

Neuromonitoring bei Kindern

Wie tief schläft mein Patient?

Barbara Schultz • Arthur Schultz

Der Schlaf entwickelt und differenziert sich beim Kind mit der Hirnreifung. Um Wach- und Schlafstadien zu beurteilen, dient das Elektroenzephalogramm (EEG) als ein Parameter. Besonders deutlich verändert sich das Schlaf-EEG im 1. Lebensjahr. Zwischen dem Schlaf- und dem Narkose-EEG bestehen Ähnlichkeiten. Auch das Narkose-EEG zeigt in der Kindheit deutliche Veränderungen. Das EEG lässt sich als Neuromonitoring-Verfahren bei Kindern zur Narkoseüberwachung nutzen. Der Artikel gibt einen Überblick über altersabhängige Veränderungen des Schlaf- und Narkose-EEG.

EEG-Grundlagen

Ableitung Das EEG lässt sich mittels Elektroden von der Kopfhaut ableiten. Zur Klassifikation von Schlafstadien bei Erwachsenen werden nach Rechtschaffen und Kales [1] mind. folgende Ableitungen benötigt:

- ▶ 1 EEG-Ableitung,
- ▶ 2 EOG-Ableitungen (EOG = Elektrookulogramm) und
- ▶ 1 EMG-Ableitung (EMG = Elektromyogramm).

Eine vollständige Übersicht über die elektroenzephalografische Schlaforganisation geben EEG-Ableitungen von der frontopolen bis zur okzipitalen Region [2]. Für neonatologische Schlafuntersuchungen ist nach André et al. [3] die Registrierung des EEG mit mind. 8 Elektroden erforderlich, ergänzt durch Kanäle für EKG und Atmung. Effekte von hypnotisch wirksamen Substanzen lassen sich anhand einer EEG-Ableitung beurteilen [4]. Für das Narkose-EEG-Monitoring werden die Elektroden üblicherweise im Stirnbereich angebracht.

Parameter Im EEG werden traditionell 4 Frequenzbereiche unterschieden:

- ▶ Delta δ (0,5–3,5 Hz)
- ▶ Theta θ (3,5–7,5 Hz)
- ▶ Alpha α (7,5–12,5 Hz)
- ▶ Beta β (> 12,5 Hz)

Eine Methode zur EEG-Signalanalyse ist die Spektralanalyse. Das EEG-Signal wird hierbei für definierte Zeitabschnitte in seine zugrundeliegenden Frequenzanteile zerlegt. Aus dem resultierenden

EEG-Leistungsspektrum (Abb. 1) lassen sich einzelne Spektralparameter extrahieren, z.B. absolute oder auf die Gesamtleistung bezogene relative Leistungen in Frequenzbereichen oder Quantile des Leistungsspektrums wie der Median (50%-Quantil) und die spektrale Eckfrequenz (90%- bzw. 95%-Quantil).

Zur Analyse des Narkose-EEG können weitere Methoden wie die Bispektralanalyse [5] oder die Entropie, ein Maß der Ordnung bzw. Unordnung eines Systems, verwendet werden [6].

Aus dem EEG gewonnene Parameter lassen sich für eine automatische Klassifikation verwenden, z. B. für die Ermittlung von Hypnosetiefe-Stadien im Rahmen der Narkoseüberwachung.

Grundzüge der Entwicklung des Wach- und des Schlaf-EEG

EEG-Entwicklung bis zum errechneten Geburtstermin

Tracé-discontinuum-Muster In der 20.–22. Schwangerschaftswoche (SSW) kann im EEG ein diskontinuierliches Muster (Tracé discontinu) beobachtet werden: Fast isoelektrische EEG-Abschnitte und Strecken mit höheramplitudigen EEG-Wellen unterschiedlicher Frequenz und Steilheit (Bursts) treten im Wechsel auf [7]. Bis zur 28. SSW ist dies das vorherrschende Muster [8]. Mit fortschreitendem Gestationsalter werden die flachen EEG-Abschnitte kürzer und sind zunehmend von niederamplitudiger Aktivität durchsetzt, während die Bursts niedriger und länger werden [7].

Differenzierung von Schlaf- und Wachphasen

Etwa ab der 25. SSW beginnt die Differenzierung im EEG-Muster von Wach- und Schlafzuständen [8]. Etwa ab der 31. Woche stellt sich ein regelmäßiger Wechsel zwischen Wach- und Schlafphasen regelhaft dar [7]. Als Active Sleep wird ein Schlafzustand bezeichnet, der u. a. durch Unregelmäßig-

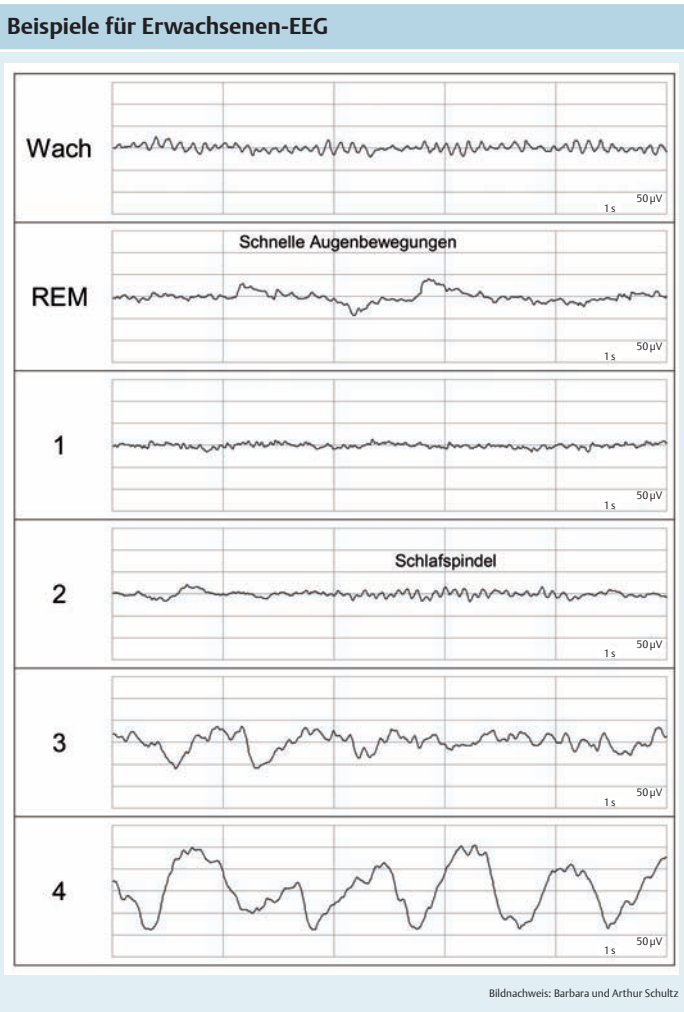
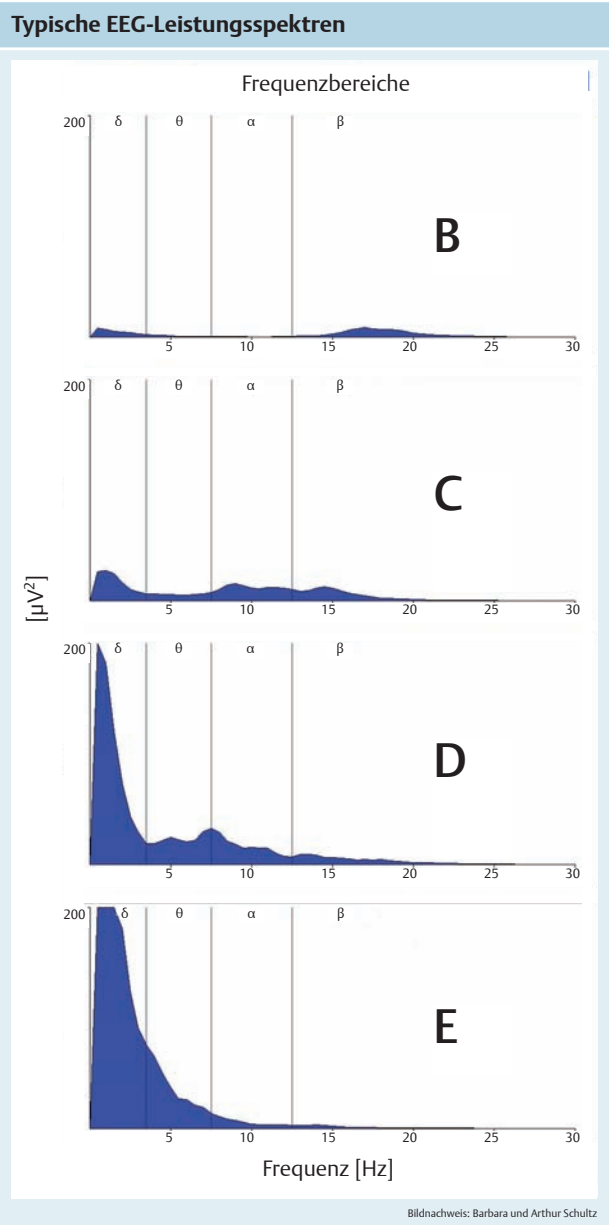


Abb. 2 (oben) Beispiele für das Erwachsenen-EEG im Wachzustand sowie in den Stadien REM (Rapid Eye Movement), 1, 2, 3 und 4 nach Rechtschaffen und Kales [1].

Abb. 1 (links) Typische Leistungsspektren in den EEG-Stadien B–E (gleiche Narkose wie in Abb. 4, 7 und 8).

keit von Herzfrequenz und Atmung sowie schnelle Augenbewegungen gekennzeichnet ist, im Quiet Sleep sind Herzfrequenz und Atmung regelmäßig, schnelle Augenbewegungen fehlen [9].

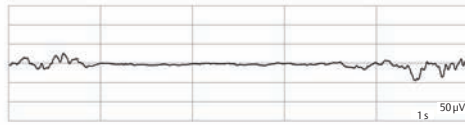
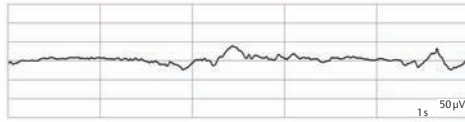
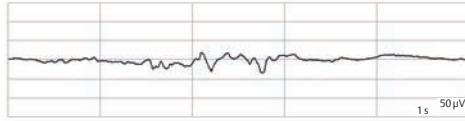
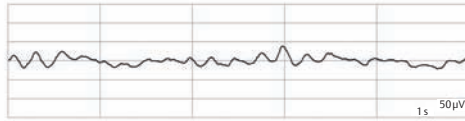
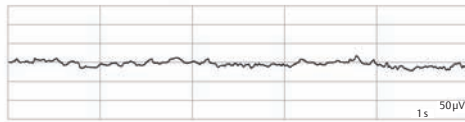
Tracé-alternant-Muster Etwa in der 34. SSW ist das EEG im Wachzustand und im Active Sleep durchgängig kontinuierlich [8]. Das Tracé-discontinu-Muster ist in der 34.–36. SSW nur noch im Quiet Sleep vorhanden [8]. Es wird durch das Tracé-alternant-Muster ersetzt, bei dem in den abgeflachten Strecken amplitudenhöhere Wellen auftreten als im Tracé-discontinu-Muster [10]. Das EEG reifer Neugeborener enthält nur vereinzelt, wenn überhaupt, Tracé-discontinu-Phasen [8].

EEG-Veränderungen nach dem errechneten Geburtstermin

▼ **Wach-EEG** Die Wach-EEG-Muster reifer Neugeborener bestehen aus EEG-Aktivität niedriger bis mittlerer Amplitude und gemischter Frequenz, wobei Theta- und Delta-Wellen dominieren und von Beta-Aktivität überlagert sind [8]. Im Laufe der Kindheit, aber mit besonderer Dynamik im 1. Lebensjahr, beschleunigt sich das Wach-EEG. Beginnend im Alter von 2 Monaten mit 2–3 Hz erreicht die EEG-Aktivität über den posterioren Hirnregionen mit 4 Monaten 3–4 Hz, mit 5 Monaten 5 Hz und mit 12 Monaten etwa 6–7 Hz. Mit 3 Jahren beträgt sie 7–8 Hz, mit 7 Jahren 9 Hz und mit 15 Jahren 10 Hz [10]. Die okzipitalen EEG-Amplituden im Wachzustand nehmen ausgehend vom Neugeborenenalter zu, erreichen ihr Maximum im Alter von 6–9

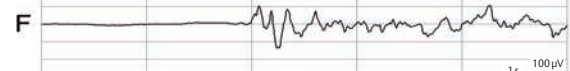
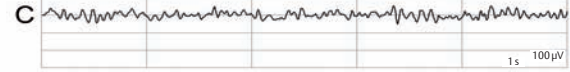
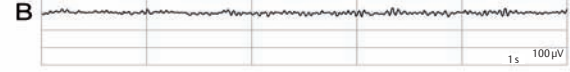
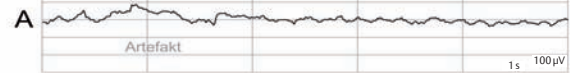
Dieses Dokument wurde zum persönlichen Gebrauch heruntergeladen. Vervielfältigung nur mit Zustimmung des Verlages.

Ausschnitt aus Narkose-EEG, 1 Monat altes Kind

10:15:29
nach Intubation11:15:49
Steady State12:15:44
Steady State12:45:49
Extubation13:07:29
wach

Bildnachweis: Barbara und Arthur Schultz

Wach-EEG und Narkose-EEG-Stadien, 4,8 Monate altes Kind



Bildnachweis: Barbara und Arthur Schultz

Abb. 3 (links)

Abb. 4 (rechts) Beispiele für das Wach-EEG und Narkose-EEG-Stadien bei einem 4,8 Monate alten Kind (gleiche Narkose wie in [Abb. 1, 7 und 8](#)).

Jahren [10] und werden danach wieder niedriger [11].

Schlaf-EEG Im Schlaf reifer Neugeborener kann zunächst Active und Quiet Sleep unterschieden werden. Phasen, die diesen beiden Schlafformen nicht klar zuzuordnen sind, werden als Indeterminate Sleep bezeichnet [9]. Das Tracé-alternant-Muster verschwindet bis zur 46. Woche [8]. Nach Scholle und Schäfer [9] lassen sich Wach- und Schlafstadien, die den Stadien Wach, REM (Rapid Eye Movement) und 1–4 des Non-REM-Schlafs nach Rechtschaffen und Kales [1] entsprechen, in einem Alter von 7 Monaten unterscheiden und mit Hilfe altersangepasster Kriterien klassifizieren.

Die Entwicklung des Wach- und des Schlaf-EEG bis hin zum EEG des Erwachsenen ([Abb. 2](#)) ist mit 20–30 Jahren abgeschlossen [11]. Für detaillierte Darstellungen der EEG-Entwicklung sei auf die Literatur verwiesen [3, 7–12].

Narkose-EEG

Bei Erwachsenen

Dosisabhängige Veränderungen Bei Erwachsenen kommt es unter der Wirkung von Inhalationsanästhetika wie Desfluran, Sevofluran und Isofluran und unter intravenös verabreichten Anästhe-

tika wie Etomidat, Barbituraten und Propofol dosisabhängig zu EEG-Veränderungen [4]. Während bei Müdigkeit bzw. in der sehr flachen Narkose höherfrequente EEG-Aktivität vorherrscht, kommt es mit fortschreitender Dosissteigerung zu einer zunehmenden EEG-Verlangsamung bis hin zum Einstreuen von Suppressionslinien in das EEG (Burst-Suppression-Muster) und schließlich zur kompletten EEG-Suppression. Bei Dosiserniedrigung sind diese Veränderungen reversibel. Eine akute zerebrale Hypoxie kann ebenfalls eine EEG-Verlangsamung bis zur Suppression verursachen.

Klassifizierung Das Narkose-EEG kann visuell und automatisch klassifiziert werden [4]. Bei der automatischen Klassifikation sind Skalen von 100 bis 0 gebräuchlich, wobei 100 den max. Wert im Wachzustand und 0 die komplette Suppression kennzeichnet [13]. Die visuelle und automatische Bewertung lässt sich auch anhand einer Skala von A bis F vornehmen (A=wach, F=Burst-Suppression bzw. Suppression) [4].

Bei Kindern

Zunächst keine höherfrequente kontinuierliche EEG-Aktivität Ähnlich wie das Schlaf-EEG macht auch das Narkose-EEG in der Kindheit eine Entwicklung durch. In den ersten Lebensmona-

ten tritt bei reifen, zerebral gesunden Kindern in der Narkose höherfrequente kontinuierliche EEG-Aktivität im Allgemeinen nicht auf. Typisch sind EEG-Bilder, die durch langsame Delta-Aktivität geprägt sind, sowie Burst-Suppression-Muster, wobei mit Narkosevertiefung die Länge der Suppressionsstrecken zunimmt (▶ Abb. 3). In der Literatur werden Veränderungen von Spektralparametern des Narkose-EEG im Laufe des 1. Lebensjahres erwähnt [14, 15].

Differenzierung mit ca. einem halben Jahr Eine eigene Untersuchung von 124 Narkoseverläufen bei Kindern vom 1.–12. Lebensmonat ergab, dass das Narkose-EEG bei der Mehrzahl der Kinder etwa im Alter von einem halben Jahr so entwickelt und differenziert ist, dass auch kontinuierliche höherfrequente EEG-Aktivität vorhanden ist. Im 9. Lebensmonat traten bei allen Kindern im Narkoseverlauf EEG-Abschnitte mit derartiger Aktivität auf, sodass eine Differenzierung in die Stadien A–F möglich war. Bis zum 3. Monat war eine solche Unterscheidung bei keinem Kind möglich. ▶ Abb. 4 zeigt EEG-Abschnitte aus einer Sevoflurannarkose bei einem Kind, bei dem bereits im Alter von 4,8 Monaten die EEG-Stadien B–F der Narkose unterschieden werden konnten. In den ersten Lebensjahren kommt es in EEG-Stadien mit vorherrschender Delta-Aktivität zu einer Zunahme der Gesamtleistung und danach zu einer Abnahme (eigener Datensatz, ▶ Abb. 5). ▶ Abb. 6 macht deutlich, dass auch im Erwachsenenalter weitere Veränderungen des Narkose-EEG beobachtet werden können.

Das Narkose-EEG verändert sich im Lauf des Lebens.

Berechnung von Hypnosetiefe-Indizes bzw. Ermittlung von Stadien

Untersuchung der Differenziertheit des EEG Die beschriebenen altersabhängigen Veränderungen des Wach- und Narkose-EEG legen nahe, das Patientenalter bei der Berechnung von Hypnosetiefe-Indizes bzw. bei der Ermittlung von EEG-Stadien zu berücksichtigen. Algorithmen, die für Erwachsene entwickelt wurden, sind nicht zur Anwendung bei Kindern in den ersten Lebensmonaten geeignet.

▶ Bei der Analyse des Narkose-EEG bei Kindern innerhalb des 1. Lebensjahres sollte überprüft werden, ob es sich um ein differenzierbares EEG handelt.

Im Rahmen der EEG-Analyse durch einen EEG-Monitor zur Berechnung von Hypnosetiefe-Indizes sollte daher das Patientenalter berücksichtigt werden. Dies ist derzeit nicht bei allen Geräten gewährleistet.

Signalstärke des EEG in Abhängigkeit vom Lebensalter

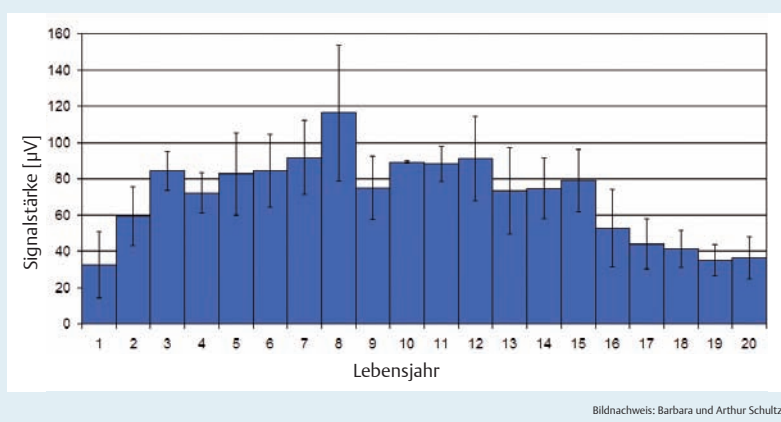


Abb. 5 Signalstärke des EEG (Wurzel aus der Gesamtleistung) in Stadien mit dominierender Delta-Aktivität bei Patienten vom 1.–20. Lebensjahr (n = 264).

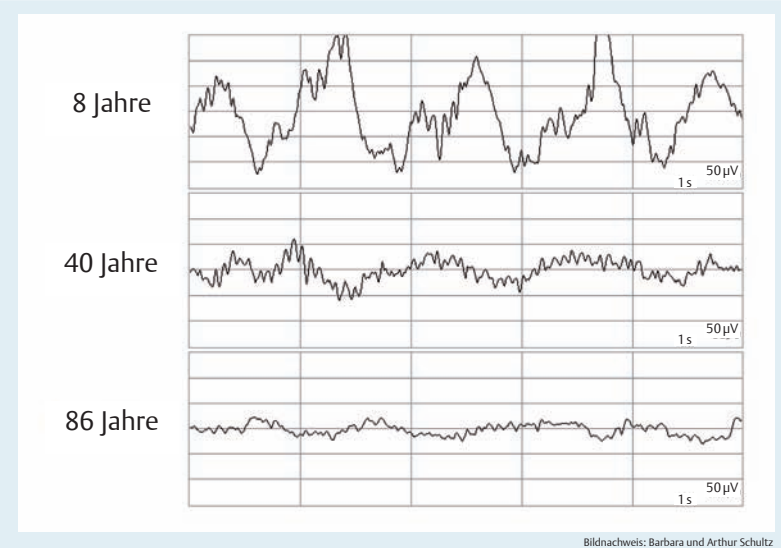
Vorgehen bei wenig differenziertem EEG Bei Kindern, deren Narkose-EEG wenig differenziert ist, sollte – in Analogie zur Wach- und Schlafstadieneinteilung für die ersten Lebensmonate – eine Klassifikation des Narkose-EEG mit wenigen Stadien vorgenommen werden. Zudem bietet die Auswertung der Länge von Suppressionsstrecken einen Anhalt bei der Dosierung hypnotisch wirkender Substanzen.

Ein gebräuchlicher Parameter zur Quantifizierung von Burst-Suppression-EEGs ist die Burst-Suppression-Ratio (BSR). Sie gibt an, wie viel Prozent eines EEG-Abschnitts aus Suppressionsstrecken besteht. Das Inter-Burst-Intervall (IBI) ist ein Maß für den Abstand zwischen Bursts und wird in Sekunden angegeben.

Bei der Klassifikation des Narkose-EEG ist das Patientenalter zu berücksichtigen.

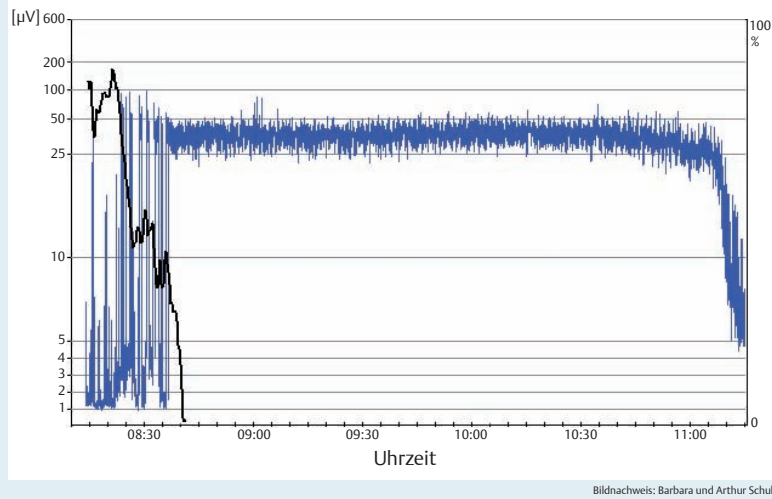
Abb. 6 Narkose-EEG-Abschnitte mit dominierender Delta-Aktivität bei Patienten im Alter von 8, 40 und 86 Jahren.

Narkose-EEG-Abschnitte in Abhängigkeit vom Lebensalter



Bildnachweis: Barbara und Arthur Schultz

Amplituden-integriertes EEG und Burst-Suppression-Ratio in der Narkose



Bildnachweis: Barbara und Arthur Schultz

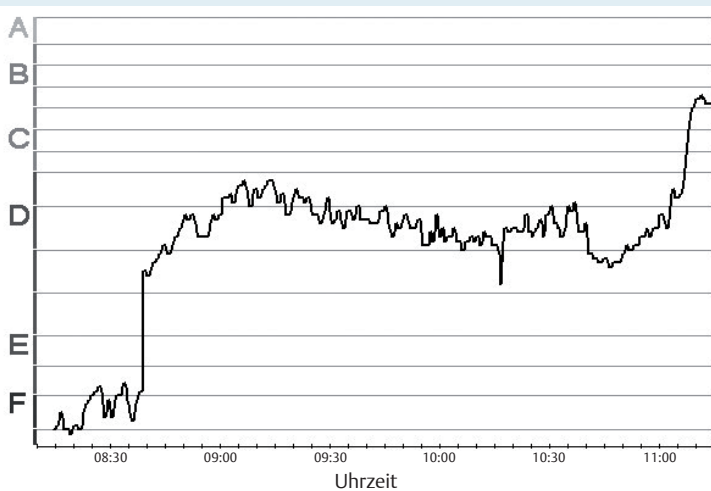
Abb. 7 Amplituden-integriertes EEG (aEEG) (blaue Fläche) und Burst-Suppression-Ratio (BSR) (schwarze Linie) in der Narkose eines 4,8 Monate alten Kindes (gleiche Narkose wie in [Abb. 1, 4 und 8](#)).

Amplituden-integriertes EEG (aEEG)

Komprimierte Darstellung des EEG Das aEEG ist eine zeitkomprimierte Darstellung von Amplituden eines EEG-Abschnitts. Bei der Berechnung des aEEG wird das EEG-Signal stark gefiltert, gleichgerichtet und geglättet. Traditionell entsprechen 6 cm aEEG-Kurven einem Original-EEG-Verlauf von 1 h. Angaben über den Frequenzgehalt sind im aEEG nicht enthalten. In der Neonatologie wird es z. B. zur Beurteilung des Entwicklungsgrades der EEG-Aktivität und beim Langzeitmonitoring u. a. zur Erkennung von Krampfanfällen genutzt [16, 17]. Während der Narkose lassen sich im aEEG komplette Suppressionsstrecken, Burst-Suppression-Muster und kontinuierliche EEG-Muster unterschiedlicher Amplitudenhöhe unterscheiden. Zur sicheren Interpretation des aEEG muss gleichzeitig das Roh-EEG zur Verfügung stehen.

Abb. 8 EEG-Stadien-Verlauf während der Narkose eines 4,8 Monate alten Kindes (gleiche Narkose wie in [Abb. 1, 4 und 7](#)).

EEG-Stadien-Verlauf während der Narkose



Bildnachweis: Barbara und Arthur Schultz

aEEG vs. Stadienverlauf vs. EEG Ein Narkose-aEEG, der dazu gehörende Narkose-Stadien-Verlauf sowie Original-EEG-Abschnitte werden in [Abb. 7, 8 und 4](#) gezeigt.

- ▶ In dem Narkose-aEEG ([Abb. 7](#)) repräsentiert die Kurve bis ca. 8:35 Uhr ein Burst-Suppression-EEG mit wechselnden Amplitudenhöhen. Dies entspricht dem Original-EEG-Abschnitt F in [Abb. 4](#).
- ▶ Ab etwa 8:35 Uhr folgt ein kontinuierliches EEG ([Abb. 4, E und D](#)).
- ▶ Ab ca. 11 Uhr nimmt die Amplitudenhöhe ab ([Abb. 4, C und B](#)).

Im Vergleich zu dem automatisch klassifizierten Stadienverlauf ([Abb. 8](#)) ist der aEEG-Verlauf zwischen 8:40 Uhr und 10:50 Uhr weitestgehend konstant, da das aEEG Frequenzverschiebungen bei ähnlicher Amplitudenhöhe nicht erfasst.

Die Verwendung des aEEG kann bei der Analyse des Narkose-EEG bei Kindern in den ersten Lebensmonaten eine sinnvolle Ergänzung darstellen.

Sondermuster im EEG bei Verwendung von Sevofluran

Epilepsietypische EEG-Aktivität Während Sevoflurannarkosen kann epilepsietypische EEG-Aktivität auftreten ([Abb. 9](#)) [18, 19]. Diese Sondermuster sind bei der Bewertung des EEG hinsichtlich der Hypnosetiefe zu berücksichtigen. Ein Charakteristikum epilepsietypischer Potenziale ist ihre Steilheit. Gibert et al. [20] bestimmten im Steady State von Sevoflurannarkosen die endtidale Sevoflurankonzentration, unter der bei 50% ihrer Patienten im Alter von 3–11 Jahren deutliche epilepsietypische Zeichen ("major epileptoid signs") im EEG auftraten. Bei Sevofluran in O₂ lag diese Konzentration bei $4,3 \pm 0,1$ Vol.-%.

Bei Kindern werden im Vergleich zu Erwachsenen häufig hohe Sevoflurankonzentrationen verwendet, z. B. bei der Maskeneinleitung. Da es derzeit nicht geklärt ist, ob das Auftreten epilepsietypischer Aktivität unter Sevofluran mit ungünstigen gesundheitlichen Folgen verknüpft ist, wird in der Literatur empfohlen,

- ▶ ein EEG-Monitoring bei Sevoflurannarkosen zu verwenden [21],
- ▶ eine solche EEG-Aktivität zu vermeiden [20] bzw.
- ▶ auf die Verwendung höherer inspiratorischer Sevoflurankonzentrationen zu verzichten [22].

Tritt im Narkoseverlauf unter Sevofluran epilepsietypische Aktivität auf, empfiehlt es sich, die verwendete Sevoflurankonzentration zu erniedrigen oder auf andere Substanzen umzustellen.

Akustisch evozierte Potenziale mittlerer Latenz (MAEP)

Bei Kindern relativ wenig untersucht Aus der Gruppe der evozierten Potenziale zeigen akustisch evozierte Potenziale mittlerer Latenz (MAEP) bei Erwachsenen unter Anästhetika dosisabhängige Veränderungen [23]. Voraussetzung für die Generierung von MAEPs ist ein ausreichendes Hörvermögen [24]. MAEP stellen sich als Abfolge von Wellen dar, die sich als Reizantwort nach wiederholter Darbietung von Klickreizen aus dem spontanen EEG durch Mittelung errechnen lassen. Auf MAEP basierende Indizes zur Einschätzung der Hypnosetiefe wurden entwickelt [23]. Bei pädiatrischen Patienten ließen sich unter dem Einfluss von Sevofluran und Propofol dosisabhängige Verlängerungen der Latenzen bis zum Auftreten einzelner MAEP-Wellen-Maxima bzw. -Minima beobachten [25, 26]. Es wurden auch Alterseffekte beschrieben [25]. Im Vergleich zum EEG jedoch sind MAEP während der Narkose bei Kindern relativ wenig untersucht [27, 28].

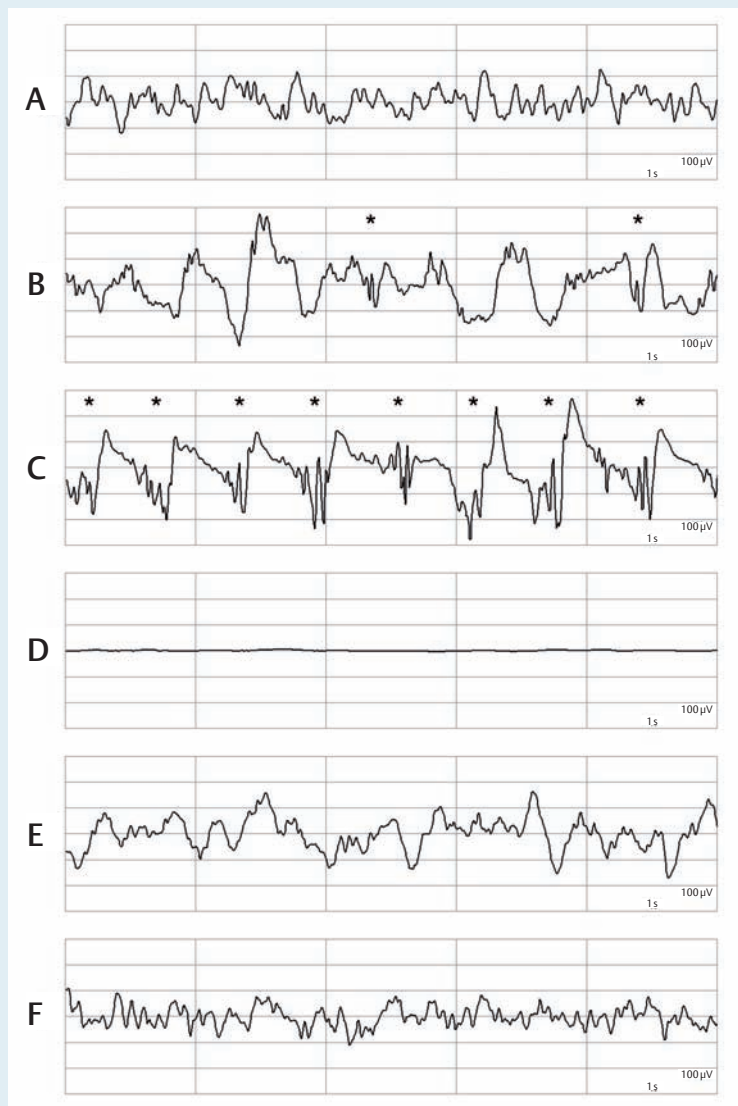
Vorsicht bezüglich Geräuschbelastung Es gibt Bestrebungen, z. B. auf neonatologischen Intensivstationen die Geräuschbelastung möglichst gering zu halten, um mögliche kurz- oder längerfristige negative gesundheitliche Folgeerscheinungen von Lärm zu vermeiden, z. B. eine Beeinträchtigung des Hörvermögens [29–31]. Wenn akustisch evozierte Potenziale zum Hypnosetiefemonitoring verwendet werden, dann sollte bedacht werden, dass es Zusammenhänge zwischen Lautstärke sowie Dauer von akustischen Reizen und der Entwicklung von Hörschäden gibt.

Nutzen der EEG-gestützten Narkoseführung bei Kindern

Unterschiedlicher Bedarf an Narkosemitteln Der Narkosemittelbedarf bei Kindern weist hohe interindividuelle Unterschiede auf. Faktoren, die hierzu beitragen können, sind u. a. Unterschiede in der Reife von Organen, die für die Metabolisierung und Elimination verantwortlich sind, sowie Unterschiede in der kardiopulmonalen Funktion, der Körperzusammensetzung, der Ko-Medikation und hinsichtlich vorhandener Erkrankungen [32, 33]. Pharmakodynamische Variabilität ist als weiterer Faktor zu nennen [32, 33]. Einerseits sollten vor dem Hintergrund der Diskussion um mögliche schädigende Effekte von Anästhetika auf das kindliche Gehirn [34] individuelle Überdosierungen vermieden werden. Andererseits besteht bei zu flacher Narkoseführung eine höhere Wahrscheinlichkeit, dass Patienten intraoperative Wahrnehmungen haben [35].

Unterstützung bei Narkoseführung Im Kindesalter kann sich die Dosierung hypnotisch wirksamer

EEG-Abschnitte während einer Sevofluran-Anflutung und -abflutung



Bildnachweis: Barbara und Arthur Schultz

Abb. 9 Epilepsietypische Potenziale (*) in den Abschnitten B und C.

mer Substanzen insbesondere am differenzierten Narkose-EEG orientieren, bei dem vom höherfrequenten EEG bis zum Burst-Suppression-EEG bzw. zur Suppression unterschiedlichste Muster vorhanden sind. Aber auch ein wenig differenziertes Narkose-EEG im frühesten Lebensalter, das durch niederfrequente Wellen und Burst-Suppression-Muster geprägt ist, kann als Anhalt bei der Narkoseführung verwendet werden – insbesondere durch Analyse des langsamen Frequenzbereichs und des Burst-Suppression-Musters.

Fazit Im EEG bilden sich auch im Kindesalter Effekte hypnotisch wirkender Substanzen ab. In den ersten Lebensmonaten ist das Narkose-EEG weniger differenziert als bei älteren Kindern. Im Rahmen des Neuromonitorings ist eine EEG-Analyse altersabhängig vorzunehmen. ◀

Kernaussagen

- ▶ Das Schlaf- und das Narkose-EEG zeigen in der Kindheit deutliche Veränderungen. Diese sind im 1. Lebensjahr besonders ausgeprägt.
- ▶ In den ersten Lebensmonaten sind in der Narkose EEG-Bilder, die durch langsame Delta-Aktivität geprägt sind, sowie Burst-Suppression-Muster mit Suppressionsstrecken unterschiedlicher Länge typisch.
- ▶ In einem eigenen Datensatz war bei der Mehrzahl der Kinder im Alter von einem halben Jahr kontinuierliche höherfrequente EEG-Aktivität vorhanden, sodass die Narkose-EEG-Stadien B–F unterschieden werden konnten.
- ▶ Bei der Berechnung von Hypnosetiefe-Indizes bzw. der Ermittlung von EEG-Stadien ist das Patientenalter zu berücksichtigen.
- ▶ Bei Kindern mit wenig differenziertem Narkose-EEG sollte eine Klassifikation des Narkose-EEG mit wenigen Stadien vorgenommen werden. Die Burst-Suppression-Ratio (BSR) oder das Inter-Burst-Intervall (IBI) können einbezogen werden.
- ▶ Das amplituden-integrierte EEG (aEEG) kann bei der Analyse des Narkose-EEG bei Kindern in den ersten Lebensmonaten eine sinnvolle Ergänzung sein.
- ▶ Während Sevoflurannarkosen kann epilepsietypische EEG-Aktivität auftreten. Die Wahrscheinlichkeit des Auftretens nimmt mit steigenden Sevoflurankonzentrationen zu. Bei Kindern werden häufig höhere Sevoflurankonzentrationen verwendet, z. B. bei Maskeneinleitungen. Daher ist es in dieser Patientengruppe besonders wichtig, epilepsietypische Aktivität zu erkennen.
- ▶ Epilepsietypische EEG-Aktivität ist bei der Interpretation des EEG hinsichtlich der Hypnosetiefe zu berücksichtigen.
- ▶ Der Narkosemittelbedarf bei Kindern weist hohe interindividuelle Unterschiede auf. Das EEG-Monitoring unterstützt eine individuell angepasste Dosierung hypnotisch wirksamer Substanzen.

Literatur online

Das vollständige Literaturverzeichnis zu diesem Beitrag finden Sie im Internet:

Abonnenten und **Nicht-abonnenten** können unter „www.thieme-connect.de/ejournals“ die Seite der AINS aufrufen und beim jeweiligen Artikel auf „Zusatzmaterial“ klicken – hier ist die Literatur für alle frei zugänglich.



PD Dr. Barbara Schultz leitet die Arbeitsgruppe Narkose- und Intensiv-EEG an der Medizinischen Hochschule Hannover. Ihr Hauptforschungsgebiet ist die Elektroenzephalografie (EEG) bei Patienten im Operationssaal und auf der Intensivstation.
E-Mail: ab.schultz@t-online.de



PD Dr. Dr. Arthur Schultz ist Leiter der interdisziplinären Arbeitsgruppe Informatik / Biometrie am Klinikum Region Hannover. Sein Forschungsschwerpunkt ist die Analyse des Elektroenzephalogramms (EEG) während Narkose und Intensivtherapie.
E-Mail: ab.schultz@t-online.de

Interessenkonflikt Barbara und Arthur Schultz sind Mitglieder der Arbeitsgruppe, welche die im EEG-Monitor Narcotrend implementierten Algorithmen zur automatischen EEG-Interpretation entwickelt hat.

Beitrag online zu finden unter <http://dx.doi.org/10.1055/s-0034-1368673>

Literaturverzeichnis

- 1 Rechtschaffen A, Kales A, Eds. *A manual of standardized terminology, techniques and scoring system for sleep stages of human subjects*. National Institutes of Health, Publication no. 204. Washington, D. C.: Public Health Service, US Government Printing Office; 1968
- 2 Kursawe HK, Kubicki S. *Vigilanz und Schlaf*. In: Zschocke S, Hansen HC, Hrsg. *Klinische Elektroenzephalographie*. 3. Aufl. Berlin, Heidelberg: Springer; 2012: 113–136
- 3 André M, Lamblin MD, d'Allest AM et al. *Electroencephalography in premature and full-term infants. Developmental features and glossary*. *Neurophysiol Clin* 2010; 40: 59–124
- 4 Schultz B, Kreuer S, Wilhelm W et al. *Der Narcotrend-Monitor – Entwicklung und Interpretationsalgorithmus*. *Anaesthesist* 2003; 52: 1143–1148
- 5 Bruhn J. *BIS-Monitor*. In: Wilhelm W, Bruhn J, Kreuer S, Hrsg. *Überwachung der Narkosetiefe*. 2. Aufl. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag; 2006: 89–107
- 6 Bruhn J. *Datex-Ohmeda Entropie-Monitor*. In: Wilhelm W, Bruhn J, Kreuer S, Hrsg. *Überwachung der Narkosetiefe*. 2. Aufl. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag; 2006: 133–145
- 7 Grothe S. *Entwicklung der Grundaktivität des normalen EEG im Kindesalter*. *Neurophysiol Lab* 2012; 34: 174–194
- 8 Tsuchida TN, Wusthoff CJ, Shellhaas RA et al. *American Clinical Neurophysiology Society standardized EEG terminology and categorization for the description of continuous EEG monitoring in neonates: Report of the American Clinical Neurophysiology Society critical care monitoring committee*. *J Clin Neurophysiol* 2013; 30: 161–173
- 9 Scholle S, Schäfer T. *Atlas of states of sleep and wakefulness in infants and children*. *Somnologie* 1999; 3: 163–241
- 10 Schmitt B, Wohlrab G. *EEG in der Neuropädiatrie*. In: Zschocke S, Hansen HC, Hrsg. *Klinische Elektroenzephalographie*. 3. Aufl. Berlin, Heidelberg: Springer; 2012: 523–585
- 11 Rothenberger A. *EEG und evozierte Potentiale im Kindes- und Jugendalter*. Berlin, Heidelberg: Springer; 1987
- 12 Eisermann M, Kaminska A, Moutard ML et al. *Normal EEG in childhood: From neonates to adolescents*. *Neurophysiol Clin* 2013; 43: 35–65
- 13 Wallenborn J. *Neuromonitoring in der Anästhesie – Was ist wichtig?* In: *Deutsche Akademie für Anästhesiologische Fortbildung, Hrsg. Refresher Course – Aktuelles Wissen für Anästhesisten*. Ebelsberg: Aktiv Druck & Verlag; 2010: 33–49
- 14 Davidson AJ, Sale SM, Wong C et al. *The electroencephalograph during anesthesia and emergence in infants and children*. *Paediatr Anaesth* 2008; 18: 60–70
- 15 Sury MRJ, Worley A, Boyd SG. *Age-related changes in EEG power spectra in infants during sevoflurane wash-out*. *Br J Anaesth* 2013 [Epub ahead of print]
- 16 Hellström-Westas L, de Vries LS, Rosén I. *Atlas of amplitude-integrated EEGs in the newborn, 2nd ed*. London: Informa Healthcare; 2008
- 17 Hellström-Westas L, Rosén I. *Continuous brain-function monitoring: State of the art in clinical practice*. *Semin Fetal Neonatal Med* 2006; 11: 503–511
- 18 Vakkuri A, Yli-Hankala A, Särkelä M et al. *Sevoflurane mask induction of anaesthesia is associated with epileptiform EEG in children*. *Acta Anaesthesiol Scand* 2001; 45: 805–811
- 19 Julliac B, Guehl D, Chopin F et al. *Risk factors for the occurrence of electroencephalogram abnormalities during induction of anesthesia with sevoflurane in nonepileptic patients*. *Anesthesiology* 2007; 106: 243–251
- 20 Gibert S, Sabourdin N, Louvet N et al. *Epileptogenic effect of sevoflurane: Determination of the minimal alveolar concentration of sevoflurane associated with major epileptoid signs in children*. *Anesthesiology* 2012; 117: 1253–1261
- 21 Voss LJ, Sleigh JW, Barnard JPM, Kirsch HE. *The howling cortex: Seizures and general anesthetic drugs*. *Anesth Analg* 2008; 107: 1689–1703