

Pecher, Alfred; Husar, Peter; Henning, Günter:

Störungsresistente Laufzeitmessung bei steady-state VEP

<i>Zuerst erschienen in:</i>	Biomedizinische Technik = Biomedical Engineering. - Berlin [u.a.] : de Gruyter. - 48 (2003), S1, S. 32-33. Jahrestagung der Deutschen, der Österreichischen und der Schweizerischen Gesellschaften für Biomedizinische Technik ; (Salzburg) : 2003.09.25-27
<i>Erstveröffentlichung:</i>	2003
<i>Datum Digitalisierung:</i>	2009-10-23
<i>ISSN (online):</i>	1862-278X
<i>ISSN(print)</i>	0013-5585
<i>DOI:</i>	10.1515/bmte.2003.48.s1.32
<i>[Zuletzt gesehen:</i>	2019-12-12]

„Im Rahmen der hochschulweiten Open-Access-Strategie für die Zweitveröffentlichung identifiziert durch die Universitätsbibliothek Ilmenau.“

“Within the academic Open Access Strategy identified for deposition by Ilmenau University Library.”

„Dieser Beitrag ist mit Zustimmung des Rechteinhabers aufgrund einer (DFG-geförderten) Allianz- bzw. Nationallizenz frei zugänglich.“

„This publication is with permission of the rights owner freely accessible due to an Alliance licence and a national licence (funded by the DFG, German Research Foundation) respectively.“



STÖRUNGSRESISTENTE LAUFZEITMESSUNG BEI STEADY-STATE VEP

A. Pecher¹, P. Husar², G. Henning²

¹FAG Kugelfischer AG, Schweinfurt, Deutschland

²Technische Universität Ilmenau, Ilmenau, Deutschland

E-mail: pecher_a@fag.de

SUMMARY: Phase and time delay estimation is an important method to analyze functional and pathological processes of the visual system. A new approach is introduced to calculate time delays of the visual system based on a state observer. The state variable of the observer represents the phase of the steady-state visual evoked potential (VEP). Comparing the output of the observer with real VEP data, the error signal is minimized to obtain minimum variance phase estimate. From this, time delay can easily be derived under consideration of the stimulation frequency.

EINFÜHRUNG

Die Ermittlung von Laufzeiten zwischen Ableitpunkten auf der Schädeloberfläche stellt eine wichtige Untersuchungsmethode der Interaktion kortikaler Areale dar. Der Informationsaustausch vollzieht sich dabei über die axonalen Verbindungen der Areale, wobei die Transmissionszeiten bzw. die Phasen der Signale bei vorhandener Kopplung in ihrer statistischen Verteilung deutlich eingeschränkt sind [p1][1]. Die hier vorgestellte Methode zur Laufzeitmessung visuell evozierter steady-state Potentiale beruht auf einer Phasenschätzung, die mit einem Zustandsbeobachter durchgeführt wird. Aus den Phasenwerten lassen sich unmittelbar die Laufzeiten zwischen zwei Ableitorten berechnen, wobei im Gegensatz zu vielen herkömmlichen Methoden gleicher Zielstellung das dynamische Verhalten des visuellen Systems simultan verfolgt werden kann. Damit steht eine zeitlich hochauflösende objektive Größe für die Funktions- und Differentialdiagnostik zur Verfügung.

METHODE

Ausgehend vom Signalmodell des evozierten Potentials $y(t) = \hat{y} \cdot \sin(\omega t + \varphi(t)) + r_p(t)$ (1)

wird ein Zustandsmodell konstruiert, dessen Ausgangsgröße durch Glg.(1) festgelegt ist. Dabei repräsentiert $\varphi(t)$ die gesuchte und nicht direkt messbare zeitveränderliche Phase des evozierten Signals. Mit $r_p(t)$ wird das Messrauschen des Systems angegeben. Die visuelle Stimulation erfolgt mit der Frequenz $f = \omega / 2\pi$. Die Zustandsdifferentialgleichung des zugrundeliegenden Modells ergibt sich mit der Systemvariablen a zu $\dot{\varphi}(t) = -a \cdot \varphi(t) + r_s(t)$, (2)

wobei $r_s(t)$ das Systemrauschen des Modells darstellt. Daraus lässt sich ein Zustandsbeobachter ableiten, dessen Aufbau sich unmittelbar aus den Zustandsgleichun-

gen Glg.(1) und Glg.(2) konstruieren lässt (Abb.1) [2].

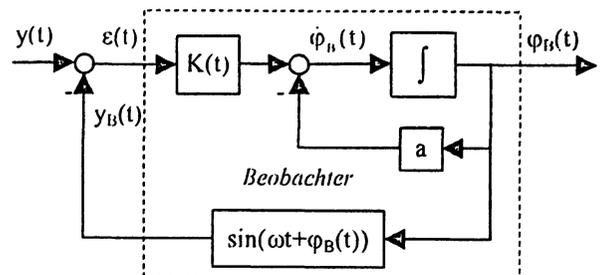


Abbildung 1: Zustandsbeobachter zur Phasenschätzung

Mit dem Beobachteransatz ist es möglich, die Zustandsgröße $\varphi_B(t)$ unmittelbar zu bestimmen. Die Zustandsdifferentialgleichung des Beobachters ergibt sich dabei zu $\dot{\varphi}_B(t) = -a \cdot \varphi_B(t) + K(t) \cdot (y(t) - y_B(t))$. (3)

Wenn das Gütefunktional $\varepsilon(t)$ Null wird, ist die Zustandsvariable $\varphi_B(t)$ mit der gesuchten Phase $\varphi(t)$ identisch. In Anlehnung an einen Beobachter nach Luenberger lässt sich $K(t)$ als konstanter Faktor auslegen, der die Dynamik des Einschwingverhaltens und die Varianz der Schätzung bestimmt. Aufgrund des vorliegenden nichtlinearen Modells enthält der Faktor $K(t)$ zusätzlich einen demodulierenden Anteil in der Form [2]

$$K(t) = K_B(t) \cdot \cos(\omega t + \varphi_B(t)), \quad (4)$$

so dass sich am Eingang des Integrierers in Abb.1 für die Systemvariable $a=0$ bei einer statischen Verstärkung $K_B(t)=K$ folgender Zusammenhang ergibt:

$$\dot{\varphi}_B(t) = K \cdot y(t) \cdot \cos(\omega t + \varphi_B(t)). \quad (5)$$

Für die Systemvariable $a=0$ wird nur die mittlere Phasenänderung berücksichtigt. Dementsprechend ist die Anordnung unempfindlich gegenüber wechselförmigen Störsignalen. Aus den bekannten Phasenwerten ergibt sich in Folge die Laufzeit Δt zwischen den beiden beobachteten Ableitorten zu

$$\Delta t = \frac{\varphi_{B1}(t) - \varphi_{B2}(t)}{2 \cdot \pi \cdot f}. \quad (6)$$

Die Frequenz f entspricht der Grundfrequenz der Stimulationsrate. Die Elektrodenverteilung zur Aufzeichnung der visuell evozierten Potentiale zeigt Abb.2. Abgeleitet wurde bipolar an den Elektrodenpositionen S1 bis S4 mit Bezug auf die Elektrode A1. An der Elektrodenposition A1 wurde unipolar gegen das linke Ohr T3 abgeleitet. Die Stimulation wurde mit einer Folge von Lichtblitzen mit einer Grundfrequenz von 8.057Hz über eine Dauer von 4.1s durchgeführt. Die Pause zwischen den Simulationen beträgt ebenfalls 4.1s. Die Leuchtdichte betrug 500cd/m² bei einer Wellenlänge von 550nm [3].

