

**2. Workshop  
Automatisierungstechnische  
Verfahren für die Medizin vom  
25. bis 26. Feb. 1999 in  
Darmstadt**



**„Ein System zur Regelung der Relaxation“**

O. Simanski, W. Drewelow, B.P. Lampe  
Institut für Automatisierungstechnik, Fachbereich Elektrotechnik und Informationstechnik,  
Universität Rostock, Rostock, Deutschland  
E-Mail:os@e-technik.uni-rostock.de

R. Hofmockel, B. Pohl  
Klinik und Politik für Anästhesiologie und Intensivtherapie, Universität Rostock, Rostock,  
Deutschland

ISBN: 318318317x  
Pages: 39-40

# Ein System zur Regelung der Relaxation

O. Simanski \*, W. Drewelow \*, B. P. Lampe \*, R. Hofmockel \*\*, B. Pohl \*\*

\*Institut für Automatisierungstechnik  
 Fachbereich Elektrotechnik und Informationstechnik  
 Universität Rostock, 18051 Rostock

\*\*Klinik und Poliklinik für Anästhesiologie und Intensivtherapie  
 Universität Rostock, Schillingallee 35  
 Postfach 100888, 18055 Rostock  
 Email: os@e-technik.uni-rostock.de

## Einleitung

Zu den Hauptaufgaben des Anästhesisten im Operationsaal gehören das Monitoring und die Kontrolle der neuromuskulären Blockade. Nach erfolgter Nervenstimulation können die evozierten Muskelantworten gemessen werden. Als relaxometrische Meßverfahren stehen neben der Elektromyographie (EMG), die Acceleromyographie (AMG) und die Mechanomyographie (MMG) zur Verfügung. In Abhängigkeit vom Grad der neuromuskulären Blockade appliziert der Anästhesist die erforderliche Menge des Muskelrelaxans. Moderne kurzwirkende Muskelrelaxanzien und die fortschreitende Entwicklung der Rechentechnik bieten heute Möglichkeiten der Regelung der neuromuskulären Blockade. Die entscheidende Voraussetzung dafür ist eine klinisch praktikable und sichere Überwachung der neuromuskulären Blockade.

## Meßsystem

Im klinischen Alltag sind Mechano- und Elektromyographie aufgrund der komplizierten Meßwertaufnahme nur bedingt geeignet. Es wird ein wenig aufwendiges und dennoch sicheres Verfahren benötigt, das der MMG und EMG bezüglich der Meßgenauigkeit vergleichbar ist. In unseren Untersuchungen [3] konnte gezeigt werden, daß die Acceleromyographie ein der Mechanomyographie gleichwertiges Verfahren ist und für die Relaxationsregelung eingesetzt werden kann. Mit dem entwickelten Meßsystem ist es erstmals möglich simultan EMG, MMG und AMG zu erfassen.

Als Regelgröße sind das EMG - Signal und das AMG - Signal alternativ oder kombiniert einsetzbar. In Abbildung 1 ist die verwendete Anordnung symbolisch dargestellt. In einem 12 Sekunden Intervall erfolgt mit einem supramaximalen Impuls die Stimulation des Nervus ulnaris. Der Grad der neuromuskulären Blockade wird durch die Muskelreaktion repräsentiert. Während in der EMG biphasische Summenaktionspotentiale mit Hilfe von Oberflächen-elektroden aufgezeichnet werden, mißt die

AMG die Beschleunigung des stimulierten Muskels [1].

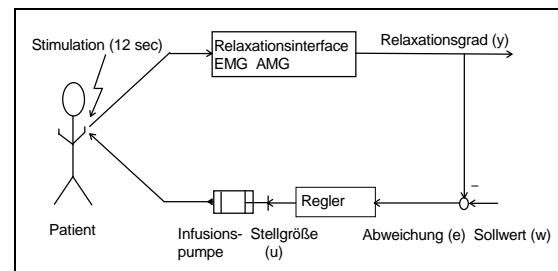


Abbildung 1: symbolische Meß- und Regelungstechnik

Für die AMG - Messung werden speziell entwickelte piezoelektrische oder piezoresistive Beschleunigungssensoren am Daumen des Patienten befestigt. Bei Einsatz der Single-Twitch-Stimulation (ein Impuls alle 12 Sekunden) ist ein Kontrollwert Voraussetzung. Die Reizantwort (T1) unmittelbar vor Applikation des Muskelrelaxans wird als Kontrollwert (100 %) genutzt [2]. Intraoperativ soll die neuromuskuläre Blockade auf einem Niveau von 90 % geregelt werden, dies entspricht einem T1 - Wert von 10 %.

## Modellierung

Voraussetzung für Simulationsstudien und den Reglerentwurf ist die Modellierung des Prozesses. Bei der theoretischen Prozeßanalyse hat sich die Verwendung des Zwei-Kompartiment-Modells unter Einbeziehung eines hypothetischen Effektkompartments mit zusätzlicher Hill-Gleichung bewährt [2]. Damit ergibt sich die Struktur des Simulationsmodells aus den Gleichungen

$$\frac{X_e(s)}{U(s)} = \frac{K(1 + T_0 s)e^{-\tau s}}{(1 + T_1 s)(1 + T_2 s)(1 + T_3 s)} \quad (1)$$

und

$$E_{eff} = \frac{E_{max} X_e^\alpha}{X_e^\alpha + X_e^\alpha(50)} \quad (2)$$

$X_e(s)$  symbolisiert die Konzentration des Muskelrelaxans im Blutplasma,  $U(s)$  die applizierte Menge Muskelrelaxans, sowie  $\tau$  die Transportverzögerung.  $E_{eff}$  beschreibt den Effekt (NMB) in Abhängigkeit von dem Hill - Koeffizienten  $\alpha$  und der Konzentration  $X_e(50)$  des Muskelrelaxans bei 50 % des maximalen Effekts  $E_{max}$  (100 %).

Die durch (1) und (2) beschriebene Struktur bildete die Grundlage für die Simulationsmodelle, die durch Optimierungsverfahren parametrisiert wurden. Für die Modellierung kamen weiterhin auch neuronale Netze zum Einsatz [2]. Aufgrund der Individualität der Patienten wurden 3 Simulationsmodelle verwendet, die jeweils einen wenig sensitiv, einen mittel sensitiv und einen sehr sensitiv auf das Muskelrelaxans reagierenden Patienten symbolisieren.

### Regelung

Für den Reglerentwurf wurden vereinfachte dynamische Modelle verwandt, die den Einsatz des Generalized Predictive Controllers (GPC) ermöglichen [4]. Wegen der starken Individualität der Patienten und möglichen Veränderungen des Blockadeverhaltens unter der Operation wurde eine adaptive Regelung eingesetzt.

Um möglichst schnell das gewünschte Blockadeniveau von 90 % zu erreichen, wurde bei allen Patienten ein gewichtsabhängiger Anfangsbolus innerhalb von 24 Sekunden appliziert, dessen Wirkung nach 3 Minuten kontrolliert wurde, so daß gegebenenfalls eine weitere Medikamentengabe notwendig war. Von Beginn der Injektion des Muskelrelaxans bis zum Erreichen des vorgewählten Blockadeniveaus von 90 % wurde ein entsprechend modifizierter Zweipunkt - Regler eingesetzt. Dieser Regler war solange aktiv, bis die online Identifikation ein Startmodell für den GPC identifiziert hatte. Sobald das Startmodell in seiner Qualität ausreichend war, konnte der GPC die Regelung übernehmen. Ein Beispiel für einen erreichten Regelungsverlauf bei einem Patienten mit mittlerer Sensitivität ist in Abbildung 2 dargestellt.

Es konnte bei 10 Patienten, die sich Eingriffen von rund 1-2 Stunden unterziehen mußten, ein Blockadegrad von 90 % mit einer Standardabweichung von 1% für das EMG - Signal erreicht werden.

Die simultane Anwendung von zwei unabhängigen Meßverfahren erhöht die Sicherheit einer geregelten Relaxation entscheidend, da bei Ausfall eines Sensors die Relaxationskontrolle über das zweite Meßverfahren erfolgt. Somit ergeben sich gute Voraussetzungen für die Durchführung einer computergestützten Relaxation, die intraoperativ durch einen gleichmäßigen Blockadeverlauf zu optimalen Operationsbedingungen und postoperativ zu einer schnellen Wiederherstellung der Spontanatmung führte.

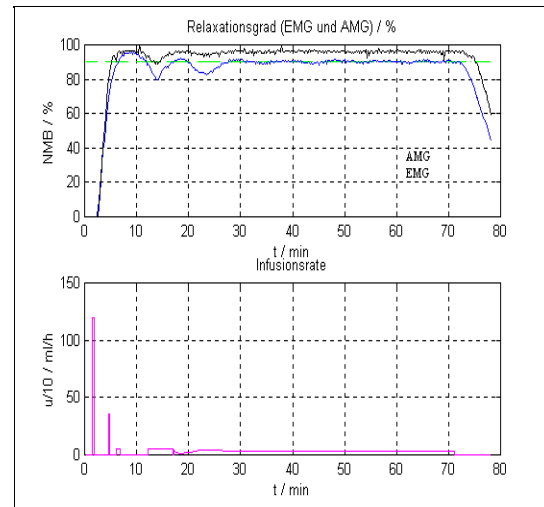


Abbildung 2: Regelungsverlauf mit adaptivem GPC

### Ausblick

Neben der Relaxation ist die Tiefe der Narkose von entscheidender Bedeutung. Aus diesem Grund soll das entwickelte System zur Regelung der Relaxation um die Regelung der Narkosetiefe erweitert werden. Wegen der gegenseitigen Beeinflussung von Relaxationsgrad und Narkosetiefe handelt es sich dann um eine Mehrgrößenregelung.

Gegenwärtig werden Untersuchungen durchgeführt, die Aufschluß geben sollen, welche Methode am sichersten die Beeinflussung des Aktivitätszustandes des Gehirnes durch die Narkosemittel erfaßt. Neben der Ableitung des Elektroenzephalogramms (EEG) besteht die Möglichkeit Hirnstromkurven abzuleiten, die durch die Einspielung sensorischer Reize beeinflusst werden (akustisch bzw. optisch evozierte Potentiale).

### Literatur

- [1] Silverman D. G.: Neuromuskular Block in Perioperative and Intensive Care. J.B.Lippincott Company Philadelphia, 1994, 51- 63.
- [2] Drewelow, W., Simanski, O., Hofmockel, R., Pohl, B.: Identification of neuromuscular blockade in anaesthesia, MMAR'97 Proceedings of the 4th. International Symposium on Methods and Models in Automation and Robotics, Miedzydroje, Poland, Ed.: S. Domek, Z. Emirsajlow, R. Kaszynski, 26.-29.08.1997, Vol.2, pp. 781-784.
- [3] Hofmockel R.: Quantitatives neuromuskuläres Monitoring mit simultaner Anwendung der Mechano-, Elektro- und Acceleromyographie, Habilitationsschrift, Universität Rostock, Medizinische Fakultät, Klinik und Poliklinik für Anästhesiologie und Intensivtherapie, (1997).
- [4] Clarke D.W., Mohtadi C., Tuffs P.S.: Generalised Predictive Control - Part I and II, Automatica, 23, 1987, S. 137-160.