

Husar, Peter; Berkes, Sebastian; Götze, Andreas; Henning, Günter; Plagwitz, Kai-Uwe:

Adaptive SNR-Anhebung von VEP mit Statistik höherer Ordnung

| | |
|-------------------------------|--|
| <i>Zuerst erschienen in:</i> | Biomedizinische Technik = Biomedical Engineering. - Berlin [u.a.] : de Gruyter. - 48 (2003), S1, S. 180-181. 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.s1.180 |
| <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.“



ADAPTIVE SNR-ANHEBUNG VON VEP MIT STATISTIK HÖHERER ORDNUNG

P. Husar¹, S. Berkes², A. Götz¹, G. Henning¹, K.-U. Plagwitz¹

¹Institut Biomedizinische Technik und Informatik, TU Ilmenau, Deutschland

²Eldith GmbH, Ilmenau, Deutschland

peter.husar@tu-ilmenau.de

SUMMARY

Visual evoked potentials (VEP) are diagnostic features in assessment of the visual system. Because of very low SNR (Signal-to-Noise Ratio) repetitive stimulus responses are averaged to obtain sufficient signal strength. Successive averaging is time consumptive. In multi-channel EEG recordings we save the measurement time improving the SNR simultaneously by adaptive channel delay control. The adaptive algorithm is controlled by higher-order correlation coefficient, which is a scalar giving the similarity of multi-channel recordings.

FINLEITUNG

Visuell evozierte Potentiale (VEP) sind objektive Funktionsindikatoren des visuellen Systems. Da sie sehr schwach sind, werden sie durch reizsynchrone Mittelung herausgerechnet. Dies führt zu langen und inakzeptablen Messzeiten. In diesem Beitrag wird eine Methode zur schnellen SNR-Anhebung (Signal-to-Noise-Ratio) vorgestellt. Eine Sensoranordnung zur EEG/MEG-Erfassung kann als nachrichtentechnische Sensormatrix interpretiert werden. Ansätze zur SNR-Verbesserung der evozierten kortikalen Aktivität mit Hilfe räumlicher Filter sind bekannt. Bei der Analyse sensorischer Systeme, bei den die kortikalen Strukturen bekannt sind, ist von einem räumlichen Filter allein kein Beitrag zu erwarten. Ausgehend davon, dass Reizantworten sich langsam ausbreiten (1... 10 m/s) und an den Sensoren zeitverschoben auftreten, eignen sich zur Verbesserung des SNR spatiotemporale Filter. Die Voraussetzungen zur Anwendung des spatiotemporalen Beamforming sind nicht erfüllt, so dass praktikable Methoden gefragt werden.

METHODE

Gehen wir von einem additiven Signal-Rausch-Modell zeitverschobener Signale aus, wobei A_i die Amplitude des Signals s , τ_i die Verzögerung und n_i normalverteiltes $N \sim (0; 1)$ weißes Rauschen im i -ten Kanal sind. Das Rauschen ist räumlich und zeitlich unkorreliert. Durch die Ensemblemittelung der Kanalsignale wird die Rauschleistung um die Mittelungsordnung N reduziert. Die Mittelung verursacht wegen des Phasenjitters Dämpfung des Signals um den Faktor

ziert. Die Mittelung verursacht wegen des Phasenjitters Dämpfung des Signals um den Faktor

$$D = \frac{1}{N} \left| \sum_{i=1}^N \exp(-j\omega\tau_i) \right|$$

Insgesamt führt die Ensemblemittelung zur Veränderung des ursprünglichen SNR um den Faktor $S = D \cdot N^{0.5}$. Für den Idealfall $D=1$ müssen die Kanalverzögerungen identisch bzw. deren Laufzeitdifferenzen Null sein. Dies ist machbar mit zusätzlichen steuerbaren Delays. Da die Signalform a priori nicht bekannt ist und auch kein Referenzsignal vorliegt, müssen hierfür modellfreie Ansätze verwendet werden [1]. Zur Schätzung der Zeitverschiebung von qualitativ gleichen aber unbekanntem Signalen eignet sich die Kreuzkorrelation. Mit herkömmlichen Statistiken zweiter Ordnung wären N^2 Korrelationskoeffizienten auszuwerten. Das würde den Adaptionalgorithmus umständlich und unüberschaubar machen. Hierzu eignet sich besser der multidimensionale Korrelationskoeffizient (HOC) nach [2]. Dieser ergibt einen Skalarwert zwischen -1 und $+1$ und gibt den Grad der Ähnlichkeit der Kanäle an (für den Korrelationskoeffizienten nach Pearson $N=2$). Der HOC wird zur Schätzung des Gradienten für den Rekursionsalgorithmus verwendet.

$$R = \frac{\sum_{k=1}^M \prod_{i=1}^N x_i(k)}{\prod_{i=1}^N \left(\sum_{k=1}^M x_i^N(k) \right)^{\frac{1}{N}}}$$

Der HOC wird zur Schätzung des Gradienten für den Rekursionsalgorithmus verwendet.

ERGEBNISSE

Die vorgeschlagene Methode wurde mit simulierten Daten entsprechend dem additiven Signalmodell getestet. Abb.1 zeigt eine 16-kanalige Aufnahme eines künstlichen VEP im Rauschen. Nach etwa 30 Rekursionsschritten ist die Adaption abgeschlossen (Abb. 2), dabei wird ein HOC von 0.7 und eine Anhebung des SNR um 3 dB (Abb.3) erreicht. Reale Daten wurden bei transients kleiner flächiger zentraler Lichtstimulation 16-kanalig über dem visuellen Kortex aufgenommen und über 64 Einzelantworten gemittelt. Der Algorithmus zeigt für reale Daten (Abb.4) qualitativ einen ähnlichen Verlauf und bestätigt den Lösungsansatz.

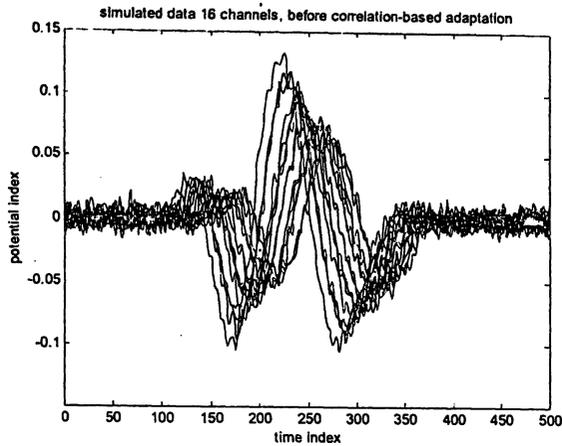


Abb.1: Simulierte Reizantworten im Rauschen (N=16).

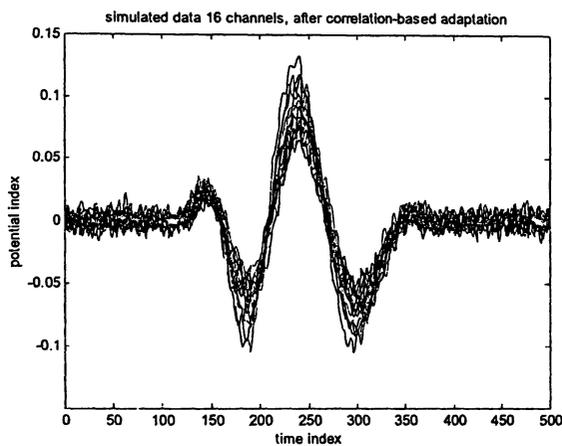


Abb.2: Abgeschlossene Adaption aus Abb.1

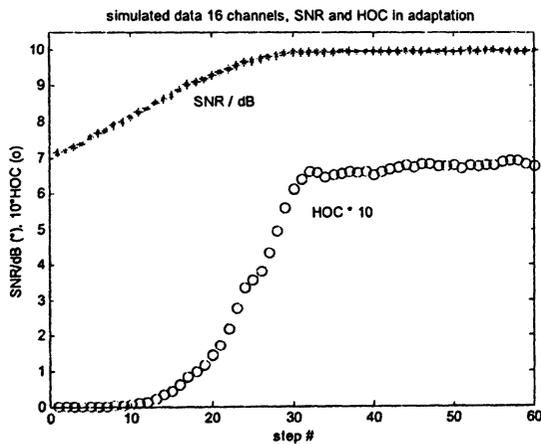


Abb.3: SNR (*) und HOC (o) während der Adaption

DISKUSSION

Die erreichbare Anhebung des SNR ergibt sich maßgeblich aus der Minimierung des Phasenjitters zwischen den Kanälen, so dass sie weder bei simulierten noch bei realen Daten im voraus quantifiziert werden kann. Daher ist auch nicht überraschend, dass in diesem Fall bei realen Daten eine höhere Anhebung als bei simulierten Daten erreicht werden konnte. Bei realen Daten wirkt

sich weiterhin eine Reduktion der immer vorhandenen räumlichen Kreuzkorrelation positiv aus. Bei größeren Laufzeitdifferenzen bzw. einer Phasenverschiebung von mehr als π kann das globale HOC-Maximum verfehlt werden. Diese Gefahr steigt, wenn sich die qualitativen Verläufe in den Kanälen wesentlich unterscheiden.

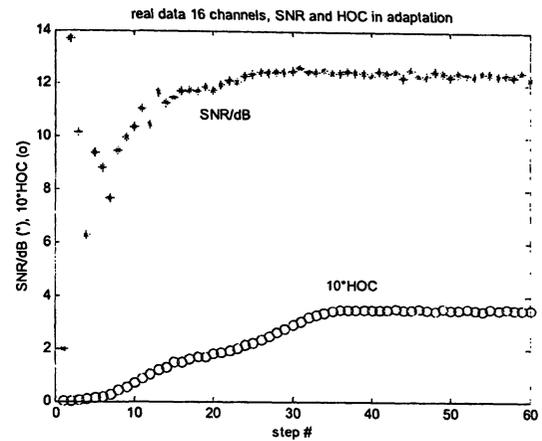


Abb.4: SNR (*) und HOC (o) bei realen Daten

SCHLUSSFOLGERUNGEN

Ein adaptives Kanaldelay, das mit Hilfe der Korrelation höherer Ordnung auf maximale Ähnlichkeit zwischen den Kanälen optimiert wird, kann zur Erhöhung des SNR beitragen. Die erreichbare Anhebung des SNR ist von dem Anfangsjitter und der räumlichen und zeitlichen Korrelation des Rauschens maßgeblich abhängig. Bei mehrphasigen Signalen kann nicht gewährleistet werden, dass das globale SNR-Maximum erreicht wird. Mit zunehmendem Phasenjitter relativ zur Periode des mehrphasigen Signals nimmt die Gefahr zu, dass sich der Algorithmus in ein lokales Optimum verläuft.

DANKSAGUNG

Diese Arbeit wurde im Forschungsprojekt „Neue Methoden der Optik und der Biosignalverarbeitung für die ophthalmologische Funktionsdiagnostik“ durch das Thüringer Ministerium für Wissenschaft, Forschung und Kunst (B 309 – 00016) gefördert.

LITERATUR

- [1] Husar, P., Berkes, S., Henning, G., Schellhorn, K., Schlegelmilch, F.: Beaming Signal Sources in Measurement of Focal Visual Evoked Cortical Potentials, 23rd Ann. Intntl. Conf. IEEE EMBS, 2001, Istanbul, Turkey, conf. proc., paper nr. 1098, pp.1-4
- [2] Henning, G., Husar, P.: Statistical Detection of Visually Evoked Potentials, IEEE Engineering in Medicine and Biology Vol.14(1995), 4, pp. 386-390