

Einzelweep-basierte Methoden zur Qualitätsverbesserung später akustisch evozierter Potentiale

Torsten Rahne, Roland Mühler und Hellmut von Specht

Abt. Experimentelle Audiologie und Medizinische Physik, HNO Klinik der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg

Hintergrund und Fragestellung

Bei der Registrierung von akustisch evozierten Potentialen wird die Bioaktivität zunächst analog registriert. Um das darin enthaltene evozierte Potential auswerten zu können, müssen die nicht mit dem akustischen Stimulus korrelierten Signalanteile (Rauschen) unterdrückt werden. Hierzu wird das registrierte Signal zunächst digitalisiert und in Sweeps (Abschnitte gleicher Länge) unterteilt.

Die Mittelung dieser Sweeps hat zur Folge, dass sich das mit dem Stimulus korrelierte evozierte Potential aus dem Rauschen mit zunehmender Mittelungszahl immer stärker heraushebt und somit das Signal-Stör-Verhältnis (SNR) zunimmt.

Im Biosignal enthaltene Artefakte erhöhen jedoch das Restrauschen instantan erheblich. Verschiedene Mittelungsverfahren haben sich bei Hirnstammpotentialen der konventionellen Methode als überlegen erwiesen (*Gewichtetes Mitteln*, *Sortiertes Mitteln* und *Mitteln mit adaptiver Artefaktschranke*) [1,2].

Deren Anwendungsmöglichkeit bei der Detektion von kortikalen Potentialen (N1, P3, MMN), die sich durch ihre größere Amplitude und meist geringere Mittelungszahl von den Hirnstammpotentialen unterscheiden, war zu untersuchen.

In dieser Arbeit wird das maximal erzielbare SNR der Mittelung geschätzt. Als Schätzwert für die mittlere Sweep-Amplitude wird der Sweep-RMS-Wert verwendet. Hohe RMS-Werte lassen auf das Auftreten eines Artefaktes im Sweep schließen. Die nach N Mittelungen noch in der Mittelwertkurve vorhandene Reststörung wird durch die Single-Point-Varianz und die Signalamplitude durch die Varianz der Mittelwertkurve geschätzt.

Methode

1. No-Stimulus-Registrierungen

Ein Ruhe-EEG wurde über 5 Minuten mit einem 32-kanaligen Neuroscan SynAmps-System an der Elektrodenposition Fz (im internationalen 10-20-System) aufgezeichnet (Referenz: verbundene Ohrläppchen, Masse: Stim), analog bandpassgefiltert (0,3...100 Hz, 50 Hz Notch), digitalisiert (1000 Hz A/D), digital gefiltert (0,5...30 Hz, 24 dB/Oktave) und in Sweeps mit einer Länge von 500 ms unterteilt.

Nach der Segmentierung wurde diesen Sweeps ein synthetische Signal überlagert (sinusförmig, 3 Hz, 2 μ V). Für jeden dieser Sweeps wurde der RMS-Wert bestimmt. Beim Mitteln mit adaptiver Artefaktschranke sind Sweeps, deren RMS-Wert größer als der RMS-Mittelwert

zuzüglich Standardabweichung war, nicht berücksichtigt worden. Durch Anwendung der verschiedenen Verfahren

wurden die Mittelwertkurven berechnet und mit dem synthetischen Signal verglichen.

2. Registrierung von Mismatch Negativity

Als Stimuli dienten linear frequenzmodulierte Töne (FM-Töne) mit einer Dauer von 100 ms einschließlich eines linearen Anstiegs von jeweils 10 ms am Beginn und Ende. Die Töne fielen oder stiegen linear zwischen Frequenzen von 1000 Hz und 1500 Hz. Sie wurden über einen Audiometrie-Kopfhörer (Holmberg) mit einem Pegel von 74 dB pSPL in einem oddball-Paradigma präsentiert (12,5 % Deviantwahrscheinlichkeit). Standard- und Deviantstimulus unterschieden sich in ihrer Modulationsrichtung bei gleichem Leistungsspektrum. Die EEG-Registrierung erfolgte analog zu den No-Stimulus-Registrierungen an einer Versuchsperson. Nur die Deviant-Stimuli wurden ausgewertet.

Ergebnisse

Das aus den Schätzwerten für Signalanteil und Reststörung nach jedem Mittelungsschritt berechnete SNR ist in Abb. 1 links dargestellt. Ebenfalls sind die Mittelwertkurven dargestellt (rechts). Es ist erkennbar, dass durch Sortiertes Mitteln das größte SNR und die beste Übereinstimmung mit dem aufgeprägten Signal (gepunktet) erzielt werden. Prinzipiell zeigen die Mittelwertkurven ähnliche Verläufe, wobei das Gewichtete Mitteln jedoch zu der in [1] beschriebenen Unterschätzung der Signalamplitude führt.

Bei der Registrierung der Mismatch Negativity zeigt sich in zwei exemplarischen Kurven, dass sich die Amplitudenverläufe der Mittelwertkurve kaum unterscheiden (Abb. 2), Gewichtetes Mitteln jedoch zur Unterschätzung der Signalamplitude führt. Immer ist das SNR-Maximum durch Sortiertes Mitteln zu erreichen, wobei sich die maximal erzielbaren SNR-Werte zwischen den Mittelungsverfahren kaum unterscheiden.

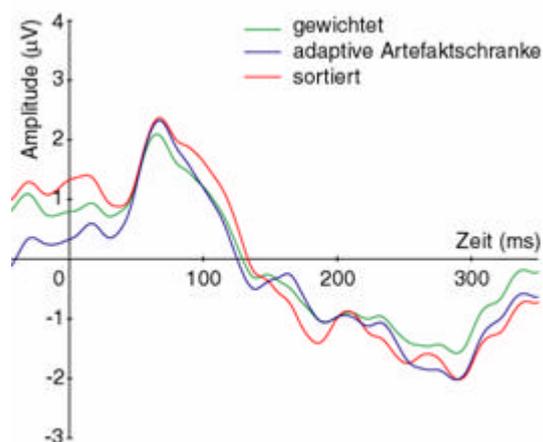
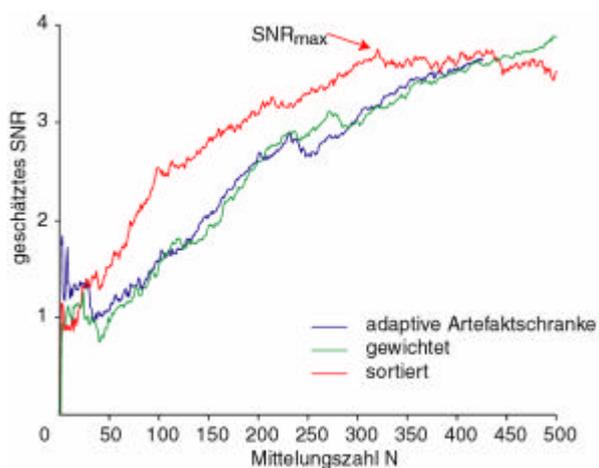


Abb. 2: Links: Exemplarische Mittelwertkurven für eine MMN-Registrierung nach Anwendung der verschiedenen Mittelungsverfahren (eine Versuchsperson). Rechts: Geschätzter SNR-Verlauf für die untersuchten Mittelungsverfahren.

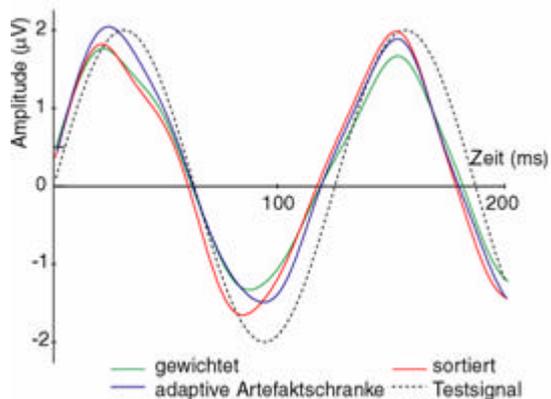
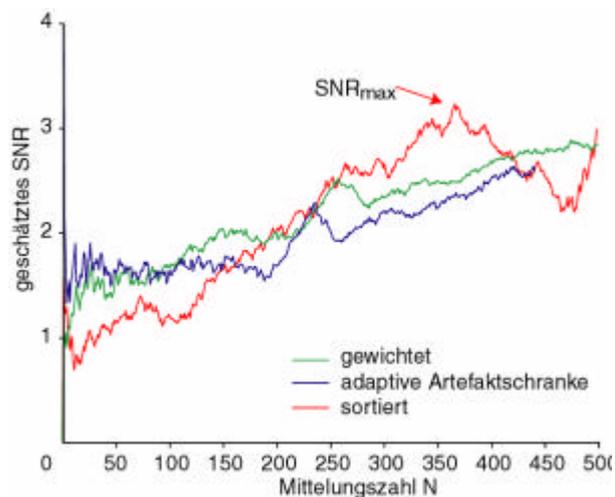


Abb. 1: oben: Geschätzter SNR-Verlauf für die untersuchten Mittelungsverfahren.

Unten: Mittelwertkurven an No-Stimulus-Registrierung mit aufgeprägtem synthetischen Signal nach Anwendung der verschiedenen Mittelungsverfahren. Gewichtetes Mitteln führt zu deutlicher Signalunterschätzung.



Schlussfolgerungen

Die für Hirnstammpotentiale verwendbaren Verfahren zur Artefaktbehandlung sind auch für späte Potentiale verwendbar, wobei Sortiertes Mitteln zum höchsten SNR und Gewichtetes Mitteln zu deutlicher Unterschätzung der Signalamplitude führt. Beim Sortieren Mitteln ist eine Optimierung des SNR möglich.

Literatur

- [1] Mühler R, von Specht H (1999) Sorted averaging-principle and application to auditory brainstem responses. Scand Audiol 28: 145-9
- [2] Riedel H, Granzow M, Kollmeier B (2001) Single-sweep-based method to improve the quality of auditory brain stem responses Part II: Averaging Methods. Z Audiol 40 (2): 62-85