

# Neuronale Netzwerke zur Klassifizierung von EMG-Signalen bei Spastik

A. Nützel, D. Breisacher, T. Stieglitz, G. Vossius

Institut für Biokybernetik und Biomedizinische Technik  
Universität Karlsruhe, Kaiserstr. 12, 76128 Karlsruhe

## 1 Einleitung

Bei der Spastikbehandlung mittels Elektrostimulation ist der Therapeut z. Zt. ausschließlich auf seine subjektive Einschätzung der Spastikart angewiesen. Hierbei ist die zu beobachtende Spastikreduktion anfangs oft nur minimal. In dieser Phase wählt er aufgrund seiner Erfahrung die Position der Elektroden und die dazugehörigen Reizparameter aus. In der Anfangsphase muß während der Therapiesitzungen die Spastik laufend beobachtet und die Reizparameter immer wieder angepaßt werden, da hiervon der Erfolg der Spastikbehandlung abhängt.

Um die Spastikbehandlung mittels Elektrostimulation in der breiten klinischen Anwendung zu ermöglichen, soll die Therapie durch Automation wesentlicher Grundprozesse unterstützt werden. Dazu muß eine hinreichende Beobachtbarkeit des Spastikstatus realisiert werden. Hierfür werden von der spastischen Muskulatur die EMG-Signale mit Oberflächenelektroden abgeleitet. Bis zu 8 Kanälen können in einem von uns entwickelten Multiprozessorsystem hoher Leistungsfähigkeit weiterverarbeitet werden. Die EMG-Signale werden im Frequenz- und Zeitbereich digital ausgewertet und parametrisiert. In einem von uns als geeignet ermitteltem klassifizierenden Neuronalen Netzwerk werden von einer genügend großen Anzahl gesunder Probanden und von Patienten mit unterschiedlicher Spastik die Muskelaktivitätsparameter im Zeit- und Frequenzbereich und der jeweils dazugehörige Muskelzustand als Klassifikationsbasis abgelegt. Hierdurch wird eine Datenbank aufgebaut. In der Anwendungsphase dient das Neuronale Netzwerk bei jedem neuen Patienten als Muskelzustandsklassifikator, d.h. es wird automatisch erkannt, ob eine Spastik und welcher Spastiktyp vorliegt. Die Robustheit des Neuronalen Netzwerkes hinsichtlich verrauschter, fehlerhafter oder unvollständiger Eingangsdaten in der Recallphase wurde getestet.

## 2 Methode

### 2.1 Spastik

Unter Spastik im engeren Sinne versteht der Arzt bzw. Therapeut eine pathologische Steigerung des Muskeltonus, die spontan oder bei passiver Dehnung des spastischen Muskels erkennbar wird. Es wird zwischen der tonischen und klonischen Spastik unterschieden. Die tonische Spastik beschreibt eine Muskeltonuserhöhung, während die klonische Spastik aus sich abwechselnden Kontraktionen besteht.

Dem gegenüber steht der Tremor (Muskelzittern) und die Muskeltonuserhöhung (Muskelkontraktion) bei gesunden Probanden, die bei der automatischen Muskelstatusdetektion von den pathologischen Aktivitäten des Muskels abgegrenzt werden müssen.

### 2.2 Oberflächen-EMG

Das Oberflächen-EMG weist stochastischen Charakter auf und kann in Datensegmenten bis 0,64 s als normalverteilter, mittelwertfreier stationärer Prozeß betrachtet werden. Die Amplitude des EMG-Signals liegt in der Regel unter 1 mV.

Die EMG-Signale eines zu messenden Muskels werden in bipolarer Konfiguration mit aktiven Trockenelektroden an der Hautoberfläche abgeleitet. Der Frequenzanteil des Signals wird durch einen nachgeschalteten Bandpaß (Bessel, 4ter Ordnung) auf 30 - 300 Hz begrenzt. Das gefilterte Signal wird verstärkt und über einen A/D-Wandler mit einer Abtastrate von  $f=640$  Hz in das Multiprozessorsystem eingelesen, wo es im Zeit- und Frequenzbereich weiterverarbeitet werden kann.

#### 2.2.1 EMG-Parameter

Für die Aufschaltung von Eingangsvektoren auf das Neuronale Netzwerk muß das EMG-Signal entsprechend parametrisiert werden. Es wurde untersucht, welche Parameter im Frequenz- und Zeitbereich geeignet sind, eine Muskelspastik bzw. den Spastiktyp zu bestimmen. Zusätzlich müssen die Parameter für die Eingabe in das Neuronale Netzwerk normiert werden. Als EMG-Parameter zur Beschreibung des Oberflächen-EMG's im Frequenzbereich wird das geschätzte Leistungsdichtespektrum des Signals im Nutzfrequenzbereich betrachtet. Für die Auswertung im Zeitbereich wird die Anzahl und Anordnung der Bursts (signifikante kurzzeitige Verdichtung und Erhöhung des Zeitsignals) in einem Zeitfenster bewertet. Um das Störrauschen nicht in die Auswertung des Nutzsignals mit einfließen zu lassen, wird bei der Auswertung ein Aktivitätsfaktor  $A_k$  eingeführt.  $A_k$  läßt sich aus der tiefpaßgeglätteten Standardabweichung ableiten. Dieser Faktor bestimmt, ob die dazugehörigen Abtastwerte des EMG-Signals in die entsprechende Auswertung mit einbezogen werden kann.

#### 2.2.2 Burstanalyse

Für die Burstdetektion muß das EMG-Zeitsignal in drei Schritten vorverarbeitet werden. Zunächst wird das Zeitsignal mittels gleitender Fenstertechnik gleichgerichtet und der Mittelwert zur Unterdrückung des Rauschbandes abgezogen. Eventuell auftretende negative Werte werden zu Null gesetzt. Dann wird das Signal mit Hilfe einer dreifachen linearen Regression geglättet. Zum Schluß werden die Werte quadratisch gewichtet.

Die anschließende Bursterkennung entspricht nun einer Maximumdetektion. Ein Maximum wird dann als Burst erkannt, wenn es oberhalb einer Schwelle  $S_0$  liegt und dann anschließend ein Abfall unter eine Schwelle  $S_U$  erfolgt. Die Schwelle  $S_0$  liegt knapp oberhalb des Rauschbandes, das bei Kurzschlußmessung des Aufnahmeapparates entsteht.  $S_U$  wird knapp oberhalb der Nulllinie gewählt ( $\sigma$ -Bereich).