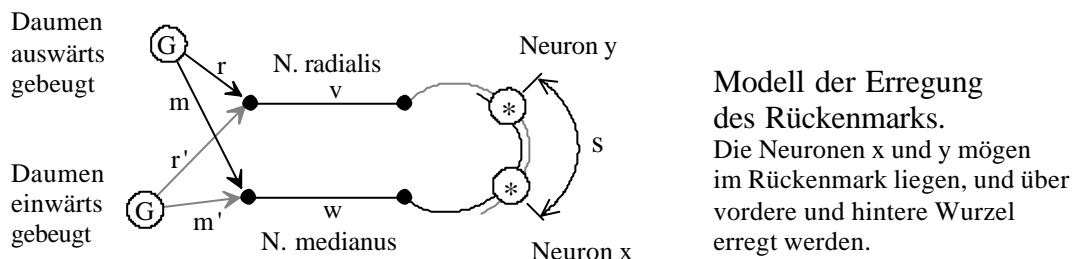


Es ist zu erkennen, daß eine verursachende Wegdifferenz spiegelbildlich auf eine empfangende Wegddifferenz abgebildet wird.

Ist unser neuronaler Apparat in der Lage, die Stellung eines Gelenks bei geschlossenen Augen zu ermitteln, dann kann er in der Lage sein, die im Plot ausgewiesene Interferenz zwischen zwei Impulsen auswerten zu können. Der Versuch ist ein Hinweis auf die potentielle Möglichkeit der Nutzung und Existenz neuronaler Interferenzen und neuronaler Abbildungen in und durch biologische Systeme.

Erregungsmodell des Rückenmarks

Die folgende Anordnung könnte die Erregung verschiedener Neuronen x und y im Rückenmark infolge einer unterschiedlichen Stellung des Daumens erklären, wenn entgegen gültiger Lehrmeinung eine gleichzeitige Ankunft des Signales über vordere und hintere Wurzel (radis radialis, radis dorsalis) angenommen werden kann.



Unter weiterer Annahme einer verringerten Leitgeschwindigkeit im Wurzelbereich des Rückenmarks von $v = 5 \text{ m/s}$ würde sich eine Wegdifferenz zwischen maximal erregten Neuronen im Rückenmark von etwa $s = v\tau = 5 \text{ m/s} \cdot 0,5 \text{ ms} = 2,5 \text{ mm}$ ergeben. (Diese Leitgeschwindigkeit ist fiktiv angenommen. Es liegen keine diesbezüglichen Untersuchungsergebnisse vor).

Vordere und hintere Wurzel sind für diese Art der Einbringung von Informationen in das Rückenmark (plexus brachialis, Armnervengeflecht im Halsbereich) zwingend vonnöten! (Zur näheren Erklärung betrachte man das *hyperbolische Rückenmarkmodell*).

Damit wird deutlich, welche Bedeutung das Wurzelgeflecht in vertikaler Richtung besitzen könnte. Vertikale und horizontale Komponente der Impulseinbringung in das Rückenmark sind prinzipiell gleichberechtigt. Das Wesen der Abbildung erschließt sich damit, daß differenzierte Sensoren oder differenzierte Stellungen der Extremitäten zu differenzierten Erregungsorten führen, obwohl eine

Vielzahl von anderen Sensoren gleichberechtigt dieselben Übertragungskanäle nutzt.

Es sei darauf hingewiesen, daß vorgestelltes Modell als ein solches aufzufassen ist. Vereinfachungen liegen in der Natur des Modells. Der Arm wird von drei dicken Nervensträngen (N. radialis, N. medianus, N. ulnaris⁶¹⁾) und mehreren dünnen Strängen durchzogen. Es ist zu erwarten, daß im allgemeinen Fall nicht nur zwei Übertragungskanäle oder Nerven an einer Abbildung beteiligt sind.

Es wäre zu erwarten, daß die Fähigkeit, diese Art Impulsinterferenzen zu erkennen, bei Blinden stärker ausgeprägt ist. Das ständige Bewegen im Dunkeln setzt eine exaktere Kenntnis der Lage aller Gliedmaßen voraus. Jede zufällige Erregung (Rauschen), die von einem jenseits eines Gelenks liegenden Erregungsort kommt, und die auf Bahnen unterschiedlicher Radien durch das Gelenk läuft, ist als Informationsquelle über den momentanen Beugungsgrad des Gelenks erschließbar.

Strangdehnung

Es 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 erklärt werden müßten.

Eine 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.

Neuriten mit Myelinisierung

Um ein tieferes Verständnis für das eigentümliche Leitsystem biologischer Organismen zu bekommen, kann z.B. Hühnereiweiß auf verdeckte Laufzeiteigenschaften überprüft werden.

Die Versuche bleiben erfolglos. Das Eiweiß ist überraschend niederohmig (Widerstand eines Würfels um 250Ω) und elektrisch stabil. Es verhält sich über 24 Stunden elektrisch konstant. Es können weder bei statischen, noch bei dynamischen Tests Ansätze für ein von gewöhnlichen, leitenden Medien abweichendes Verhalten entdeckt werden. Die Leitgeschwindigkeit entspricht mithin der mit Mitteln der klassischen Physik vorhersagbaren (Laplace'sche Differentialgleichung, Telegraphengleichung). Da sie zu hoch ist, kann sie an einem wenige Zentimeter langen Eiweißfaden mit Standard-Meßwerkzeugen nicht ohne größeren Aufwand bestimmt werden. Auch können keine

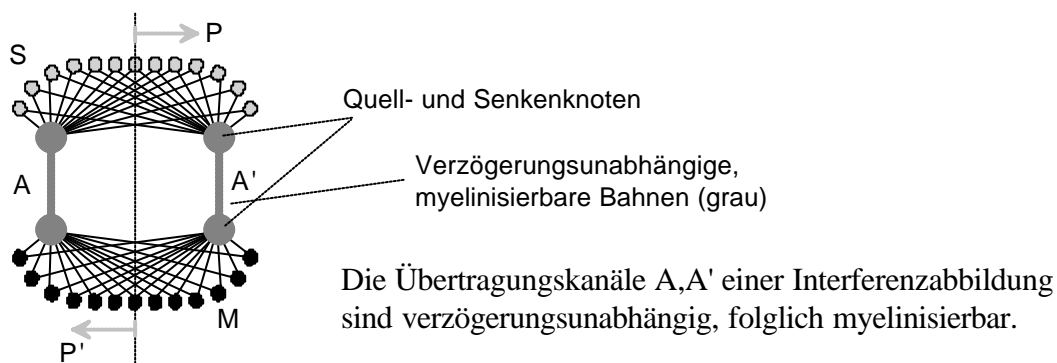
⁶¹⁾ Lippert, H. Anatomie - Text und Atlas. Urban&Schwarzenberg, München, 5. Aufl. 1989, S. 435

bedeutsamen Veränderungen des Eiweiß durch schwache, elektrische Stimulation nachgewiesen werden. Laufzeiteigenschaften des Eiweiß sind mit denen mikroelektronischer, dielektrisch isolierter Leitbahnen vergleichbar. Die zu erwartenden Leitgeschwindigkeiten im Eiweiß liegen *um etliche Zehnerpotenzen über denen neuronaler Leitung*.

Neuronale Leitung durch Eiweiß, aber auch durch jedes andere, nichtnervliche Körpergewebe erfolgt *praktisch verzögerungsfrei*. Sie ist zu schnell, um Interferenzen zwischen Impulsen der Breite um eine halbe Millisekunde innerhalb von biologischen Körperabmaßen zu ermöglichen.

Das legt nahe, daß es bei der Schöpfung des Nervs im Widerspruch zu geltenden Auffassungen nicht darum ging, die Leitgeschwindigkeit zu maximieren (mit vorhandenem Eiweiß- Material ginge es um Potenzen schneller).

Vielmehr ging es der Evolution wohl darum, Leitgeschwindigkeiten für interferenzielle Zwecke zu *minimieren*, bzw. sie fallbedingt auf die geforderte geometrische Impulsbreite zu optimieren.



Bemerkenswerterweise sind der Natur schnellere Übertragungsverfahren gegeben. Betrachtet man die saltatorische Erregungsleitung, so springt das Potential zwischen den Regeneratoren, den Ranvier-Schnürringen fast blitzartig über, da die zwischenliegenden Axonteile mit einer Myelinscheide isoliert sind⁶²¹. Betrachten wir unsere einfachste, monodimensionale Impulsabbildung (Eigeninterferenz), so wird deutlich, daß es eine Stelle in der Anordnung gibt, deren Geschwindigkeit bedingungslos maximiert werden kann. Bekanntlich können die Verzögerungszeiten τ_i aller n Übertragungskanäle einer Abbildung (A,A') um gleiche Verzögerungszeiten τ_k summativ verändert werden (siehe *konjugierte Abbildung*), ebenso könnten Sie um gleiche Faktoren k relativ verändert werden.

$$\forall_i: \tau'_i = \begin{cases} \tau_i * k & \text{(relative Änderung)} \\ \tau_i + \tau_k & \text{(konjugierte Abbildung)} \end{cases}$$

Während eine relative Änderung eine vorherige Gleichheit der Verzögerungszeiten der Übertragungskanäle

$$\tau_i = \tau$$

unbedingt voraussetzt, ist dies bei der konjugierten Abbildung nicht vonnöten. Sie verändert die Abbildung auch dann nicht, wenn die eigentlichen Übertragungsleitungen ungleich lang sind.

Da die Myelinhülle einer Papierrolle gleich um den Nerv wächst, wird sich die Verzögerungszeit ursächlich *relativ* und proportional zur Dicke der Hülle zeitproportional um einen Faktor k verringern.

Zwischen den Quell- und Senkenknoten, auf den Übertragungskanälen (A, A') ist eine gleichartige Verringerung aller Verzögerungszeiten um t ohne Einfluß auf die Abbildung.

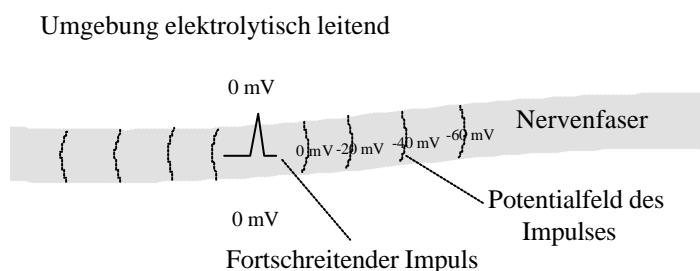
⁶²¹ Furukawa, T., Furshpan, E.J.: Two Inhibitory Mechanisms in the Mauthner Neurons of Goldfish. Journ. Neurophysiol., 26: 140-176 (1983). (nach Dudel in Schmidt, S. 42)

Die Natur reagiert offenbar mit der Myelinisierung dieser Netzwerkteile. Die nicht- neuronale Masse des Gehirns, wie des gesamten Körpers hat kurzschließende Eigenschaften, und kann deshalb nicht an *interferentiellen* Vorgängen (des Lernens) beteiligt sein. Die Ausprägung synaptischer Strukturen hat demzufolge wahrscheinlich keine elektrisch- informatische Beziehung zum extranervalten Feldgebiet. Es erscheint unter diesem Aspekt sehr wahrscheinlich, daß die neuronale Struktur des Gehirns fest vorgegeben sein muß; und daß im Gegensatz zu allen derzeitigen Anschauungen Lernfähigkeit durch *adaptive Veränderungen der Schwellwerte von Synapsen* und gleichzeitig *durch adaptive Dickenveränderung der Dendriten bzw. Axonen* (es ändert sich die Leitgeschwindigkeit, und damit die Verzögerung bzw. Codeanpassung des Abschnitts) hervorgerufen wird. Dem Autor sind bislang keine Betrachtungen zur Dickenlernfähigkeit von Axonen oder Dendriten bekannt geworden. Bisherige Betrachtungen gehen ausschließlich von adaptiven, synaptischen Fähigkeiten aus.

Interessanterweise erfüllt das angegebene Interferenzmodell des Palliums diesen Sachverhalt: Interferenz- Lernen ist ohne Strukturadaption möglich, wenn der Synapse die Eigenschaft eines gewichtenden Parameters, nicht die einer Struktur zugesprochen wird. Neuere Untersuchungen scheinen diesen Sachverhalt zu bestätigen: *danach sinkt die Zahl der Synapsen bei belehrten Jungtieren* im Vergleich zu einer unbelehrten Population⁶³¹.

Impulswanderung

Modellierungen gehen häufig von einem diskretisierten, elektrischen Ersatzschaltbild neuronaler Leitung basierend auf linearer Überlagerung aus, das aus Knoten und Zweigen besteht. Dem Knoten wird in der elektrischen Begriffswelt die Eigenschaft der Potentialgleichheit oder Potentialkonstanz zugeordnet. Jedes Stück aller an einen Knoten angeschlossenen Leitbahnen besitzt gleiches Potential und in Konsequenz gleichen Zeitbezug sowie die gleiche Zeitfunktion. Eine Änderung des Potentials ist nur in den Zweigelementen gestattet, folglich kann sich auch nur in ihnen der Zeitbezug oder die Zeitfunktion ändern.



Modell der nichtisolierten Faser. Es existiert lediglich ein lokales, zeitveränderliches Potentialfeld um einen Impuls herum.

Wir wollen prüfen, mit welcher Berechtigung diese Annahmen an einem Neuron gelten können, und wieweit sie sich erstrecken lassen.

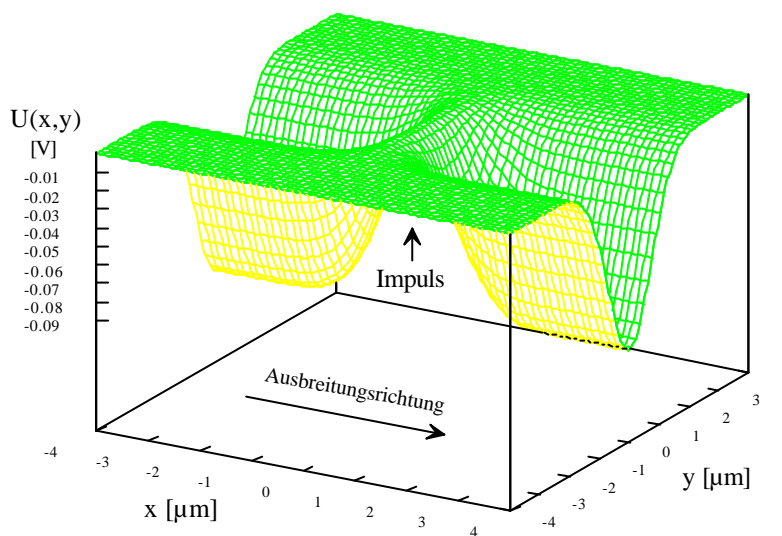
Im Gegensatz zu Annahmen, das Leitsystem eines Neurons wäre elektronischer Art, handelt es sich bei der Mehrzahl der Fasern (sog. marklose Fasern) um ein ionisch-stoffliches Austauschsystem in einem *elektrolytisch leitfähigen Raum ohne erkennbare, stoffliche Isolation*. Die Elektroden liegen, vergleichbar zu voltaischen Elementen, gemeinsam innerhalb eines elektrolytisch leitfähigen

⁶³¹ Scheich, H., Wallhäuser-Franke, E., Braun, K.: Does Synaptic Selection Explain Auditory Imprinting? aus: Squire, L., Weinberger, N., Lynch, G., McGaugh, J.: Memory: Localization and Locus of Change. Oxford University Press, 1991, S.114-159.

Mediums.

Es gibt zwei Typen von Nervenfasern. Die (oft junge, marklose) Nervenfasern, die nichtisoliert vom Potential der Umgebung scheinbar kurzgeschlossen ist, und die (oft ältere, markhaltige) Nervenfasern, um die herum die Schwannschen Zellen eine nicht- oder kaumleitende, spiralförmige Myelinhülle als Isolationshülle ausbilden.

Zur Darstellung der nichtmyelinisierten Faser. Während des Impulses führt Natrium-Einstrom durch die Membran des Nerven zu Potentialanstieg und Depolarisation. Nachfolgender Kalium-Ausstrom führt zur Repolarisation zurück. Der Vorgang ist experimentell detailliert untersucht worden. Eine Überblicksdarstellung befindet sich z.B. in ^{64]}.



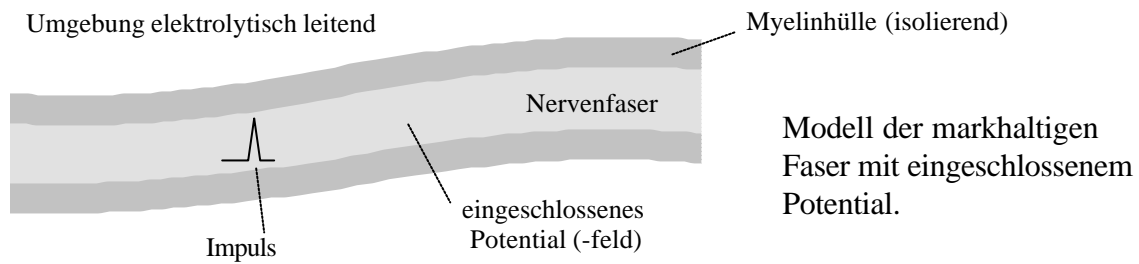
Der Tonus innerhalb des Nerven liegt im Negativen. Die Impulsspitze hebt sich daraus bis etwa zum 0V-Potential hervor. Kurzschluß bedeutet somit maximale Erregung.

```
plot 0.1*(exp(-x**2)*exp(-y**2)-exp(-y**2))
```

Dielektrisches Isolationsmodell eines nichtmyelinisierten Nerven beim Durchgang eines Impulses in der Simulation. Der Kanal wird über ionische Polarisation auf ein Grundpotential von -60...-100 mV vorgeladen. Depolarisation, z.B. durch Kurzschluß, wird als Erregungswelle fortgeleitet. Die Umgebung ist ebenfalls gut leitfähig.

Die Erhaltung dauerhafter Polarisation auf -90 mV jeder von etwa 10^{12} Fasern würde erheblichen Energieaufwand bedeuten, wenn angenommen werden würde, daß die Faser ohmsch mit der elektrolytisch leitenden Umgebung verbunden ist. Die Natur mag indes sparsamsten Umgang mit Energie, das Gesamtsystem dieser zwölf Billionen Fäserchen verbraucht weniger Energie, als unser Personal-Computer. Folglich ist der ohmsche Kurzschluß an der Membran der marklosen Faser auszuschließen. Aufgrund der fehlenden Isolationsmöglichkeit ist die Art der Isolation vergleichbar zur dielektrischen Isolation in mikroelektronischen Bauteilen. Dies wird durch Ionenpumpen erreicht. Die so entstehende, elektrolytische Spannungsquelle ist direkt mit dem geladenen Akkumulator verwandt. Auch hier lösen Konzentrationsgradienten den statisch bestehenden Potentialabfall aus.

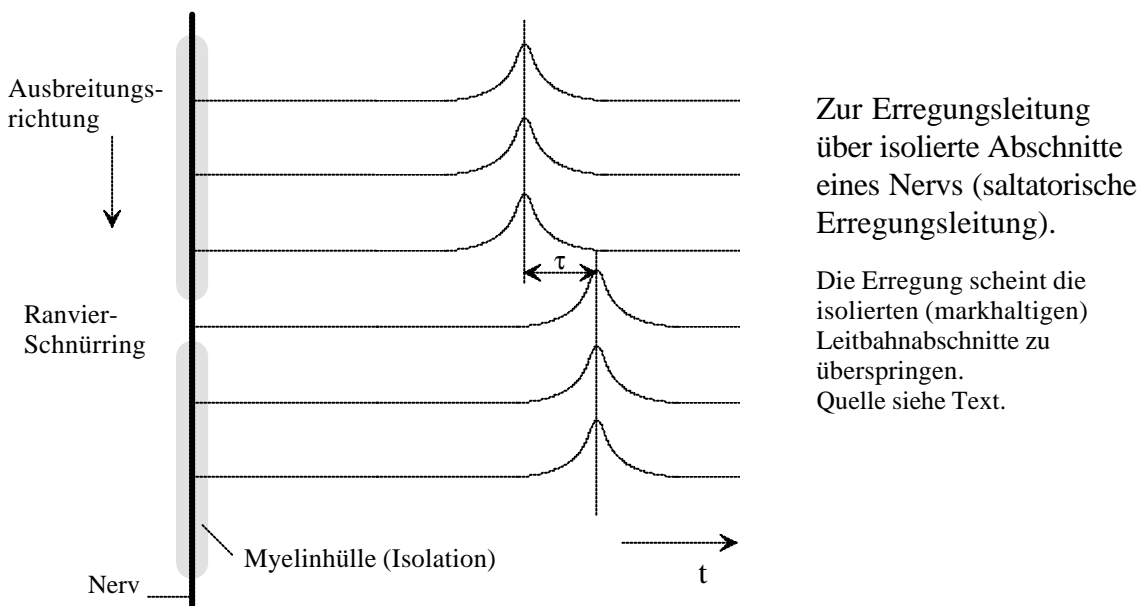
^{64]} Magleby, K.L., Zengel, J.E.: A quantitative description of stimulation-induced changes in transmitter release at the frog neuromuscular junction. J. Gen. Physiol. 80(1982), pp. 613-638. (siehe z.B. Dudel in Schmidt, S. 20 ff)



Myelinisierte Bereiche einer Nervenfasers zeigen indes ein 'Springen des Potentials' (Saltatorische Erregungsleitung) über den isolierten Bereich.

Die Zeitfunktion am Anfang und am Ende eines myelinisierten Abschnitts scheint nahezu identisch, das Aktionspotential breitet sich fast verlustlos und verzögerungsarm von Schnürring zu Schnürring aus. Im Bereich der Isolation wirkt ausschließlich ein ohmscher Leitungsvorgang, der mit der Leitungsgleichung beschrieben werden kann. Entsprechend sind Zeitkonstanten zu erwarten, die um Größenordnungen niedriger liegen, als die der ionischen Leitung und die im Vergleich zur ionischen Leitung ohne Isolation vernachlässigbar sind. Das Vorhandensein der Verzögerung in myelinisierten Abschnitten wird dem Experimentator folglich nicht bewußt.

In Äquivalenz zum elektrischen Knoten- oder Leitungsbegriff zur Abstraktion des potentialgleichen Gebiets, überspringt das Potential (besser die Zeitfunktion des Potentials) diesen Bereich.



Dabei wird der Myelinhülle die Eigenschaft der Beschleunigung der Reizweiterleitung zugeschrieben. Dies ist sicher der Fall. Nur ist nicht zu übersehen, daß beliebig schnelle Fortleitung bei konstanter Impulsdauer zu beliebig großer, geometrischer Impulslänge führt. Damit geht die Möglichkeit der neuronalen Abbildung verloren, das Nervensystem verlöre sein Adressierungssystem. Offenbar fand die Natur einen brauchbaren Kompromiß, indem die Markscheide (die isolierende Hülle) in kurzen Abständen unterbrochen ist. Diese Stellen, an denen der Nerv wieder marklos zutage tritt, werden als Ranviersche Schnürringe bezeichnet. Eine Verzögerung des Signals ist nur innerhalb des Bereiches dieser Schnürringe meßbar^{65]}.

^{65]} Furukawa, T., Furshpan, E.J.: Two inhibitory mechanisms in the Mauthner neurons of goldfish. J. Neurophysiol., 26(1963), pp. 140-176. (nach Dudel in Schmidt, S. 42, Abb. 2-23)

Entsprechend ist die Abstraktion eines Potentials nur innerhalb myelinisierter Abschnitte eines Nervs berechtigt. Außerhalb myelinisierter Abschnitte wirkt der Nerv als Leitbahn mit verteilten Parametern, also als Laufzeitleitung.

Die Zeitfunktion des Potentialsprungs über Ranviersche Schnürringe zeigt eine Idealisierbarkeit der isolierten Abschnitte an. Man kann markhaltige Abschnitte in Näherung als verzögerungsfreie Abschnitte auffassen, und ihnen im elektrischen Ersatzbild eine potentialkonstante Knoteneigenschaft zuordnen.

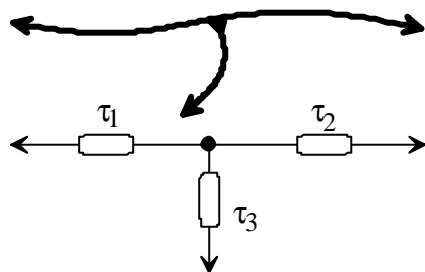
Es ist zu erkennen, daß das entstehende Modell nur schwer abstrahierbare Knoteneigenschaften aufweist. Es besitzt jeder gesteuerte Inkrementalknoten i seine eigene, gegenüber dem Vorgänger $(i-1)$ um $d\tau$ verschobene Zeitfunktion.

$$f_i(t) = f_{i-1}(t - d\tau)$$

Wird eine Summe von n Zeitverzögerungen zu $\tau = n d\tau$ zusammengefaßt, können verzweigungsfreie Abschnitte des Neuriten zu einem vereinfachten Verzögerungsmodell zusammengefaßt werden.

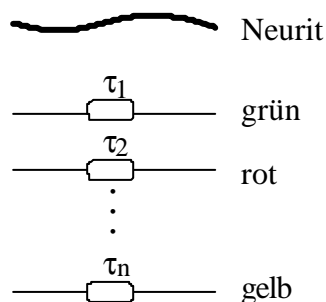
$$f_k(t) = f_{k-1}(t - \tau)$$

Es ist zu beachten, daß ein Neurit zusätzlich andere, für Hemmung und Erregung der Synapsen verantwortliche Substanzen zu transportieren hat (siehe *N. saphenus*). Diese Substanzen sind nicht einfach vorhanden, wo sie gebraucht werden. Vielmehr ist anzunehmen, daß sie im gleichen Maße wie die bekannten Impulse gebildet und verbraucht werden. Nur fließen sie mit erheblich geringeren Geschwindigkeiten, und sind vermutlich schärfer lokalisiert. So sind nebeneinander liegende Synapsen bekannt, deren Aktivierungstyp entgegengesetzt ist. Folglich erscheint es berechtigt, diese materiellen Leitsysteme mit eben demselben Laufzeitansatz zu beschreiben. Da anzunehmen ist, daß ebenfalls Überlagerungen solcher extrem langsamen Partikelströme zu beobachten sein werden, erscheint deren Modellierung mit identisch demselben Interferenzansatz als verheißungsvoll.



Verzögerungszeitmodell eines nichtisolierten Neurits mit Abzweig

Folglich könnte ein und derselbe Leitbahnabschnitt prinzipiell mehrere, verschiedene Laufzeiten $\tau_1, \dots \in \tau_n$ für verschiedene Impulsarten besitzen (siehe Abschnitt *Gefärbte Interferenzsysteme*). Ein entsprechender Nachweis wird noch zu führen sein.



Modell eines gefärbten Abschnittes eines Neuriten.

Verschiedenen Impulsfarben sind unterschiedlich gefärbte Verzögerungszeiten zugeordnet. Die Leitsysteme sind nur an Synapsen aneinander gekoppelt.

Feldtypen für gerichtete Ausbreitungsvorgänge

Die Ursachen der Impulsausbreitung sind bislang nicht plausibel geklärt. Folgende motorischen Antriebe kommen für die Pulsausbreitung der verschiedenen gefärbten Pulssystemen (siehe dort) in Betracht:

1) Diffusionsfeld (führt zu starker Dispersion)

Diffusionsprozesse scheiden wegen der starken, mit ihnen verbundenen Signaldispersion als Impulsträger in interferentiell wirkenden Laufzeitsystemen aus.

2) Verschiebungsfeld (Mitschwimmen im Strom der Zellversorgung)

Verschiebungsfelder kommen in Betracht für nachgewiesenen, extrem langsamen Impulstransport (siehe *radioaktiv markiertes Leucin*), sofern die Referenz langsamer Träger zu synaptisch hemmenden bzw. erregenden Substanzen nachgewiesen werden kann.

3) Verbrauchsfeld (gerichtete Bewegung entsteht durch Verbrauch von Ressourcen)

Verbrauchsfelder werden als Prototyp durch den Heuschreckenschwarm dargestellt. Die einmal eingeschlagene Ausbreitungsrichtung kann nicht mehr verlassen werden, weil die Ressourcen hinter dem Schwarm verbraucht sind. Es ist sehr wahrscheinlich, dass die von elektrischen Feldern begleiteten Impulse als solche erkannt werden können. Nachweise darüber sind indes explizit nicht erwähnt, obwohl hinreichend viele Untersuchungen zum Kalium/Calcium- System des Nervs bekannt sind⁶⁶¹.

4) elektrisches Gradientenfeld (Längspotential erforderlich)

Elektrische Gradientenfelder setzen ein Potential entlang der Faser voraus. Da sich der unisolierte Nerv in einem gutleitenden Elektrolyten befindet, scheiden elektrische Gradientenfelder als Motor der Bewegung wohl aus.

5) nichtelektrisches Konzentrationsgradientenfeld (Lockstoff-Feld)

Nichtelektrische, stoffliche Gradientenfelder (Lockstoffe) sind in verschiedener Weise Gegenstand der Forschung. Es können eine Vielzahl von Substanzen lockend wirken.

6) Trägheitsfeld (Wasserwellen, elektrische Wellen)

Trägheitsfelder, besser kinetische Felder (wandernder Impuls auf der Koaxleitung, Wasserwellen), kommen nicht in Betracht, da als Quelle von Polarisierung und Depolarisierung der Membranmechanismus der Zellwand hinreichend erkannt ist.

Falls nicht ein wesentlicher Feldtyp unerwähnt blieb, so ist unter Beachtung einer tatsächlich beobachtbaren Impulsauslöschung beim Zusammentreffen zweier Impulse vom Typ des *Verbrauchsfeldes* auszugehen.

Eigenschaften von Verbrauchsfeldern

Gegenüber dem trägen Feld (elektrische Pulsübertragung, Wasserwelle) besitzt dieser Typus eine wesentliche Besonderheit: eine Überlagerung zweier sich begegnender Wellen findet in Form einer Auslöschung statt.

Folglich gilt nicht der aus der Mathematik und Elektronik bekannte Überlagerungssatz!

⁶⁶¹ siehe umfangreiche Quellverweise in Schmidt, R.F., Thews, G.: Physiologie des Menschen, 24. Aufl., Springer-Verlag Berlin, 1990

Dieser Feldtyp besitzt völlig von elektrischen Feldern abweichende Eigenschaften, die mit üblichen Mitteln der Mathematik nicht ohne weiteres zu beschreiben sind.

Für die Überlagerung $f(t)$ zweier gegeneinanderlaufender (Zeit-) Funktionen $g(t)$, $h(\tau-t)$ gilt bei Gültigkeit des Überlagerungssatzes (*Trägheitsfelder*) im gesamten Intervall $0 \leq t \leq \infty$:

$$f(t) = g(t) + h(\tau-t).$$

Hingegen gilt für *Verbrauchsfelder*

$$f(t) = g(t) + h(t-\tau) \text{ für } 0 \leq t \leq \tau$$

sowie

$$f(t) = 0 \text{ für } t \leq 0 \text{ oder } t \geq \tau,$$

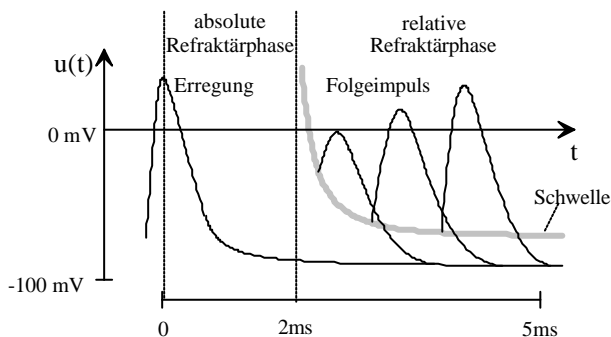
die gegeneinander voranschreitenden, 'fressenden' Verbraucher verhungern an ihrem Treffpunkt τ (t stellt die Zeitachse dar).

Sofern also ein Nervenimpuls durch ein Verbrauchsfeld charakterisiert werden kann, gilt nicht die Leitungsgleichung⁶⁷¹.

Lineare Algebra kann nur partiell, in der Beschränkung auf Intervalle, angewandt werden.

Refraktärdistanz; Erschöpfungszone eines Impulses

Jedes Wissensgebiet besitzt Schlüsselerkenntnisse, die vom oft Wirkungen in verschiedene Richtung haben. Eine solche Rolle spielen die mannigfachen, aus Messungen der Refraktärphase ableitbaren, wellentheoretischen Bezüge.



Refraktärphase am Neuron nach einer Erregung.

Quelle: J. Dudel in [Schmidt] S. 27, Abb. 2.9

An anderer Stelle wurde bereits ein Zusammenhang zwischen notwendiger Erregungshöhe und Erholungszeit (Refraktärzeit, Refraktärphase) des Neurons erwähnt. Je kürzer die Erholungszeit, desto höher muß das erregende Potential werden, um eine erneute Erregung auszulösen. Innerhalb der ersten Millisekunden ist überhaupt keine Erregung möglich⁶⁸¹. Hernach erst sinkt die Kurve der benötigten Aktivierungsenergie allmählich ab.

Ausdruck der absoluten Refraktärphase ist die maximale Erregungsfrequenz eines Neurons, je nach

⁶⁷¹ In verschiedenen Werken wird die 'Kabelgleichung' eingeführt, und als lineare Differentialgleichung zur Lösung neuronaler Probleme herangezogen. Bei Ungültigkeit des Überlagerungssatzes ist dies zur Modellierung eines Nervs unzuweckmäßig. So geschehen z.B. in A. Grauel: Neuronale Netze.

BI-Wissenschaftsverlag Mannheim, S. 17 oder in Koch, C.: Nichtlineare Informationsverarbeitung in dendritischen Bäumen beliebiger Geometrie. Dissertation. Eberhard-Karls-Universität Tübingen, Fak. für Physik, 1982.

⁶⁸¹ Schmidt, R.F., Thews, G.: Physiologie des Menschen, 24. Aufl., Springer-Verlag Berlin, 1990, S.27, Abb.2-9.

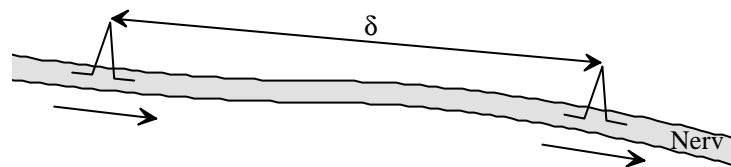
Zelltyp reicht sie bis zu maximal 3000 Impulsen pro Sekunde (Gehör).

Betrachten wir nun einmal die Rolle der Refraktärphase in der Bewegung eines Impulses entlang eines Nervs. Bekanntlich besitzt in der Wellenmechanik jede zeitliche Repräsentation auch eine örtliche und umgekehrt.

Gesetzt den Fall, zwei Impulse laufen hintereinander. Der Folgeimpuls kann erst in einem Abstand folgen, der größer als die Refraktärphase ist. Je kürzer zwei Impulse aufeinander folgen, desto höher muß die Erregung des zweiten Impulses sein. Je länger die Refraktärzeit war, desto geringer kann die Ausgangsamplitude des zweiten Impulses werden, um dennoch vom Nerv transportiert zu werden. Entlang einer Leitbahn kann die vergangene Zeit in einen durchlaufenen Weg übersetzt werden, über die Ausbreitungsgeschwindigkeit v ist die Refraktärzeit τ mit dem geometrischen Folgeabstand der Impulse verknüpft. Dieser Abstand soll als *Refraktärdistanz* δ eingeführt werden,

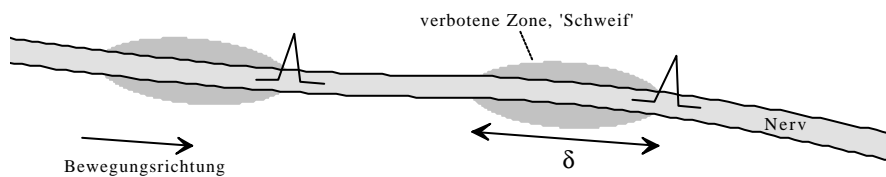
$$\delta = v \tau.$$

Die Refraktärdistanz δ versteht sich als Distanz zweier, sich ausbreitender Impulse.



Refraktärdistanz zweier Impulse.
Der Folgeimpuls folgt in einem
Mindestabstand, der aus der Re-
fraktärzeit bestimmbar ist.

Ursächlich wird die Refraktärdistanz δ durch die Erschöpfung des Gebietes im Rahmen des K^+/Ca^+ -Systems verursacht. Folglich kann die Refraktärdistanz auch als Erholungszone betrachtet werden, innerhalb derer keine Erregung möglich ist. Wir kommen zu einem Modellbild, das davon ausgeht, daß jeder Impuls einen 'Schweif' nachzuziehen scheint, dessen zeitliche Länge und dessen geometrische Ausdehnung als Refraktärdistanz bestimmbar ist. Im Gebiet des 'Schweifes' ist es nicht oder nur erschwert möglich, eine Erregung auszulösen. Folglich wäre es angemessen, vom Gebiet der Refraktärdistanz als einer *verbotenen Zone* zu sprechen.



Zur Veranschaulichung der Refraktärdistanz als verbotene Zone.

Modelle für Impulsausbreitung

Wäre ein Nerv nur in der Lage, Impulse ausschließlich in eine Richtung zu transportieren, so müßte sich dies vergleichbar dem Gefälle eines Flusses, oder dem Potentialabfall einer elektrischen Leitung anhand eines (wie auch immer gearteten) Potentialfeldes nachweisen lassen. Da es bislang keine Hinweise auf ein solches Potential gibt, erscheint es legitim, davon ausgehen, daß ein Impuls grundsätzlich *in alle Richtungen* transportiert werden kann, die nicht temporär durch verbotene Zonen versperrt sind. Entsprechende Experimente an langen Axonen bestätigen die bidirektionale

Ausbreitung von Impulsen im Versuch.

Lediglich die Initialisierung, die Ausbildung der verbotenen Zone, des Schweifes in die eine oder die andere Richtung sorgt dafür, in welche Richtung der Impuls weiter fortschreitet. Es wird ihm nicht möglich sein, seinen Schweif energetisch zu durchtunneln. Folglich ist er gezwungen, 'sich dorthin durchzufressen, wo Nahrung vorhanden ist'. Er breitet sich konsequenterweise in alle verfügbaren Richtungen aus, die nicht durch verbotene Zonen blockiert sind.

Diese Annahme, so simpel sie erscheint, hätte gewisse Konsequenzen.

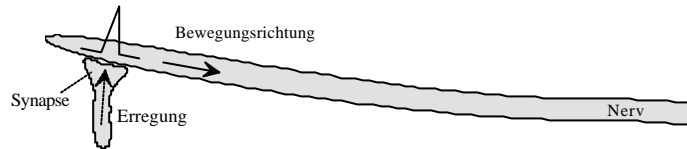
- *Axon und Dendrit sind funktionell gleichgestellt, die funktionelle Unterscheidungsmöglichkeit zwischen ihnen entfällt;*
- *Die Informationsausbreitung auf Nervenfasern paßt in kein Schema, sie ist abwechselnd mono-, bi-, oder multidirektional je nach lokalen Gegebenheiten.*

Insbesondere 1) offenbart dann die Schwierigkeiten der bisherigen Denkwelt: axonal-dendritische, axonal-axonale, dendritisch-dendritische Synapsen bekommen endlich ihren Sinn. Wenn es *außer anatomischen keine funktionellen Unterscheidungsmöglichkeiten* zwischen Axonen und Dendriten gibt, werden verschiedenartige Synapsen schlicht zu Synapsen. Die Unterscheidung zwischen Axonen und Dendriten erfolgte bislang offenbar ausschließlich im Geist des Experimentators. Auf der Suche nach Dendriten waren Dendriten zu finden, auf der Suche nach Axonen wurden Axonen gefunden. Es hätte der Verwechslung bedurft (die sicherlich manigfach stattfand) um herauszufinden, daß Axon und Dendrit *funktionell* gleichwertig arbeiten. Andererseits wird seit langem zB. von efferenten (Typ Output) und afferenten Axonen (Typ Input) gesprochen (Schmidt, S. 190, Abb. 8.3-C). Offenbar ist die Unterscheidung nur bei ingenieurtechnischen Arbeiten von funktioneller Natur, während Mediziner den Namensstamm kennen,

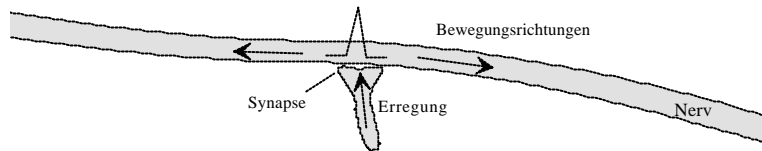
axonal: in Achsrichtung;

dendritisch: verästelt, verzweigt

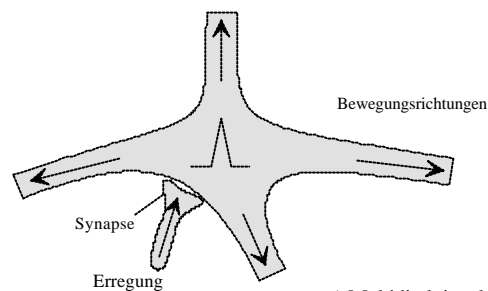
und ausschließlich anatomische Verschiedenheiten bezeichnen! (Die AI-Welt bezeichnet versehentlich mit Axon zumeist den Signalausgang, und mit Dendrit den Signaleingang eines (technischen) Neurons).



a) Monodirektionale Ausbreitung



b) Bidirektionale Ausbreitung



c) Multidirektionale Ausbreitung

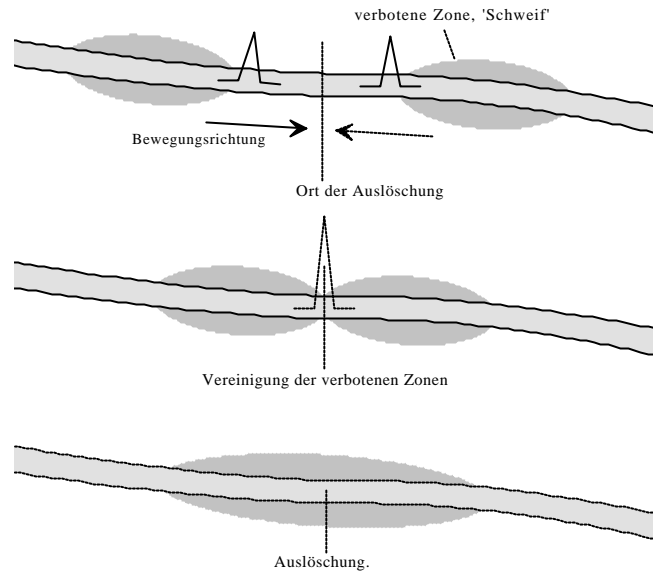
Impulsausbreitungsmöglichkeiten am Nerv bei fehlendem Potentialfeld

Zur Veranschaulichung betrachte man die im Bild dargestellten Möglichkeiten von Ausbreitungen unter Annahme der Vermutung der Potentialfeldfreiheit. Die Ausbreitungsgegebenheiten weichen von üblichen Leitbahnen der Elektronik etwas ab, und sind relativ komplex zu modellieren.

Bild c) zeigt eine Konstellation, die geeignet sein könnte, elementarste Lernmodelle der Art nach McCulloch/Pitts zu überwinden. Aber der Schein trügt. Diese Konstellation ist nur scheinbar ein Neuron. Eine Betrachtung zu Querschnitten zeigt, daß Erregung in einem ausfächernden System gedämpft wird. Besitzt der Zellkern des Neurons eine bestimmte Oberfläche im Verhältnis zur Querschnittsfläche der angeschlossenen Faser, so tritt Erregung des großen Körpers erst ein, wenn prozentual eine bestimmte Konzentration des Volumens erreicht wird. Aus dem Konzentrationsunterschied entsteht dann tatsächlich ein Schwellwert.

Auslöschung sich begegnender Impulse

Es mögen zwei Impulse aus unterschiedlicher Quelle aufeinander zulaufen. Jeder von ihnen zieht seinen 'Schweif', seine verbotene Zone hinter sich her. An der Begegnungsstelle verdoppelt sich ihr nunmehr gemeinsames Aktionspotential. Dennoch steckt der jetzt gemeinsame, summierte Impuls in der eigenen, ihn vollständig einschließenden, verbotenen Zone fest. Beide Impulse gehen in der verbotenen Zone des jeweils anderen unter, siehe 'Verbrauchsfeld'.



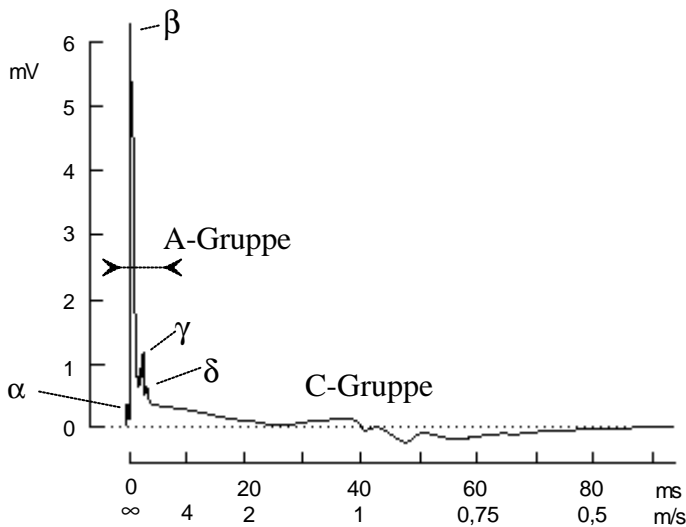
Impulsauslöschung durch Erschöpfung

Experimente an langen Axonen bestätigen die bidirektionale Ausbreitung und Auslöschung von Impulsen im Versuch. Die Bedeutung dieses Sachverhalts auf die spezifische Informatik eines Nervs kann nicht hoch genug ermessen werden. Neben der *Ungültigkeit linearer Überlagerungsmodellierungen* (siehe dort) wird deutlich, daß ein Interferenzsystem durch stochastische, fremde Erregungen auch stark gestört werden kann. U.U. kommt eine Interferenz nicht zustande, weil durch stochastische Auslöschung aus irgendeiner (Gegen-) Richtung stets die Majorität fehlt, die nötig ist, um den Zellkern zu kippen. (Beispiel: "Der Lärmpegel ist zu hoch, um konzentriert zu arbeiten").

Mithin entsteht nichtmehr der Eindruck eines mit Impulsen überlasteten Systems. Eher wäre anzunehmen, das eine strenge Gleichgewichtsbedingung zwischen Auslöschung und Weitergabe gilt, deren Lösung durch die Synapsenzahl pro Neuron definiert werden kann.

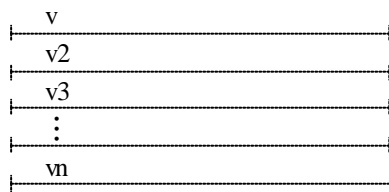
Leitgeschwindigkeiten in Fasersystemen

Praktische Nervenstränge zeichnen sich durch das Vorhandensein einer Vielzahl von Nervenleitbahnen unterschiedlicher Dicke und Geschwindigkeit aus.



Summenaktionspotential des N. saphenus, extrazellulär gemessen. Deutlich sind die verschiedenen Faserleitgeschwindigkeiten zu erkennen. Klassifikation nach [Erlanger/Gasser], Quelle [Ruch]

Entsprechende Beobachtungen wurden an verschiedenen Nerven gemacht. So ist vom Nervus saphenus eine Messung bekannt⁶⁹¹ bei der das Summenaktivitätspotential extrazellulär abgeleitet wurde. Es konnten verschieden schnelle Ausbreitungsgeschwindigkeiten in den verschiedenen Fasern des Nervs festgestellt werden. Ein eingespeister Impuls kommt mit unterschiedlicher Verzögerung an der Ableitelektrode an, die Einzelimpulse überlagern sich in der extrazellulären Messung und sind damit nachweisbar.



Modellierung eines Nervenstranges aus verteilten, verschieden schnell leitenden Teilsträngen.

Entsprechend ist ein einzelner Nervenstrang in der Modellierung als Bündel verschieden schnell leitender Fasern anzusehen. Die Häufigkeit des Auftretens eines Nerventypus im Verband des Nervenbündels entspricht der Erregungsamplitude bei der extrazellulären Ableitung. Beim N. saphenus ist offenbar der Typ $A\beta$ dominant vertreten.

Beobachtung unzugänglicher Orte

Aus der Blickrichtung neuronaler Interferenz kann dieser Sachverhalt genutzt werden, um mit einer zeitlichen Korrelation einen definierten, nicht zugänglichen Ort innerhalb eines Nervenstrangs mit einer gleichbleibenden Anzahl von Meßstellen besser beobachten zu können.

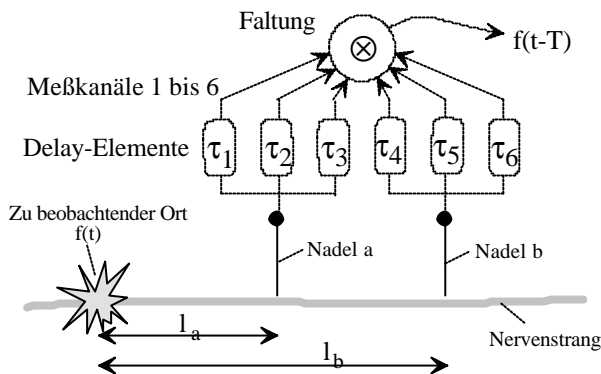
Über zwei Nadeln der Abstände l_a , l_b von der zu beobachtenden Stelle möge ein Nervenstrang beobachtbar sein. Die (Haupt-) Verzögerungszeiten t_1 , t_2 , t_3 mögen auf einem Abschnitt der Länge $l_a - l_b$ gemessen worden sein, aus denen die Geschwindigkeiten v_1 , v_2 , v_3 bestimmt werden können. Für Interferenz ist mittels geeigneter Verzögerungsglieder ein synthetischer Ort der Abbildung zu erzeugen, an dem die relativen Laufzeiten (besser die Laufzeitdifferenzen) ausgehend vom zu

⁶⁹¹ Ruch, T.C., Patton, H.D.: Physiology and Biophysics. Philadelphia, Saunders 1966. (nach Dudel in Schmidt, R.F., Thews, G.: Physiologie des Menschen, 24. Aufl., Springer-Verlag Berlin, 1990, Abb.2-21)

beobachtenden Ort zu Null werden.

$$T = \frac{l_a}{v_1} + \tau_1 = \frac{l_a}{v_2} + \tau_2 = \frac{l_a}{v_3} + \tau_3 = \frac{l_b}{v_1} + \tau_4 = \frac{l_b}{v_2} + \tau_5 = \frac{l_b}{v_3} + \tau_6$$

Bis zum Erreichen der Signalverknüpfung vergeht auf jedem der Kanäle die Zeit T . Die gesuchten Verzögerungszeiten zur Einstellung der sechs Meßkanäle sind aus dieser Gleichung ablesbar.



Beobachtung eines verdeckten Ortes bei Vorhandensein von verschiedenen schnellen Fasern innerhalb eines Nervenstranges.

Extrazelluläre Ableitung mit zwei Nadeln gestattet bei drei Geschwindigkeiten im Nerv eine sechsfache Interferenz. Damit ist es möglich, die Signalqualität der Quelle zu verbessern, wie auch schwer zugängliche Orte zu beobachten.

Entsprechend wird die zu beobachtende Zeitfunktion $f(t)$ auf jedem der Kanäle um T verschoben. Sie erscheint zum Zeitpunkt $f(t-T)$ am Ausgang.

Unbeachtet blieb die Anpassung der Amplituden. Zweckmäßigerweise wird man die Amplituden einzelner Kanäle auf einen mittleren Wert kalibrieren. Entsprechende Meßwerte sind aus der Geschwindigkeitsmessung zwischen den Nadeln zu erhalten.