

Neurophysiological monitoring in clinical anaesthesia

J. Wallenborn

Neuromonitoring in der Anästhesiologie



PIN-Nr. 260312

Zusammenfassung

Ein Neuromonitoring in der Anästhesie kann zur Erfassung von medikamenteninduzierten Effekten auf das Zentralnervensystem (Hypnosetiefenbestimmung, Barbituratcoma) oder zur Überwachung der funktionellen Organintegrität (Ischämiedetektion in der Karotis- und Skoliosechirurgie, Identifikation von Nerven und Überwachung ihrer Funktion) genutzt werden. Hypnosetiefenmonitore beruhen überwiegend auf einer prozessierten Auswertung des Elektroenzephalogramms mithilfe komplexer Algorithmen. Zur Überwachung von Nerven und Nervenbahnen werden überwiegend evozierte Potentiale eingesetzt. Eine Zulassung zur Überwachung der Anästhesiewirkung besitzen der Bispectral-Index und der Narcotrend-Index. Primäres Ziel des Hypnosetiefenmonitorings ist nicht die Einsparung von Anästhetika, sondern das Ansteuern individuell und situationsgerecht optimaler Anästhesielevel. Die Anwendung von Hypnosetiefenmonitoren kann zu einer Reduktion von Wachheit (Awareness) und postoperativer Übelkeit und Erbrechen sowie zu einer erhöhten Kreislaufstabilität beitragen. Desobliterationen an der A. carotis interna unter Allgemeinanästhesie sollen regelmäßig mit einem Neuromonitoring zur Detektion klemmbedingter Ischämien erfolgen. Bei geeigneter Schulung können Anästhesisten durch den Einsatz von Neuromonitoring eine Erweiterung des Leistungsspektrums und eine Erhöhung der Patientensicherheit erzielen.

Summary

Intraoperative neurophysiological monitoring can be used to determine the effects of drugs on the central nervous system (depth of hypnosis, barbiturate-induced coma) or to monitor the functional integrity of the organs (detection of ischaemia in carotid or scoliosis surgery, or to identify and monitor cerebral or peripheral nerves). Depth-of-hypnosis monitors employ complex algorithms to analyse the patient's electroencephalogram. The Bispectral Index and the Narcotrend-Index are an approved means for „assessing the hypnotic effects of general anaesthetics and sedatives“. Primarily depth of hypnosis monitoring aims to achieve an optimal level of anaesthesia for the individual situation / person but not to reduce the amount of drug used. Thus, using depth-of-hypnosis monitors may help to achieve a reduction in awareness, postoperative nausea and vomiting as well as stabilization of the circulation.

Carotid endarterectomy under general anaesthesia necessitates regular use of intraoperative neurophysiological monitoring to detect clamping-induced cerebral ischaemia. This article describes several procedures. For the monitoring of nerves and nerve pathways evoked potentials are the method of choice. After appropriate training, anaesthesiologists may extend their service spectrum and improve patient safety through the use of intraoperative neurophysiological monitoring.

Schlüsselwörter

Elektroenzephalogramm –
Evozierte Potentiale – Bispectral
Index – Narcotrend – Awareness

Keywords

Electroencephalogram –
Evoked Potentials – Bispectral
Index – Narcotrend – Awareness

Einleitung

Bereits die am 16.10.1846 im Massachusetts General Hospital in Boston von William Thomas Green Morton erstmals vor Fachpublikum erfolgreich demonstrierte Äthernarkose war mit einem der unangenehmsten Phänomene in der Anästhesie – einer unzulänglichen Bewusstseinsausschaltung (intraoperative Wachheit, „Awareness“) – verbunden [1]. Der Patient Gilbert Abbot berichtete nach seiner völlig schmerzfreien Operation über Wahrnehmungen während der Narkose, denen damals aufgrund der sensationellen Möglichkeit zur schmerzfreien Operation wenig Beachtung geschenkt wurde. In den letzten Jahren rückte das als äußerst selten angenommene Phänomen „Wachheit“ verstärkt in den Blickpunkt des anästhesiologisch-klinischen und -experimentellen Interesses, weil prospektiv durchgeführte Studien eine überraschend hohe Inzidenz von 0,1-0,2% nachgewiesen haben [2-4].

Bis zu Beginn der 1990er Jahre galt die EEG-Überwachung der Narkose aufgrund der aufwendigen Apparatechnik, hohen Störanfälligkeit und schwierigen Dateninterpretation als wenig praktikabel. Erst durch die Fortschritte in der Computertechnologie und Nutzung komplexer mathematischer Analyseverfahren wurde in den letzten Jahren eine Online-Datenerfassung, -speicherung und -auswertung möglich. Da das Zentralnervensystem (ZNS) das eigentliche Zielorgan der Narkose ist, aber auch unter medikolegalen Aspekten [5] ist die Forderung nach Überwachung der Narkosetiefe nur logisch und konsequent. Der Umsetzung dieses Anspruchs in die klinische Praxis stehen allerdings zwei grundsätzliche Probleme entgegen: Diese sind eine fehlende, allgemein anerkannte Definition der Begriffe „Narkose“ und „Narkosetiefe“ sowie die technischen Unzulänglichkeiten potentieller Neuromonitoring-Verfahren.

Neben der Nutzung zur Hypnosetiefenmessung und Wachheitsreduktion kann Neuromonitoring in der Anästhesie auch eingesetzt werden, um zerebrale und spinale Ischämien oder drohende Hirnnervenläsionen frühzeitig zu detektieren.

Je nach Ausstattung der Fachabteilung können Anästhesisten mittels Neuro-monitoring zur Überwachung der Organintegrität beitragen oder Mitarbeiter eigener Bereiche für Neurophysiologie-/Neuromonitoring übernehmen intraoperativ spezielle Überwachungsverfahren.

Grundlagen

Ableitung

Während das Elektroenzephalogramm (EEG) die spontane elektrische Aktivität des ZNS abbildet, handelt es sich bei evozierten Potentialen (EP) um reizbezogene Antworten des peripheren und zentralen Nervensystems.

Die Hirnstromaktivität beruht auf der Summation sowohl exzitatorischer als auch inhibitorischer postsynaptischer Potentiale kortikaler Pyramidenzellen. Dabei kommt tiefer gelegenen Hirnregionen wie dem Thalamus und dem aufsteigenden retikulären System eine Steuerungsfunktion (Synchronisation, Schrittmacherfunktion) zu. Um reproduzierbare EEG-Ableitungen zu erhalten, wird die verwendete Elektrodenposition nach dem international anerkannten 10-20-System beschrieben [6,7]. Zur Bestimmung des individuellen Grundrhythmustyps anhand des Roh-EEG erfolgt die Ableitung eines Ruhe-EEG (tiefe Entspannung und geschlossene Augen) über der parieto-okzipitalen Hirnregion. Bei ca. 85% aller Menschen findet sich ein vorherrschender Alpha-Rhythmus (8-13 Hz). Weitere 7% weisen einen Beta-Grundrhythmus (>13 Hz) auf. Aber auch Varianten mit erniedrigter Grundfrequenz („langsame Alpha-Variante“, Theta-EEG, Delta-EEG) treten als Normvarianten auf. Auch interindividuelle Variationen können die Amplitude des EEG beeinflussen. So lässt sich in ca. 7-9% der Fälle ein Niederspannungs-EEG (unregelmäßig auftretende flache Wellen verschiedener Frequenzen mit einer 10 µV nicht übersteigenden Amplitude) beobachten [7]. Neben diesen zahlreichen Variationen sind alters- bzw. entwicklungsbedingte physiologische

Unterschiede im Roh-EEG zu berücksichtigen. Diese hohe Variabilität im Roh-EEG (Abb. 1) ist mitverantwortlich dafür, dass bis heute kein allgemein akzeptierter, in jeder Anästhetikakombination und -dosierung die korrekte klinische Situation widerspiegelnder und verlässlich reproduzierbarer EEG-Monoparameter zur Bestimmung der Hypnosetiefe zur Verfügung steht.

Etwa 85% aller Menschen weisen einen Alpha-Grundrhythmus auf, weitere 8% haben eine langsamere Grundfrequenz oder zeigen ein Niederspannungs-EEG. Die hohe Variabilität im Roh-EEG ist mitverantwortlich dafür, dass derzeit keine 100%ige Zuverlässigkeit von kommerziellen EEG- oder EP-basierten Hypnosetiefenindizes erwartet werden kann.

Evozierte Potentiale (EP) sind von der Funktionsfähigkeit der stimulierten peripheren Nervenbahn abhängig. Stimuliert wird für somatosensorisch evozierte Potentiale (SSEP) mit Rechteckimpulsen von 0,1-0,2 ms Dauer, einer Frequenz von 3-5,5 Hz und mit einer Stromstärke von 4 mA über der motorischen Reizschwelle. Da EP sehr kleine Amplituden (0,05-5 µV) aufweisen, müssen sehr viele Einzelreize aufsummiert werden (SSEP 250, akustisch EP 1.000 Mittelungsschritte), bis ein EP als Hintergrundinformation reproduzierbar aus dem EEG herausgemittelt werden kann.

Kenngrößen

Die entscheidenden Determinanten des EEG sind Frequenz, Amplitude und Form. Mittels digitaler, computergestützter EEG-Signalverarbeitung können Analysen im Frequenzbereich erfolgen, die zu leicht zu interpretierenden EEG-Monoparametern wie der Spektralen Medianfrequenz (SMF) oder Spektralen Eckfrequenzen (SEF) führen. Grundlage ist die Spektralanalyse des Roh-EEG mittels Fast-Fourier-Transformation, durch die für eine zu analysierende EEG-Epoche die Leistungsanteile in einzelnen Frequenzbereichen berechnet werden können (= Powerspektralanalyse):

- Delta (δ) β = 0,5-4 Hz,
- Theta (θ) = 4-8 Hz,
- Alpha (α) = 8-13 Hz,
- Beta (β) = 13-30 Hz.

Die derzeit zur Bestimmung der Hypnosetiefe genutzten EEG-Parameter basieren meist auf mehreren, aus dem Roh-EEG extrahierten Informationen, die nach speziellen Algorithmen in der Berechnung eines einzelnen Mischparameters als numerischer Wert zwischen 0 und 100 münden.

Bei EP werden Amplitude, Latenz, Polarität und Interpeak-Latenzen genutzt. Da sie individuell sehr verschieden sein können, sollte zunächst eine individuelle Referenzkurve erstellt werden, die dann als Basis für die Beurteilung anästhesie- oder hypoxiebedingter Veränderungen dient.

EP sind von der Funktionsfähigkeit der stimulierten peripheren Nervenbahn abhängig, und es müssen sehr viele Einzelreize aufsummiert werden, um ein EP darzustellen. Bei intraoperativer Nutzung von EP ist eine individuelle Referenzkurve erforderlich.

Limitationen

Die laufenden Veränderungen in einem komplexen Roh-EEG sind visuell nur schwer zu interpretieren; die prozessierte Analyse erleichtert zwar die Auswertung, ist aber mit einem Informationsverlust verbunden (z.B. bei Einkanal-Ableitung über einer ausgewählten Hirnregion). Die Erstellung von EP wiederum benötigt wegen der notwendigen Aufsummation und Mittelung einige Minuten, was in geringerem Ausmaß auch auf alle Hypnosetiefenindizes zutrifft [8].

Das Roh-EEG unterscheidet sich interindividuell und kann durch viele Faktoren beeinflusst werden. Dazu zählen Alter, Hypo- und Hyperkapnie, Hypoxie, Hypoglykämie, Hypothermie, Hypotension, Artefakte und zentral wirksame Substanzen einschließlich Anästhetika. Einige Artefakte (wie Lidschlag-, EKG-, Puls-, Muskel-, Bewegungsartefakte und Elektrodendefekte) können durch Vorverstär-

kung, Filterung, Impedanzprüfung und Artefakt-Eliminationsprogramme eliminiert oder gemindert werden, während andere (Elektrokauter, Wechselstromüberlagerung, elektrostatische Felder) nur schwer auszuschalten sind.

Die Qualität der Software zur Artefakterkennung und -elimination entscheidet über die Zuverlässigkeit der kommerziellen Hypnosetiefenmonitore.

Wirkung von Anästhetika

Einen Überblick über Einflüsse auf das Roh-EEG durch in der Anästhesie

gebräuchliche Substanzen gibt Tabelle 1. Volatile Anästhetika verschieben das Powerspektrum in Richtung langsamer Frequenzbereiche. Bei Einleitung einer Narkose kommt es zunächst zu einer kurzzeitigen Desynchronisation mit Erhöhung hochfrequenter Anteile (Exzitationsphase durch schnellere Ausschaltung hemmender Neurone), auf die rasch ein Überwiegen langsamer Frequenzanteile mit zunehmender Synchronisation folgt. Subanästhetische Konzentrationen (bis 0,4 MAC) induzieren eine Zunahme der mittleren EEG-Frequenzen und eine Erhöhung der Amplitude [9]. Bei höherer Dosierung tritt eine Verschiebung der dominierenden EEG-Aktivität in arteri-

Tabelle 1

Einflüsse auf das Roh-EEG durch in der Anästhesie gebräuchliche Substanzen.

Stoffgruppe	Vertreter	Einflüsse auf das Roh-EEG
Inhalationsanästhetika	Halothan	<ul style="list-style-type: none"> • dominante Frequenz bei 1 MAC zwischen 11-16 Hz • Burst-Suppression ab 4 MAC • keine Krampfpotentiale beschrieben
	Lachgas	<ul style="list-style-type: none"> • zunehmend Suppression der dominanten Frequenz im Alpha-Band • allmähliche Überlagerung und Ersatz der Alpha-Aktivität durch raschere Frequenzen bei zunehmender Gaskonzentration • keine Burst-Suppression • nach Unterbrechung der Lachgaszufuhr „overswing“ = dominante Frequenz höher als ursprünglich
	Isofluran	<ul style="list-style-type: none"> • konzentrationsabhängig zunehmend Delta-/Theta-Aktivität • Burst-Suppression bei 1,5-2 MAC erreicht • keine Krampfpotentiale beschrieben
	Enfluran, Sevofluran	<ul style="list-style-type: none"> • konzentrationsabhängig zunehmend Delta-/Theta-Aktivität • Burst-Suppression bei 1,5-2 MAC erreicht • Krampfpotentiale: Einzelfallberichte bei Sevofluran, unter Enfluran regelhaft paroxysmale epileptiforme Entladungen
	Desfluran	<ul style="list-style-type: none"> • bei 0,5 MAC Steigerung von Amplitude und Frequenz • bei 1 MAC zunehmend Delta-/Theta-Aktivität • Burst-Suppression bei 1,2-1,6 MAC erreicht
	Xenon	<ul style="list-style-type: none"> • konzentrationsabhängig zunehmend Delta-/Theta-Aktivität • bei 1 MAC ca. 70% Deltaaktivität
Intravenöse Anästhetika	Propofol	<ul style="list-style-type: none"> • in Anflutphase Alpha-Aktivierung • danach Deltaaktivität korrelierend zur Plasmakonzentration • bei Dosissteigerung (6-8 µg/ml) Burst-Suppression bis hin zum Nulllinien-EEG auslösbar
Opiate	Alfentanil, Fentanyl	<ul style="list-style-type: none"> • in hohen Dosen Auftreten von Delta-/Theta-Wellen • Burst-Suppression wird nicht erreicht • vergleichbare EEG-Befunde bei gleichen Plasmakonzentrationen • EEG folgt verzögert der Plasmakonzentration
Benzodiazepine	Midazolam	<ul style="list-style-type: none"> • trotz klinisch deutlicher Sedierung Beta-Aktivierung • Frequenzverlangsamung erst bei hohen Dosen
Muskelrelaxanzien	Rocuroniumbromid	<ul style="list-style-type: none"> • keine eigene Beeinflussung der hirnelektrischen Aktivität • Ausschaltung von Muskelartefakten

ore Hirnareale auf; ab 1 MAC zeigt sich eine dosisabhängige Verminderung der EEG-Aktivität in einer Abnahme schneller und Zunahme langsamer Frequenzen. Bei weiterer Vertiefung der Narkose stellen sich „Burst-Suppression“-Muster bis hin zum isoelektrischen EEG ein.

EP werden dosisabhängig durch Anästhetika beeinflusst, hier zeigen sich regelmäßig eine Abnahme der Amplituden und eine Zunahme der Latenzen.

Klinische Nutzung eines neurophysiologischen Monitorings

Da das ZNS das Zielorgan der Anästhetika ist, liegt es nahe, auch dieses Organ während der Narkose zu überwachen. Dabei ist die Indikation für ein neurophysiologisches Monitoring zwei grundlegenden Anwendungsgebieten zuzuordnen: Der Erfassung von medikamenteninduzierten Effekten auf das ZNS und der Überwachung der funktionellen Organintegrität.

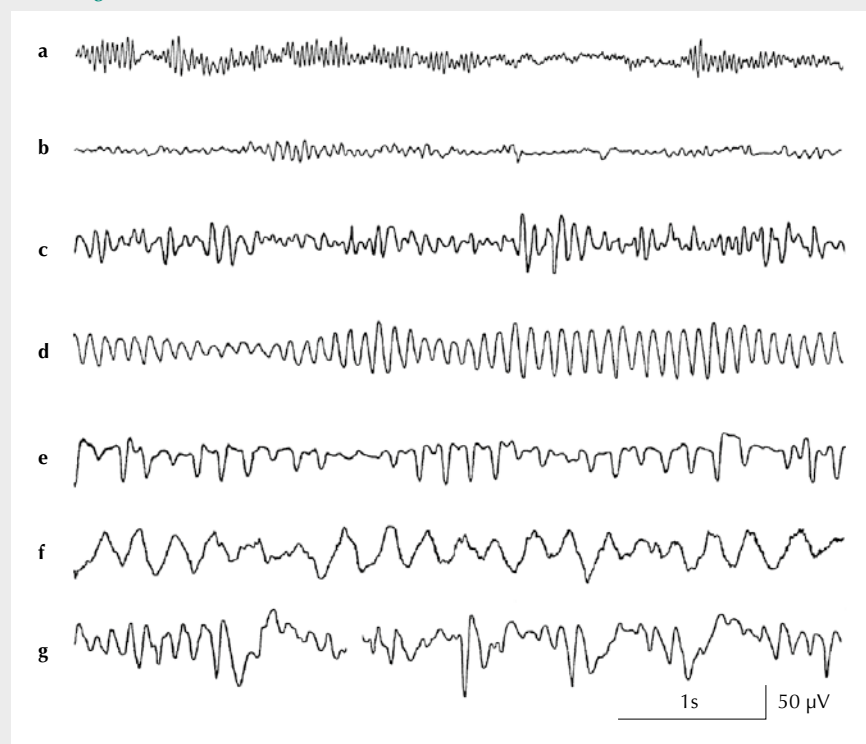
In Tabelle 2 werden klinisch relevante Anwendungen des Neuromonitorings dargestellt.

Sowohl im EEG als auch in den EP lassen sich dosisabhängig die individuellen Effekte der Anästhetika darstellen. Daraus ergeben sich folgende potentielle Vorteile im klinischen Einsatz:

- Einsparung von Anästhetika,
- Verkürzung der Erholungs- und damit der postoperativen Überwachungszeiten,
- Vermeiden von intraoperativer Wachheit,
- Reduktion von Bewegungsreaktionen,
- erhöhte kardiovaskuläre Stabilität,
- Kostenersparnis,
- Reduktion von postoperativer Übelkeit und Erbrechen,
- Reduktion postoperativer kognitiver Störungen,
- potentielle Reduktion der Mortalität.

Die Reduktion des Anästhetika-verbrauchs, die Verkürzung der Erholungszeiten und die schnellere Verlegbarkeit aus dem Aufwachraum

Abbildung 1



Normvarianten des EEG bei wachen Menschen (aus [6], mit freundlicher Genehmigung des Springer-Verlags 2011). a = Beta-dominiertes EEG; b, c = Mischformen, sehr flache oder frequenzlabile EEG, d = Alpha-Grundrhythmus; e-g = Varianten mit langsamer Grundfrequenz.

Tabelle 2

Klinisch relevante Anwendungen von Neuromonitoring in der Anästhesie [nach 10].

Beurteilung von Effekten der Anästhetika auf das ZNS	Überwachung der Organintegrität
Hypnosetiefenbestimmung	Zerebrale Ischämiedetektion <ul style="list-style-type: none"> • Karotischirurgie • Neurovaskuläre Operation (z.B. Aneurysma-Clipping) • Operation intrakranieller Tumore • Ballonokklusionstest bei Karotisaneurysma
Awareness-Reduktion	Spinale Ischämiedetektion <ul style="list-style-type: none"> • Aorten Chirurgie • Skoliosechirurgie • Neurochirurgie spinaler Tumoren • Stabilisierung der Halswirbelsäule
Detektion epileptiformer Muster	Lokalisation und Monitoring von Hirnnerven, Kerngebieten und funktionellen kortikalen Arealen <ul style="list-style-type: none"> • Kleinhirnbrückenwinkel- und Hirnstammstumore (z.B. Akustikusneurinom) • Eingriffe in der Zentralregion • Epilepsiechirurgie
Ansteuerung von Burst-Suppression-Mustern	Identifikation und Monitoring peripherer Nerven(bahnen) <ul style="list-style-type: none"> • N. laryngeus recurrens bei Thyreoidektomie • Plexus brachialis, Plexus lumbosacralis

durch Einsatz von Neuromonitoring – verglichen mit einer nach klinischen Kriterien geführten Standardanästhesie – wurden in verschiedenen Studien vorrangig für BIS und NI, aber auch für AAI und PSI gezeigt (Abkürzungen siehe Tab. 3). Für den BIS wurde die Einsparung von Anästhetika sogar in einer Formel dargestellt [11]: Einsparung (%) = (intraoperativer BIS - 40) x 2. Dabei fallen die Vorteile umso geringer aus, je besser steuerbar das angewandte Anästhesieverfahren per se ist (z.B. Desfluran-Remifentanyl vs. Propofol-Alfentanil). Einsparungen von Anästhetika dürfen jedoch nicht durch eine erhöhte Rate an intraoperativer Wachheit erkauft werden.

Bei Ansteuerung der individuell möglichen „Niedrigstdosis“ führt die EEG-Überwachung nicht in jedem Fall zu einer Reduktion der Anästhetikazufuhr – vielmehr kann auch ein individuell erhöhter Bedarf (z.B. bei Kleinkindern oder Drogenabusus) quantifiziert werden (Abb. 2). Außerdem limitieren die anästhesiologischen Ziele „Vermeiden von Wachheit“ und „Reduktion von Bewegungsreaktionen“ – in Abhängigkeit von patientenseitigen Faktoren (Alter, Aktivitätsstatus, Prämedikation, vorbestehende Medikation) und operativen Einflüssen (schmerzhafte Stimulation, intraoperative Hypotension) – die extreme Einsparung von Anästhetika. Auch verlangen das Erreichen einer suffizienten kardiovaskulären Stabilität und die Reduktion von postoperativer Übelkeit und Erbrechen sowie die Verminderung postoperativer kognitiver Defizite eher das Ansteuern einer individuellen „Optimaldosis“, weil sowohl zu flache als auch zu tiefe Hypnosestadien zu unerwünschten Ereignissen führen können.

Im Idealfall ermöglicht die Überwachung der Hypnosetiefe den Wechsel von einer gewichtsorientierten hin zu einer effektorientierten, individuellen und situationsadaptierten Anästhetikatitration.

Neuromonitoring zur Bestimmung der Hypnosetiefe

Rahmenbedingungen

Die schwierige Beurteilbarkeit des Roh-EEG und technische Probleme (Gerätegröße, Artefaktanfälligkeit) haben über Jahrzehnte den Einsatz einer EEG-basierten Überwachung der Hypnosetiefe in der klinischen Anästhesie limitiert. Die computergestützte Auswertung des EEG eröffnete durch Nutzung komplexer Analysealgorithmen – bei gleichzeitiger Datenreduktion und verminderter Gerätegröße – neue Möglichkeiten einer zeitkonformen Bestimmung der Hypnosetiefe. Ungeachtet bekannter Probleme des EEG-Monitorings (Hysterese, interindividuelle Variabilität, unterschiedliche Wirkung verschiedener Hypnotika, Einfluss von Opioiden und kreislaufwirksamen Medikamenten) weisen alle derzeit verfügbaren Hypnosetiefenindizes (Tab. 3) weitere methodenspezifische Limitationen auf oder gelten als unter

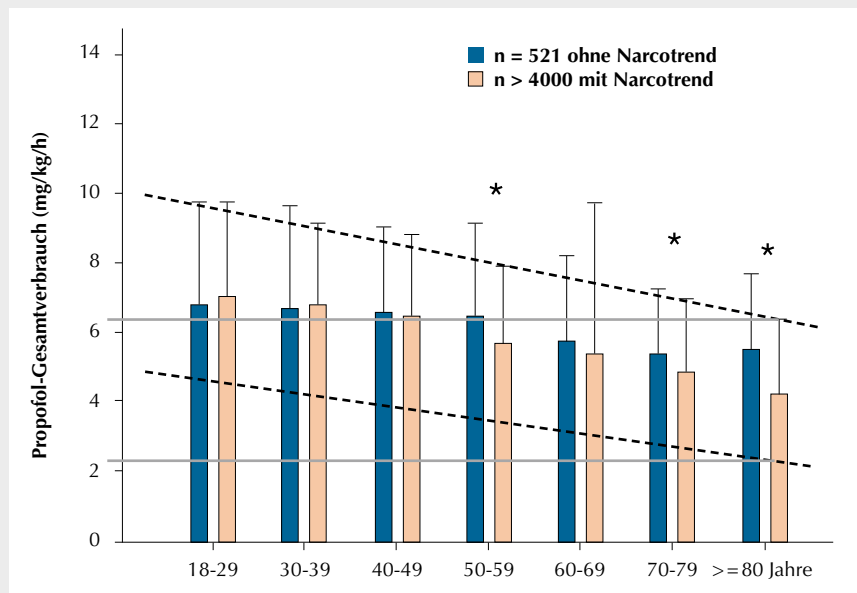
Routinebedingungen noch unzureichend evaluiert. Die SMF und SEF stellen klassische EEG-Monoparameter dar, die neueren multivariaten Parametern unterlegen sind. Zum BIS und nachfolgend dem Narcotrend liegen die meisten Studiendaten vor. AAI, PSI und SNAP wurden zwischenzeitlich eingestellt, in neu entwickelten Versionen aber weiter vertrieben. Entropie und CSI werden zwar noch stark beworben, es liegen aber nur unzureichende Studiendaten vor. Die klinische Nutzbarkeit von DoH, CPSI, wSMF und IoC ist aufgrund fehlender Daten derzeit völlig unklar.

Durch Neuromonitoring kann nicht die Narkosetiefe per se, wohl aber der Teilaspekt Hypnose bzw. der Restgrad an Erregbarkeit durch aus dem EEG ableitbare Informationen gemessen werden [13,14].

Bispectral Index (BIS)

Im Jahr 1992 wurde der BIS erstmals vorgestellt und 1996 als erstes EEG-basiertes Monitoringverfahren von der amerikanischen Food and Drug Administration (FDA) zur Überwachung der Anästhesiewirkung zugelassen [15]. Im Jahr 2003 folgte durch die FDA die Indikationserweiterung zur Reduktion von Wachheit.

Abbildung 2



Reduktion des Propofol-Gesamtverbrauchs in Abhängigkeit vom Lebensalter und mittels EEG-gesteuerter Anästhesie [modifiziert nach 12].

* = $p < 0,05$ zwischen den Gruppen ohne bzw. mit Narcotrend-Monitoring; Linien markieren die Streubreite.

Mit steigendem Lebensalter sinkt im Populationsmittel der Anästhetikabedarf. Durch eine EEG-gesteuerte Anästhesie lässt sich eine Reduktion des Anästhetikaverbrauchs erreichen. Im Einzelfall hilft ein Hypnosetiefenmonitoring, sich auf Patienten mit ungewöhnlich niedrigem oder hohem Anästhetikabedarf einzustellen. So gibt es ältere Patienten mit sehr niedrigem (3 mg/kg/h) oder hohem (8 mg/kg/h) Propofol-Gesamtverbrauch.

Die Berechnung des BIS erfolgt in mehreren Analyseschritten. Durch einen EEG-Vorprozessor werden das EEG-Signal zuerst in 2 s-Abschnitte unterteilt und Segmente markiert, die Artefakte oder einen supprimierten Wellenablauf enthalten. Diese Segmente – speziell EKG-, Schrittmacher- und Augenbewegungsartefakte – werden von der Weiterverarbeitung ausgeschlossen. Ein allgemeiner Artefakt-Erkennungsalgorithmus erfasst zusätzlich die Varianz des EEG-Signals in jeder untersuchten EEG-Epoche; weicht die Varianz der aktuellen Epoche deutlich von der mittleren Varianz der vorangegangenen Epochen ab, wird diese Epoche von der weiteren Analyse ausgeschlossen [16]. Danach erfolgt die Fast-Fourier-Transformation und Berechnung der spektralen und bispektralen Subparameter. Diese Subparameter werden von der jeweiligen BIS-Version gewichtet und gemäß dem Suppressionsniveau modifiziert. Dabei

fließen mehrere Informationen aus dem Roh-EEG in die Indexberechnung ein: Frequenz, Amplitude, Suppression, Biskohärenz bzw. Phasenverschiebung. Im Gegensatz zu der lediglich aus dem Powerspektrum berechneten SEF nutzt die Bispektralanalyse auch das Phasenspektrum und quantifiziert, inwieweit eine Kopplung der Phasenwinkel verschiedener Frequenzen besteht. Die namensgebende Bispektralanalyse scheint allerdings nur einen kleinen Anteil bei der Indexberechnung auszumachen [17].

Der genaue Algorithmus zur Berechnung des BIS ist nur dem Hersteller bekannt. Im Jahr 1998 veröffentlichte Rampil [18] einen Teil der dem BIS zugrunde liegenden Subparameter, darunter die relative Beta-Ratio und die Burst-Suppression-Ratio. Bruhn et al. [19] konnten in der Folge nachweisen, dass der BIS bei Werten unter 30 nahezu linear mit dem Anteil der Burst-Suppression-Ratio im Roh-EEG korreliert.

Letztendlich wird ein numerischer Wert zwischen 0 und 100 prozessiert, dem klinische Korrelate (z.B. 40-60=Narkose, >90=wach; siehe Tab. 4) zugeordnet sind. Dafür wurde der Index auf einer Testdatenbank aus ursprünglich 1.048 EEG-Abschnitten von 388 erwachsenen Patienten entwickelt und danach mit einer unabhängigen Datenbank evaluiert. Die Datenbank wird vom Hersteller ständig erweitert und überarbeitet, so dass mittlerweile die 10. aktualisierte Version zur Verfügung steht. Ab der Version 3.1 wurden eine verbesserte Burst-Suppression- und ab der Version 3.2 eine weiterentwickelte Elektromyogramm-Erkennung bzw. -Elimination implementiert. Seit der Version 3.4 ist der BIS weniger anfällig gegenüber paradoxen Delta-Wellen bei Weckreaktionen [15]. Der BIS löst als Multiparameterindex das Problem der paradoxen Anstiege von SEF und SMF bei Narkoseeinleitung und zu tiefer Narkose durch Berücksichtigung der relativen Beta-Ratio und der Burst-Suppression-Ratio. Bezüglich seiner klinischen Anwendung gibt es so viele Studien, dass bereits ein Cochrane-Review vorliegt [20]. Neben der Möglichkeit zur Einsparung von Anästhetika und der Verkürzung von Erholungszeiten gilt die Reduktion von Wachheit als erwiesen.

Der BIS ist der derzeit am häufigsten eingesetzte und am besten untersuchte EEG-Index zur Beurteilung der Hypnosetiefe. Aufgrund der Studienlage gilt die klinische Nutzbarkeit als bewiesen, und der Anwender kann sich auf bereits beschriebene Limitationen einstellen.

Narcotrend und Narcotrend-Index (NI)

Im Jahr 1999 wurde der Narcotrend®-Monitor eingeführt, dessen Narcotrend-Index (NI) im Jahr 2004 als zweites Neuromonitoring-Verfahren die FDA-Zulassung zur Überwachung der Anästhesiewirkung bei Patienten jedes Lebensalters erhielt.

Der NI beruht auf einer Klassifikation des Schlaf-EEG nach Loomis (1937) und

Kugler (1981). Diese physiologischen Veränderungen des EEG vom wachen bis zum tief schlafenden Patienten bzw. Probanden wurden in fünf Stadien (A-E; nach Loomis) und zusätzliche Unterstadien (B0, B1, B2 usw.; nach Kugler) unterteilt [21,22]. Eine interdisziplinäre Arbeitsgruppe an der Medizinischen Hochschule Hannover hat diese Stadieneinteilung aufgegriffen, um mit den sog. Narcotrend-Stadien die Narkostiefe zu beschreiben. Dabei machte sich die Gruppe den Umstand zunutze, dass im Roh-EEG – sowohl während des Schlafes als auch unter Allgemeinanästhesie – eine zunehmende Vertiefung mit einer Abnahme der Frequenz und zunächst mit einer Zunahme der Amplitude einhergeht. Weil eine tiefe Anästhesie Burst-Suppression-Muster verursacht, wurde im Narcotrend ein zusätzlicher Algorithmus implementiert, der niedrigamplitudige bzw. Abschnitte mit Nulllinien-EEG erkennt [23,24]. Die aktuelle Narcotrend-Version wurde – außer mit den durch eine Buchstaben-Zahlen-Kombination beschriebenen Narkose-EEG-Stadien – zusätzlich mit einem Zahlenwert zwischen 100 und 0 ausgestattet (Tab. 4); dieser numerische Wert ist der Narcotrend-Index (NI).

Zur Artefakterkennung werden außerdem altersspezifische Grenzwerte für die EEG-Signalleistung verwendet. Mittels multivariater Klassifikationsfunktion werden bestimmte EEG-Abschnitte nach dem Maß ihrer Übereinstimmung mit gespeicherten typischen EEG-Abschnitten einem Stadium und Unterstadium zugeordnet. Dieser Algorithmus zur Mustererkennung wurde ursprünglich aus 1.000 artefaktfreien EEG-Abschnitten entwickelt, die unter Anästhesie mit Thiopental-Enfluran oder Propofol aufgezeichnet und anschließend visuell klassifiziert wurden. Bei der automatischen Klassifikation werden Informationen aus dem Roh-EEG – wie relative Leistungen in den vier Frequenzbändern, SMF, SEF, spektrale Entropie und autoregressive Parameter – berücksichtigt. Die Klassifikationsfunktion wurde gegen einen unabhängigen Datensatz von weiteren 1.100 EEG-Abschnitten validiert, die bei den verschiedensten Anästhetika-Kombinationen gewonnen wurden.

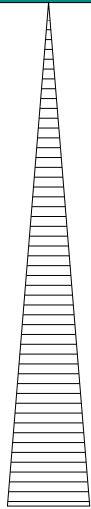
Tabelle 3

Hypnosetiefenindizes.

Index	Abkürzung	Einführungsjahr	Anästhesiewert
Spektrale Medianfrequenz	SMF	1980	2-3 Hz
Spektrale Eckfrequenz	SEF-90 SEF-95	1983	8-12 Hz 10-16 Hz
Bispectral Index	BIS	1992	40-60
Auditory Evoked Potential Index	AEPidx aepEX	1997 2003	30-45
Spektraler Frequenz-Index	SFx	1998	40-60%
Narcotrend-Index	NI	1999	37-64
Alaris Auditory Evoked Potential Index	AAI AAI _{1,6}	2000 2005	<30 15-25
Patient State Index	PSI PSArray ²	2001 2004	25-50
SNAP-Index	SNAP SNAPII	2002	50-65
Spektrale Entropie (Response und State Entropie)	RE, SE	2003	40-60
Cerebral State Index	CSI	2004	40-60
Depth of Hypnosis	DoH	2006	?
Cumulative Power Spectrum Index	CPSI	2007	?
Gewichtete spektrale Medianfrequenz	wSMF	2007	?
Index of Consciousness	IoC	2008	40-60

Tabelle 4

Werte für den Bispectral Index (BIS) und Narcotrend-Index (NI) mit zugehörigem Hypnoselevel.

Anästhetikadosis/ Narkosetiefe	Vigilanz/Hypnoselevel	BIS-Wert	NI-Stadium	NI-Wert
	Wachheit	100-90	A	100-95
	Müdigkeit/Sedierung	89-70	B ₀	94-90
			B ₁	89-85
			B ₂	84-80
	Sedierung/oberflächliche Anästhesie	69-61	C ₀	79-75
			C ₁	74-70
			C ₂	69-65
	Allgemeinanästhesie	60-40	D ₀	64-57
			D ₁	56-47
			D ₂	46-37
	tiefe Allgemeinanästhesie	<40	E ₀	36-27
			E ₁	26-20
			E ₂	19-13
	Burst-Suppression- bis Nulllinien-EEG	0	F ₀	12-5
F ₁			4-0	

Der NI wird seit der Version 4.0 auf dem Kompaktgerät und in der Laptop-Version dargestellt.

Der NI ist der zweite von der FDA zugelassene EEG-Index zur Beurteilung der Hypnosetiefe.

Vergleich von BIS und Narcotrend

Sowohl der BIS- als auch der Narcotrend-Monitor lassen sich bezüglich der Gerätegröße und des Zeitaufwands für die Elektrodenapplikation gut in die klinische Praxis integrieren. Erhöhte Übergangswiderstände werden durch das jeweilige Startprogramm zuverlässig detektiert und die betroffene Elektrode angezeigt. Dabei gelingt die Sensorapplikation für die BIS-Ableitung schneller als die Anlage der drei Elektroden des Narcotrend. Beim Narcotrend gelingt mit fünf Elektroden auch eine bihemisphärielle Ableitung; eine Zweikanalversion gibt es auch für den BIS, allerdings ist hierfür eine Spezialelektrode erforderlich. In intraoperativen Phasen mit geringer Artefaktbelastung liefern beide Geräte zu 100% den BIS bzw. NI – beide Geräte erlauben daher eine Abschätzung der Hypnosetiefe (zunächst rein technisch gesehen durch Vorhandensein der EEG-Parameter). In den dynamischen Phasen der Ein- und Ausleitung fehlen beim NI deutlich mehr Daten als bei Einsatz des BIS-Monitors [25]. Eine Erklärung hierfür könnte der höhere Eingangswiderstand des BIS-Monitors (50 vs. 10 MOhm) und/oder die höhere Abtastrate und Auflösung des BIS- gegenüber dem Narcotrend-Monitor (256 Hertz und 16 Bit vs. 128 Hertz und 12 Bit) sein. Eine weitere Erklärung für die unterschiedliche Geräteleistung könnte im unterschiedlichen Einfluss des Elektromyogramms (EMG) auf die beiden Parameter liegen. Während elektromyographische Aktivität die Berechnung des NI nicht beeinflusst, steigt der BIS mit zunehmender EMG-Aktivität an [26]. Positiv ist, dass beide Indizes ständig vom Hersteller weiterentwickelt und an spezielle Anwendungsgebiete adaptiert werden.

Bei Anwendung von BIS und NI sowie der Interpretation von Studienergebnissen muss immer die verwendete Softwareversion berücksichtigt werden.

Weitere Hypnosetiefenindizes

Neben dem BIS und dem NI sind weitere, derzeit weniger gebräuchliche EEG-Parameter zur Hypnosetiefenbestimmung verfügbar [7,27,28]. Für alle nachstehenden Indizes gilt, dass derzeit zu wenige Daten für eine verlässliche Bewertung ihrer klinischen Nutzbarkeit vorliegen.

- Der PSI nutzte ursprünglich die EEG-Analyse von vier Kanälen und berücksichtigte die Verschiebung der Leistungsanteile im EEG von frontal nach okzipital. Die dafür nötige große Klebeelektrode war zu unhandlich, weshalb ein Nachfolgeindex PSArray² mit nur noch frontotemporaler EEG-Ableitung entwickelt wurde. Dieser ist in den USA im Gerät „SEDline-Monitor“ erhältlich und von der FDA zugelassen.
- Der SNAP-Index wertet ein Einkanal-EEG von 0-1.000 Hz aus und berücksichtigt als Besonderheit das Verhältnis von schnellen (80-420 Hz) zu langsamen (0-20 Hz) Frequenzkomponenten. Die Produktion wurde im Jahr 2002 zunächst eingestellt und in der Folge der SNAP II mit Artefakt- und Suppressionserkennung entwickelt.
- Der CSI wird aus vier Subparametern (Burst-Suppression-, Alpha-, Beta- und Beta-Alpha-Ratio) mittels „Fuzzylogic“-Technologie ermittelt. Der Index wird derzeit als IoC vertrieben.
- Der AAI berücksichtigt Amplituden und Latenz der akustisch evozierten Potentiale (AEP) und nutzt ein sog. „autoregressive model with exogenous input“, das ein schnelleres Extrahieren des AEP ermöglicht als herkömmliche Mittelungsverfahren. Neuere Geräteversionen verfügen über eine Klickdetektion zur Kontrolle des Eingangssignals. Zusätzlich wird das EEG ausgewertet. Sinkt die Signalqualität und kann kein AEP ab-

geleitet werden, wird der AAI gänzlich aus dem EEG berechnet.

- Der aepEX nutzt Klicks mit einer Frequenz von 7 Hz und berücksichtigt Amplituden und Latenz des AEP. Das Gerät besitzt keine Klickdetektion.
- Die SE wird aus dem Frequenzbereich von 0,8-32 Hz, die RE von 0,8-47 Hz berechnet. Somit fließt in die RE die EMG-Aktivität mit ein. Unterscheiden sich RE und SE um einen Wert >10, soll dies ein Hinweis auf eine drohende Bewegungs-/ Wachheitsreaktion sein.

Der adäquate Hypnoselevel bei Allgemeinanästhesie beträgt für nahezu alle Indizes etwa 40-60. Dies trifft auf den AAI (15-25) und den aepEX (30-45) nicht zu.

Ansätze zur intraoperativen Messung der Analgesietiefe

Die bisher beschriebenen Indizes dienen der Bestimmung der Hypnosetiefe, die jedoch nur einen Teilaspekt der Narkosetiefe darstellt. Sie werden durch die Weckwirkung (Arousal) ungenügender Analgesie mit dem Durchdringen peripherer Reize nach zentral zwar beeinflusst, eignen sich aber nicht zum Monitoring der Analgesietiefe. Ein seit mehr als 20 Jahren untersuchter Effekt von Analgetika ist deren Einfluss auf späte Komponenten von SSEP [29,30]. Weitere Ansätze zur Bestimmung der Analgesietiefe sind die Herzfrequenz- bzw. Blutdruckvariabilität, die BIS-Variabilität, die Ableitung von vegetativen Indices aus Hautwiderstandsmessungen sowie die Berechnung des sog. Surgical Stress Index bzw. Surgical Pleth Index (SSI bzw. SPI) [31-35].

Effekte auf das Patientenbefinden

Mortalität, kognitives Defizit, Übelkeit und Erbrechen nach Narkosen

Das Ansteuern individuell und situationsgerecht optimaler Anästhesielevel durch ein Hypnosetiefenmonitoring kann zu

einem verbesserten Behandlungsergebnis – vor allem bezüglich Mortalität, postoperativer kognitiver Defizite (POCD) und postoperativer Übelkeit und Erbrechen (PONV; postoperative nausea and vomiting) – beitragen. Eine viel diskutierte Studie von Monk et al. [36] an 1.064 Patienten in Allgemeinanästhesie ergab eine erhöhte 1-Jahres-Mortalität nach längeren Phasen (zu) tiefer Hypnose (OR = 1,24 für BIS <45), wobei jedoch eine Kreuzkorrelation zu intraoperativer Hypotension vorlag, so dass hier auch die Hypotension per se und deren Ursachen zu diskutieren sind. Bezüglich POCD zeigte sich dagegen 4-6 Wochen nach einer Allgemeinanästhesie eine bessere kognitive Funktion, wenn intraoperativ eher ein niedrigerer BIS (39 [36-43] vs. 51 [41-54]) angesteuert wurde [37]. Für den Endpunkt PONV wurde eine erhöhte Inzidenz sowohl bei vermehrten Episoden von BIS-Werten <40 als auch von BIS-Werten >60 nachgewiesen [38,39]. Als gesichert gilt die Reduktion von Wachheit, wenn auch Einzelfälle weiterhin unerkannt bleiben können.

Wachheit und Wachheitsreduktion – Awareness

Bereits vor über 100 Jahren beschrieb der Direktor der Chirurgischen Universitätsklinik zu Bern, Prof. Dr. Theodor Kocher, Probleme beim Ansteuern einer individuell angepassten Narkosetiefe: „Alle ungewohnten Narkotisatoren haben die Tendenz, viel zu viel Aether und viel zu sehr unter Luftausschluss zu geben...“ [40]. Neben einem „Zuviel“ wurde aber auch ein „Zuwenig“ an Narkose angeprangert, „denn soweit darf man den Glauben an die Analgesie im Aetherrausch nicht treiben, dass man überzeugt ist, ein Patient habe bloß schöne Träume, wenn er schreit.“

Brice et al. beschrieben 1970 den Begriff „Awareness“ als die Fähigkeit des Patienten, spontan oder auf Nachfrage Ereignisse aus der intraoperativen Phase zu erinnern [41]. Nach Jones [42] und Schwender [43] werden bezüglich der intraoperativen Wachheit heute unterschieden:

- explizit erinnerbare bewusste Wachheit mit Schmerz,

- explizit erinnerbare bewusste Wachheit ohne Schmerz,
- bewusste Wachheit mit Amnesie,
- unbewusste Wachheit mit impliziter Erinnerung,
- keine Wachheit.

Der Terminus „Awareness“ wird nachfolgend zur Beschreibung expliziter Erinnerung an während einer Anästhesie bewusst wahrgenommener Reize benutzt. Awareness weist nach prospektiven Studien mit über 10.000 Patienten eine Häufigkeit von 0,1-0,2% auf [2,4,44]. Davon abzugrenzen sind vom Patienten berichtete Träume ohne Bezug zu realen intraoperativen Ereignissen mit einer Inzidenz von 6% [4]. Motorische Abwehrreaktionen (Bewegungen von Augen, Augenlidern, Kopf und Extremitäten sowie Schlucken, Husten und Grimassieren) gelten als Warnsymptom bevorstehender Awareness. Auch Zeichen vegetativer Stimulation wie Tachykardie, Hypertension, Schwitzen, Tränenfluss oder Mydriasis können Awareness anzeigen. In retrospektiven Analysen wurden aber auch Fälle identifiziert, bei denen keine Warnsymptome oder offensichtliche Anhaltspunkte für eine inadäquate Anästhesietiefe vorlagen [3].

Intraoperative Bewegungsreaktionen bedeuten nicht zwangsläufig einen wachen Patienten mit expliziter Erinnerung. Bei rechtzeitiger Vertiefung der Anästhesie wird eine Konsolidierung bewusster Episoden im Langzeitgedächtnis verhindert.

Eine Analyse abgeschlossener Versicherungsfälle in den USA ergab ein dreifach erhöhtes Risiko für Frauen, wenn auf volatile Anästhetika verzichtet und eine Total-intravenöse-Anästhesie (TIVA) durchgeführt wurde, während der Einsatz von Muskelrelaxanzien die Inzidenz verdoppelte [5]. Sectio caesarea und Polytrauma gelten als Risiko für das Auftreten von Awareness, da bei diesen Eingriffen oft bewusst niedrigere Anästhetikakonzentrationen verwendet werden. Dies gilt auch für eine zu geringe Anästhesietiefe bei Patienten mit

Kreislaufinstabilität sowie Alkohol- und Drogenabusus. Darüber hinaus erhöht jede prolongierte Narkoseinduktion – z.B. bei erschwerter Intubation – das Awarenessrisiko, wenn nicht rechtzeitig Medikamente mit hypnotischer Wirkung nachappliziert werden.

Sowohl in einer nichtrandomisierten Studie [45] mit historischer Kontrollgruppe (SAFE-2, n=12.868) als auch in einer randomisierten kontrollierten Studie [46] bei Hochrisikopatienten für Awareness (B-Aware-Trial, n=2.465) konnte bei Einsatz des BIS-Monitors eine Awareness-Reduktion um 80% gezeigt werden. Das EEG ist signifikant prädiktiv für Awareness, während hämodynamische Parameter unzuverlässig sind [47]. In den Jahren 2008 und 2011 publizierte Studien zeigen, dass durch konsequente Überwachung der endtidalen Anästhetikakonzentration die gleiche Inzidenz von Awareness wie durch Einsatz von Hypnosetiefenmonitoren erreicht werden kann [48,49]. Die Reduktion der Awareness-Inzidenz durch Einsatz von Hypnosetiefenmonitoren – gegenüber keinerlei Kontrolle der Anästhetikawirkung – kann als gesichert gelten, auch wenn sehr viele Patienten mit einem Hypnosetiefenmonitoring versehen werden müssen, damit wenige davon profitieren. Technisch einwandfreie Ableitbedingungen vorausgesetzt, reagieren Neuromonitoring-Verfahren schneller als Kreislaufparameter auf eine inadäquate Hypnosetiefe.

Der Einsatz von Hypnosetiefenmonitoren kann die Rate an intraoperativer Wachheit reduzieren.

In Bezug auf Bewegungsreaktionen reagiert das Neuromonitoring mit Verzögerung und nur dann, wenn eine ZNS-Aktivierung stattfindet und gemessen werden kann. Mittels isolierter Unterarmtechnik können bei flacher Anästhesie erstaunlich viele Antwortreaktionen (Drücken der Hand auf Aufforderung) provoziert werden, ohne dass postoperativ hierzu eine bewusste Erinnerung besteht [50].

Bewegungsreaktionen sind spinal vermittelt und können trotz normaler Neuromonitoring-Parameter auftreten.

Am häufigsten sind akustische Wahrnehmungen, während visuelle Eindrücke seltener erinnert werden [2]. Die unangenehmste Empfindung ist der Schmerz, verbunden mit dem Gefühl, sich nicht bemerkbar machen zu können. Das Empfinden der Paralyse und die Unmöglichkeit, diesen Zustand aktiv zu ändern, führen zu Angst, Panik und Hilflosigkeit [5]. Patienten mit stattgehabter Awareness leiden postoperativ oft unter Angst und vegetativer Übererregbarkeit. Dies führt ggf. zu Schlafstörungen, Alpträumen, Konzentrationsstörungen, übertriebener Schreckhaftigkeit sowie Angst- und Panikattacken. Im ungünstigsten Fall entwickeln die Patienten eine posttraumatische Belastungsstörung (PTBS; auch posttraumatic stress disorder, PTSD), die durch die Trias Wiedererleben und Vermeiden (der Stress-Situation) sowie Übererregbarkeit gekennzeichnet ist. Diese Symptomatik kann chronifizieren und zum Vermeiden jeglicher medizinischer Behandlungen oder Krankenhausbesuche führen.

Bei Verdacht auf Awareness muss die Anästhesie sofort vertieft werden. Während eine Prämedikation mit Benzodiazepinen die Häufigkeit von Awareness reduziert, ist der Wert einer intraoperativen „Nachgabe“ unklar. Die Diagnose „Awareness“ wird mittels eines strukturierten postoperativen Interviews gestellt. Allerdings kann die Erinnerung an intraoperative Wahrnehmungen auch erst nach mehreren Tagen auftreten [2]. Deshalb soll ein postoperatives Interview zur Aufdeckung von Awareness nicht nur unmittelbar postoperativ, sondern zusätzlich am 1. und 7. Folgetag durchgeführt werden.

Erinnert ein Patient intraoperative Ereignisse, so soll das Phänomen Awareness angesprochen und eine psychologische Betreuung angeboten werden [51].

Ansteuerung von Burst-Suppression-Mustern

Zur Erhöhung der zerebralen Ischämietoleranz kann in speziellen Situationen ein Barbituratkoma indiziert sein, das über das EEG beurteilt und gesteuert werden kann. Im prozessierten EEG ist das Ausmaß der Suppression durch Berechnung der Burst-Suppression-Ratio (BSR = Anteil an supprimiertem EEG mit Amplituden kleiner 5 bzw. 10 μV über mehr als 240 μs in den letzten 60 s artefaktfreier EEG-Ableitung) quantifizierbar. Ziel ist die Minimierung des zerebralen Sauerstoffbedarfs durch komplette Reduktion des Funktionsstoffwechsels. Die Ansteuerung eines Burst-Suppression-Musters ist als Ultima Ratio bei Aneurysmaoperationen oder Shuntversagen in der Karotischirurgie zu erwägen.

Überwachung der Organintegrität

Allgemeines

Das klinisch am häufigsten angewandte Neuromonitoring zur Überwachung der funktionellen Organintegrität erfolgt in der Karotischirurgie. Es werden verschiedene Verfahren genutzt, die nachfolgend skizziert werden sollen. Die Lokalisation und die Überwachung der Intaktheit von Hirnnerven, Kerngebieten und funktionellen kortikalen Arealen ist meist die Aufgabe speziell ausgebildeter Mitarbeiter des Bereichs Elektrophysiologie der operierenden Fachabteilung. EP und das Elektromyogramm (EMG) spielen hier eine weit größere Rolle als das EEG.

Zerebrale Ischämiedetektion

Zerebrale Hypoxie führt zur Reduktion der EEG-Amplitude (Suppression) bis hin zum Nulllinien-EEG. Außerdem kommt es zu einer Zunahme der Delta- und Abnahme der Beta-Aktivität. Je nach Charakter der Minderperfusion (global oder einseitig fokal) lassen sich im EEG Hemisphärenunterschiede nachweisen. Veränderungen der SSEP infolge zerebraler Ischämie sind Abnahme der Amplituden, Zunahme der Latenzen und Zunahme von Interpeak-Latenzen.

Bei konstanter Anästhesietiefe sind klemmbedingte Veränderungen im EEG und in den EP als hypoxiebedingend anzusehen.

In einer Vielzahl von Studien wurden verschiedenste Verfahren zur Überwachung der zerebralen elektrophysiologischen Aktivität, Hämodynamik oder des Metabolismus untersucht, ohne dass eine einzelne Methode 100%ige Sicherheit bieten kann. In Tabelle 5 werden Verfahren zur Überwachung der neuronalen Integrität zusammengefasst und mit ihren methodenimmanenten Nachteilen beschrieben.

Derzeit bietet kein einzelnes Verfahren zur Ischämiedetektion 100%ige Sicherheit. SSEP und Mehrkanal-EEG werden in der Karotischirurgie am häufigsten genutzt (Abb. 3).

Die computergestützte EEG-Analyse ergibt mit der BSR einen leicht zu interpretierenden numerischen Wert. Je höher dieser Wert, desto höher ist der Grad der EEG-Supprimierung respektive die Gefahr der potentiellen neuronalen Schädigung. Neben einer zerebralen Ischämie gibt es BSR-Anstiege durch Anästhetikawirkung, bei Hypotonie, nach Gabe von Clonidin und (persistierend) bei vorbestehenden geschädigten Hirnarealen (z.B. Zustand nach Apoplex mit Restparenen). Dies muss bei der Verwendung als Ischämieparameter in der Karotischirurgie beachtet werden. Die Rückbildung der BSR infolge einer Shunteinlage kann gleichzeitig als Erfolgskontrolle für einen freien Blutfluss über den Shunt genutzt werden. Je mehr EEG-Kanäle abgeleitet und ausgewertet werden, umso genauer ist die Erfassung potentieller regionaler Ischämien.

Zur selektiven Shunteinlage in der Karotischirurgie werden die SSEP nach Stimulation des N. medianus genutzt. Die Stimulation kann beidseits erfolgen. Bei einseitiger Stimulation muss der zur Operation kontralateral gelegene Nerv gereizt werden. Die Stimulation erfolgt mit einer Stromstärke, die mindestens 4-5

Tabelle 5

Mögliches Neuromonitoring in der Karotischirurgie [nach 10].

	Verfahren (Abk.)	Zeichen der zerebralen Ischämie
Funktion	Elektroenzephalogramm (EEG)	Amplitudenreduktion und Suppression der spontanen elektrischen Aktivität bis zum Nulllinien-EEG. Nachteile: Anästhetika supprimieren dosisabhängig EEG, schwierige Dateninterpretation (Mehrkanal-Roh-EEG), nur kortikale Veränderungen messbar.
	Somato-sensorisch evozierte Potentiale (SSEP)	Amplitudenreduktion (>50%) bzw. -verlust, Zunahme von Latenz und Interpeak-Latenz. Nachteile: Anästhetika supprimieren bzw. modifizieren EP, Ableitung bei neurologischen Vorschäden oder Polyneuropathie, schwierig, längere Latenzzeit, ~250 Mittelungsschritte, Messartefakte durch Wechselstrom.
	Klinische Neurologie (OP in Lokalanästhesie)	Nachlassende/fehlende Antwortreaktion des wachen Patienten und der motorischen Kraft mittels „Quietsche-Ente“. Nachteile: Unkomfortable Lagerung, zusätzliche Sedierung, fehlende Neuroprotektion der volatilen Anästhetika, in Notsituation Verfahrenswechsel notwendig, erhöhte Stresshormonspiegel.
Hämodynamik	Stumpfdruckmessung (CSP)	Mitteldruck <50 mmHg im kranialen Karotisstumpf. Nachteile: Geringe Spezifität, geringe Korrelation zum neurologischen Befund.
	Transkranielle Doppler-sonographie (TCD)	Abfall der Blutflussgeschwindigkeit der A. cerebri media und Darstellung embolischer Signale („HITS“). Nachteile: Bis zu 20% kein Schallfenster, embolische Signale auch ohne ischämisches Korrelat.
	Radioaktive Tracer Xenon¹³³	Momentane Aussage über regionalen Blutfluss. Nachteile: Technisch und personell aufwendig, kostenintensiv, nicht in OP-Ablauf integrierbar.
Metabolismus	Jugularvenöse Sauerstoffmessung (SjvO₂)	Abfall der Sauerstoffsättigung (Messung mit fiberoptischem Katheter im Bulbus der V. jugularis interna). Nachteile: Regionale Ischämie/Embolie nicht detektierbar, Mischung von zerebralen mit extrakraniellen Blut möglich.
	Transkonjunktivaler Sauerstoffpartialdruck (PtcO₂)	Abfall des Sauerstoffpartialdrucks der Konjunktiva als Versorgungsgebiet der A. ophthalmica. Nachteile: Kontinuierliche Ableitung im OP-Verlauf schwierig, fragliche Reaktion bei Ischämien im Mediastromgebiet.
	Regionale zerebrale Sauerstoffsättigung (rSO₂) mittels Nah-Infrarot-Spektroskopie (NIRS)	Abfall der regionalen zerebralen Sauerstoffsättigung (Messung mittels Optoden bei ca. 4 cm Eindringtiefe), Abfall um 25% vom Ausgangswert oder Wert <50%. Nachteile: Artefakte durch Beimischung extrazerebralen Blutes möglich, bei frontaler Ableitung Mediastromgebiet nicht erfasst.

mA über der motorischen Schwelle liegt. Die motorische Schwelle ist erreicht, wenn eine Kontraktion des M. opponens pollicis und damit eine Bewegung des Daumens sichtbar ist. Bei den überwiegend älteren Patienten in der Karotischirurgie werden meist Reizstromstärken von 15-35 mA eingesetzt. Werden eine Amplitudenreduktion >70%, ein Amplitudenverlust (N20/P25), eine Verlängerung der Latenz oder eine Zunahme der zentralen Überleitungszeit (central conduction time = CCT; Zeitintervall vom Auftreten des zervikalen SSEP bis zur Ableitung der kortikalen Antwort) über 7 ms als Hinweis auf eine Minderperfusion registriert, wird ein Shunt eingelegt und dessen Funktion im Verlauf überwacht. Die Ableitung der SSEP unterliegt den gleichen Limitationen wie das EEG. Zusätzlich ist die Ableitung von SSEP an eine intakte Nervenbahn gebunden.

Änderungen infolge zerebraler Ischämie treten im EEG etwas früher auf als in den SSEP [52].

Durch simultane Ableitung von EEG bzw. BSR (Aktivität kortikaler Neuronenverbände) und SSEP (Integrität subkortikaler Leitungsbahnen) über beiden Hemisphären kann die Verlässlichkeit des Neuromonitorings zur Ischämiedetektion gesteigert werden.

Weitere Anwendungen des Neuromonitorings

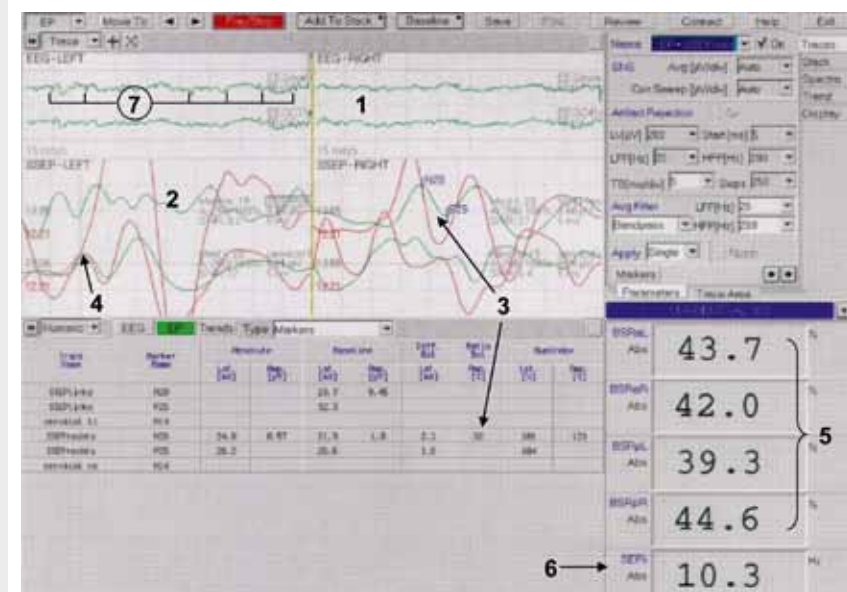
In der Aorten- und Wirbelsäulenchirurgie können motorisch evozierte Potentiale (MEP) und Tibialis-SSEP eingesetzt werden. MEP werden über Bahnen im Vorderhorn, SSEP über Bahnen im Hinterhorn des Rückenmarks vermittelt, weshalb beide Methoden als

komplementär und nicht konkurrierend anzusehen sind [53]. SSEP können außerdem nicht nur kortikal, sondern auch segmental über epidurale Elektroden abgeleitet und postoperativ zur Detektion später spinaler Ischämien bzw. zur Verlaufskontrolle genutzt werden.

Bei Operationen mit temporärem oder permanentem Abklemmen von Gefäßen oder Aneurysmen können EP und EEG genutzt werden. Es besteht jedoch keine strenge Korrelation zwischen temporärer Clipzeit, SSEP- bzw. MEP-Veränderungen und der Infarkt Wahrscheinlichkeit.

Insbesondere bei schlecht abgrenzbaren intrazerebralen Tumoren nahe vulnerabler motorischer Areale (z.B. zentral gelegene Astrozytome, Gliome der Inselregion) ist ein Neuromonitoring sinnvoll. Eine für die OP-Taktik essentielle intraoperative Lokalisation von

Abbildung 3



Ischämiezeichen im kombinierten EEG-/SEP-Monitoring nach Klemmen der A. carotis interna links [EPOCH 2000® Version 3.67]: Abflachung des Roh-EEG über beiden Hemisphären (cave: EKG-Artefakte). Anstieg der Burst-Suppression-Ratio (BSR) über beiden Hemisphären (früh: nach 30-200 s). Totalausfall des linken und Abflachung des rechten Medianus-SEP um mehr als 50% (verzögert: 60-300 s bzw. bis 800 s für maximalen SEP-Abfall/-Verlust).

- 1 = 4-Kanal-EEG-Ableitung: Suppression des EEG in allen Ableitungen.
- 2 = SEP-Totalverlust links (grüne Kurve, rot = Referenz).
- 3 = SEP-Amplitudenreduktion auf 32% rechts (grüne vs. rote Kurve).
- 4 = Nachweis des zervikalen Eingangssignals N13b.
- 5 = ca. 40% burst-suppression ratio (BSR) in allen 4 Ableitungen (=globale kortikale Ischämie).
- 6 = spektrale Eckfrequenz 90 (SEF 90) als Nachweis adäquater Hypnosetiefe (Normbereich: 8-12 Hz).
- 7 = Artefakte durch Elektrokardiogramm.

Sulcus centralis und Motorcortex kann je nach Lage des Tumors auch durch direkte Motorkortexstimulation bzw. durch direkte Ableitung kortikaler SSEP realisiert werden.

Auch in der Schilddrüsenchirurgie wird Neuromonitoring zunehmend zum Standard. Eleganter als das Einstechen von Nadelelektroden ist hier die Verwendung von auf dem Tubus platzierten Klebelektroden. Das Neuromonitoring hilft bei der Identifikation und Schonung des N. laryngeus recurrens. Über einen Nervenstimulator wird ein Reiz von 0,1-1 mA Stärke abgegeben und das Aktionspotential des M. vocalis auf einem EMG-Gerät dargestellt.

Mittlerweile gibt es eine von der Deutschen Gesellschaft für Anästhesiologie

und Intensivtherapie (DGAI) zertifizierte Fortbildung zum Thema Neuromonitoring. Im Jahr 2007 wurden Empfehlungen für eine berufsbegleitende modulare Fortbildung und Zertifizierung zum „Neuromonitoring in Anästhesie und Intensivmedizin“ vom Wissenschaftlichen Arbeitskreis Neuroanästhesie der DGAI publiziert [54]. Voraussetzung für die Zertifizierung sind nicht nur der standardisierte Wissenserwerb in sechs Modulen mit je vier Unterrichtseinheiten zu 45 min, sondern auch Hospitationen mit dokumentiertem Nachweis praktischer Fertigkeiten und eine mündliche Prüfung.

Fazit

- Das Gehirn ist der Wirkort der Anästhetika und somit eigentliches Zielorgan der Narkose. Idealerweise soll bei Allgemeinanästhesien ein kontinuierliches Neuromonitoring in Form einer Hypnosetiefenbestimmung erfolgen.
- Das EEG reflektiert die spontane elektrische Aktivität des ZNS. EP sind reizbezogene Antworten des peripheren und zentralen Nervensystems.
- Ein Hypnosetiefenmonitoring ermöglicht den Wechsel von einer gewichts- zu einer effektadaptierten Dosierung der Anästhetika.
- Das primäre Ziel des Hypnosetiefenmonitorings ist nicht die Einsparung von Anästhetika, sondern das Ansteuern individuell und situationsgerecht optimaler Anästhesielevel.
- Bewegungsreaktionen sind spinal vermittelt und können trotz normaler Neuromonitoring-Parameter auftreten.
- Der Einsatz von Hypnosetiefenmonitoren kann die Rate an intraoperativer Wachheit reduzieren.
- Je nach Operation ist der Einsatz verschiedener Neuromonitoringverfahren eine Möglichkeit, drohende Ischämien von Hirn, Rückenmark oder Nerven rechtzeitig zu erkennen und zu vermeiden.
- Gut ausgebildete Anästhesisten können mittels Neuromonitoring eine Erweiterung des Leistungsspektrums und eine Erhöhung der Patientensicherheit erzielen.

Literatur

1. Bigelow HJ: Insensibility during surgical operations produced by inhalation. The Boston Medical and Surgical Journal 1846;35:No.16 vom 18.11.1846
2. Sandin RH, Enlund G, Samuelsson P, Lennmarken C: Awareness during anaesthesia: A prospective case study. Lancet 2000;355:707-711
3. Bergman IJ, Kluger MT, Short TG: Awareness during general anaesthesia: A review of 81 cases from the

Review Articles

Continuing Medical Education

- Anaesthetic Incident Monitoring Study. *Anaesthesia* 2002;57:549-556
4. Sebel PS, Bowdle TA, Ghonheim MM, Rampil IJ, Padilla RE, Gan TJ, Domino KB: The incidence of awareness during anesthesia: A multicentre United States study. *Anesth Analg* 2004;99:833-839
 5. Spittellie PH, Holmes MA, Domino KB: Awareness during anesthesia. *Anesthesiol Clin North America* 2002;20:555-570
 6. Pilge S, Zanner R, Schneider G, Blum J, Kreuzer M, Kochs EF: Time delay of index calculation: analysis of cerebral state, bispectral, and narcotrend indices. *Anesthesiology* 2006;104:488-494
 7. Loscar M, Conzen P: Inhalationsanästhetika. In: Olthoff D (Hrsg): *Arzneimittelanwendungen in der Anästhesie*. Stuttgart: Wissenschaftliche Verlagsgesellschaft; 2003:167-220
 8. Zschocke S, Hansen HC: Elektroenzephalographie (EEG). In: Stöhr M, Wagner W, Pfadenhauer K, Scheglmann K (Hrsg): *Neuromonitoring*. Darmstadt: Steinkopff; 1999:3-21
 9. Wallenborn J, Helm J: Neuromonitoring. In: Kaisers UX, Hokema F (Hrsg). *Anästhesie - Antworten auf die häufigsten Fragen*. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag; 2010:220-230
 10. Ellerkmann RK, Kreuer S, Wilhelm W, Röpcke H, Hoefl A, Bruhn J: Reduction in anaesthetic drug consumption is correlated with mean titrated intraoperative Bispectral Index values. *Acta Anaesthesiol Scand* 2006;50:1244-1249.
 11. Wilhelm W, Kreuer S, Larsen R: Narcotrend-EEG-Monitoring bei total intravenöser Anästhesie. *Klinische Erfahrungen bei 4.630 Patienten*. *Anaesthesist* 2002; 51:980-988
 12. Davidson AJ: Measuring anesthesia in children using the EEG. *Paediatr Anaesth* 2006;16:374-87
 13. Bruhn J, Myles PS, Sneyd R, Struys MM: Depth of anaesthesia monitoring: what's available, what's validated and what's next? *Br J Anaesth* 2006;97:85-94
 14. Johansen JW: Update on bispectral index monitoring. *Best Pract Res Clin Anaesthesiol* 2006;20:81-99
 15. Bruhn J: BIS-Monitor. In: Wilhelm W, Bruhn J, Kreuer S (Hrsg). *Überwachung der Narkosetiefe*. Grundlagen und klinische Praxis. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag; 2005:89-107
 16. Jeleazcov C, Fechner J, Schwilden H: Electroencephalogram monitoring during anesthesia with propofol and alfentanil: The impact of second order spectral analysis. *Anesth Analg* 2005;100:1365-1369
 17. Rampil IJ: A primer for EEG signal processing in anesthesia. *Anesthesiology* 1998;89:980-1002
 18. Bruhn J, Bouillon TW, Shafer SL: BIS and burst suppression: Revealing a part of the BIS algorithm. *J Clin Monit Comput* 2001;16:526-529
 19. Punjasawadwong Y, Phongchiewboon A, Bunchungmongkol N: Bispectral index for improving anaesthetic delivery and postoperative recovery. *Cochrane Database of Systematic Reviews* 2007, Issue 4. Art. No.: CD003843. DOI: 10.1002/14651858.CD003843.pub2
 20. Loomis AL, Harvey EN, Hobart CA: Cerebral states during sleep as studied by human brain potentials. *J Exp Psychol* 1937;21:127-144
 21. Kugler J: *Elektroenzephalographie in Klinik und Praxis*. Stuttgart: Thieme 1981
 22. Kreuer S, Wilhelm W: *Der Narcotrend-Monitor*. In: Wilhelm W, Bruhn J, Kreuer S (Hrsg). *Überwachung der Narkosetiefe*. Grundlagen und klinische Praxis. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag; 2005:108-127
 23. Schultz B, Kreuer S, Wilhelm W, Grouven U, Schultz A: *Der Narcotrend®-Monitor*. Entwicklung und Interpretationsalgorithmus. *Anaesthesist* 2003;52: 1143-1148
 24. Wallenborn J, Kluba K, Olthoff D: Comparative evaluation of Bispectral Index and Narcotrend Index in children under 5 years of age. *Paediatr Anaesth* 2007;17:140-147
 25. Panousis P, Heller AR, Burghardt M, Bleyl JU, Koch T: The effects of electromyographic activity on the accuracy of the Narcotrend monitor compared with the Bispectral Index during combined anaesthesia. *Anaesthesia* 2007;62:868-874
 26. Schmidt GN, Bischoff P: Neuromonitoring für die Abschätzung der Narkosetiefe. *Anesthesiol Intensivmed Notfallmed Schmerzther* 2004;39:33-63
 27. Wilhelm W, Bruhn J, Kreuer S: *Überwachung der Narkosetiefe*. Grundlagen und klinische Praxis. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag; 2005
 28. Schmidt GN, Müller J, Bischoff P: Messung der Narkosetiefe. *Anaesthesist* 2008;57:9-36
 29. Freye E, Buhl R, Ciaramelli F: Opioids with different affinity for subreceptors induce different effects on early and late sensory evoked potentials (SEP) in man. *NIDA Res Monogr* 1986;75:551-554
 30. Schmidt GN, Scharein E, Siegel M, Müller J, Debener S, Nitzschke R, et al: Identification of sensory blockade by somatosensory and pain-induced evoked potentials. *Anesthesiology* 2007;106:707-714
 31. Deschamps A, Kaufman I, Geist A, Backman SS, Loo K: Heart rate and blood pressure variability as markers of sensory blockade with labour epidural analgesia. *Can J Anaesth* 2007;54:183-189
 32. Hagihira S, Takashina M, Mori T, Ueyama H, Mashimo T: Electroencephalographic bicoherence is sensitive to noxious stimuli during isoflurane or sevoflurane anesthesia. *Anesthesiology* 2004;100:818-825
 33. Ledowski T, Bromilow J, Wu J, Paech MJ, Storm H, Schug SA: The assessment of postoperative pain by monitoring skin conductance: results of a prospective study. *Anaesthesia* 2007;62:989-993
 34. Struys MM, Vanpeteghem C, Huiku M, Uutela K, Blyeaert NB, Mortier EP: Changes in a surgical stress index in response to standardized pain stimuli during propofol-remifentanyl infusion. *Br J Anaesth* 2007;99:359-367
 35. Bonhomme V, Uutela K, Hans G, Maquoui I, Born JD, Brichant JF: Comparison of the Surgical Pleth Index with haemodynamic variables to assess nociception - anti-nociception balance during general anaesthesia. *Br J Anaesth* 2011;106:101-111
 36. Monk TG, Saini V, Weldon BC, Sigl JC: Anesthetic management and one-year mortality after noncardiac surgery. *Anesth Analg* 2005;100:4-10
 37. Farag E, Chelune GJ, Schubert A, Mascha EJ: Is depth of anesthesia, as assessed by the Bispectral Index, related to postoperative cognitive dysfunction and recovery? *Anesth Analg* 2006;103:633-640
 38. Luginbühl M, Wüthrich S, Petersen-Felix S, Zbinden AM, Schnider TW: Different benefit of bispectral index (BIS) in desflurane and propofol anesthesia. *Acta Anaesthesiol Scand* 2003;47:165-173
 39. Nelskylä KA, Yli-Hankala AM, Puro PH, Korttila KT: Sevoflurane titration using bispectral index decreases postoperative vomiting in phase II recovery after ambulatory surgery. *Anesth Analg* 2001;93:1165-1169
 40. Kocher Th: *Die Allgemeine Narkose*. In: Kocher Th (Hrsg). *Chirurgische Operationslehre*. Jena: Gustav Fischer; 1907:19-25
 41. Brice DD, Hetterington RR, Utting JE: A simple study of awareness and dreaming during anaesthesia. *Br J Anaesth* 1970;42:535-542

42. Jones JG: Perception and memory during general anaesthesia. *Br J Anaesth* 1994;73:31-37
43. Schwender D, Klasing S, Daunderer M, Madler C, Pöppel E, Peter K: Wachzustände während Allgemeinanästhesie Definition, Häufigkeit, klinische Relevanz, Ursachen, Vermeidung und medikolegale Aspekte. *Anaesthesist* 1995;44:743-754
44. Myles PS, Williams DL, Hendrata M, Anderson H, Weeks AM: Patient satisfaction after anaesthesia and surgery: results of a prospective survey of 10811 patients. *Br J Anaesth* 2000;84:6-10
45. Ekman A, Lindholm ML, Lennmarken C, Sandin R: Reduction in the incidence of awareness using BIS monitoring. *Acta Anaesthesiol Scand* 2004;48:20-26
46. Myles PS, Leslie K, McNeil J, Forbes A, Chan MTV: Bispectral Index monitoring to prevent awareness during anaesthesia: The B-Aware randomised controlled trial. *Lancet* 2004;363:1757-1763
47. Kerssens C, Klein J, Bonke B: Awareness-monitoring versus remembering what happened. *Anesthesiology* 2003;99:570-575
48. Avidan MS, Zhang L, Burnside BA, Finkel KJ, Searleman AC, Selvidge JA, et al: Anesthesia awareness and the Bispectral Index. *N Engl J Med* 2008;358:1097-1108
49. Avidan MS, Jacobsohn E, Glick D, Burnside BA, Zhang L, Villafranca A, et al: Prevention of intraoperative awareness in a high-risk surgical population. *N Engl J Med* 2011;365:591-600
50. Schneider G, Wagner K, Reeker W, Hänel F, Werner C, Kochs E: Bispectral Index (BIS) may not predict awareness reaction to intubation in surgical patients. *J Neurosurg Anesth* 2002;14:7-11
51. Rundshagen I: Intraoperative Wachheit. *AnästH Intensivmed* 2009;50:296-308
52. Shapiro HM: The cerebral circulation. *ASA Annual Refresher Course Lectures* 1978:12
53. Guerit JM, Dion RA: State-of-the-art of neuromonitoring for prevention of immediate and delayed paraplegia in thoracic and thoracoabdominal aorta surgery. *Ann Thorac Surg* 2002;74:S1867-1869
54. Wissenschaftlicher Arbeitskreis Neuroanästhesie. Neuromonitoring in Anästhesie und Intensivmedizin - Empfehlungen für eine berufsbegleitende modulare Fortbildung und Zertifizierung. *AnästH Intensivmed* 2007;48:48-54.

Korrespondenz- adresse



**PD Dr. med. habil.
Jan Wallenborn**

Klinik für Anästhesiologie und
Intensivmedizin
HELIOS Klinikum Aue
Gartenstraße 6
08280 Aue, Deutschland

Tel.: 03771 58-3601

E-Mail:

jan.wallenborn@helios-kliniken.de

MULTIPLE-CHOICE-FRAGEN

CME 3/2012

1. **Während das Elektroenzephalogramm (EEG) die spontane elektrische Aktivität des ZNS abbildet, handelt es sich bei evozierten Potentialen (EP) um reizbezogene Antworten des peripheren und zentralen Nervensystems. Welche der folgenden Aussagen zur Ableitung von EEG und EP trifft zu?**
 - a. Das EEG kann nur bei intakter peripherer Nervenbahn abgeleitet werden
 - b. SSEP sind von einer intakten Hörbahn abhängig
 - c. EP haben sehr große Amplituden ($>100 \mu\text{V}$)
 - d. Bei EP wird eine Stromstärke von 20 mA unter der motorischen Reizschwelle genutzt
 - e. Zur Erstellung valider EP müssen sehr viele Einzelreize aufsummiert werden
2. **Die vorherrschende Grundfrequenz des spontanen Ruhe-EEG ist individuell verschieden. In wieviel Prozent der Fälle weicht das Ruhe-EEG gesunder, wacher Menschen vom „typischen“ Alpha-Rhythmus ab?**
 - a. $< 1\%$
 - b. ca. 1%
 - c. ca. 5%
 - d. ca. 15%
 - e. ca. 50%
3. **Anästhetika wirken auf EEG und EP ein. Welche der folgenden Aussagen zu den Wirkungen von Anästhetika auf EEG oder EP trifft nicht zu?**
 - a. Viele Anästhetika erhöhen dosisabhängig die Delta-/Theta-Aktivität
 - b. Mit Lachgas wird sehr schnell ein Burst-Suppression-Muster erreicht
 - c. Opiate verursachen in hohen Dosen Delta- und Theta-Wellen
 - d. Die Amplituden von EP nehmen dosisabhängig ab
 - e. Die Latenzen von EP nehmen dosisabhängig zu
4. **Das Monitoring der Hypnosetiefe kann zu vorteilhaften klinischen Effekten führen. Welche der folgenden Aussagen trifft nicht zu?**
 - a. Ein Hypnosetiefenmonitoring führt immer zu einer Anästhetikareduktion
 - b. Ein Hypnosetiefenmonitoring kann die Aufwachzeiten reduzieren
 - c. Ein Hypnosetiefenmonitoring kann zu einer erhöhten kardiovaskulären Stabilität beitragen
 - d. Ein Hypnosetiefenmonitoring kann die Inzidenz von Awareness senken
 - e. Ein Hypnosetiefenmonitoring kann die PONV-Rate reduzieren
5. **Bei den meisten Hypnosetiefenindizes liegt der anzusteuernde Wert für eine Allgemeinanästhesie zwischen etwa 40 und 60. Für welche beiden Indizes trifft dies nicht zu?**
 - a. Bispectral Index (BIS) und Narcotrend Index (NI)
 - b. Response Entropy (RE) und State Entropy (SE)
 - c. Alaris Auditory Evoked Potential Index (AAI) und Auditory Evoked Potential Index (aepEx)
 - d. Cerebral State Index (CSI) und Bispectral Index (BIS)
 - e. SNAP-Index (SNAP) und Index of Consciousness (IoC)
6. **Zur Bestimmung der Hypnosetiefe werden in der Literatur verschiedene Indizes vorgestellt, von denen die meisten unter Routinebedingungen noch unzureichend evaluiert sind. Welche der folgenden Aussagen zur klinischen Nutzbarkeit von Hypnosetiefenindizes trifft zu?**
 - a. SNAP und IoC sind von der FDA aktuell zur Überwachung der Anästhetikawirkung zugelassen
 - b. Die klinische Nutzbarkeit von DoH, CPSI, wSMF und IoC ist nachgewiesen
 - c. BIS und NI sind die am besten untersuchten EEG-Indizes und der Anwender kann sich auf bereits beschriebene Limitationen einstellen
 - d. Der aepEx verfügt über eine Klickdetektion
 - e. SMF und SEF sind klassische EEG-Monoparameter und den konstruierten neueren Parametern signifikant überlegen
7. **Welche der folgenden Aussagen zur intraoperativen Wachheit (Awareness) trifft nicht zu?**
 - a. Die Inzidenz liegt bei 0,1-0,2%
 - b. Intraoperative Bewegungsreaktionen bedeuten nicht zwangsläufig einen wachen Patienten mit expliziter Erinnerung
 - c. Bewegungsreaktionen können immer durch Hypnosetiefenmonitoring vorhergesagt werden
 - d. Der Einsatz von Hypnosetiefenmonitoren kann die Rate an intraoperativer Wachheit reduzieren
 - e. Awareness kann zu einer posttraumatischen Belastungsstörung (PTBS) führen
8. **Das operationsbedingte Klemmen der A. carotis kann zu einer zerebralen Ischämie führen. Diese soll durch Einsatz eines Neuromonitorings frühzeitig detektiert werden. Welches ist kein Zeichen einer zerebralen Ischämie?**
 - a. Abnahme der Latenz im Medianus-SEP
 - b. Abnahme der Amplitude im Medianus-SEP
 - c. Zunahme der zerebralen Überleitungszeit (CCT) über 7 ms
 - d. Suppression des Roh-EEG bis zum Nulllinien-EEG
 - e. Anstieg der Burst-Suppression-Ratio (BSR)

9. In der Karotischirurgie wurden und werden verschiedene Methoden eines intraoperativen Neuromonitorings eingesetzt. Welches der folgenden Verfahren ist bei Karotisoperationen nicht in den operativen Routinebetrieb integrierbar?

- Transkranielle Dopplersonographie
- Nahinfrarotspektroskopie
- Klinische Neurologie (bei Operation in Lokalanästhesie)
- Kombiniertes EEG- und SEP-Monitoring
- Einsatz eines radioaktiven Tracers

10. Intraoperatives Neuromonitoring kann zur Überwachung der funktionellen Integrität verschiedenster vulnerabler Strukturen eingesetzt werden. Welche der folgenden Aussagen zur Überwachung der Organintegrität trifft zu?

- Die Anästhesietiefe hat keinen Einfluss auf die Neuromonitoring-Parameter zur Detektion zerebraler Ischämien
- Viele Verfahren zur Ischämiedetektion bieten eine 100%ige Sicherheit
- Bei Schilddrüsenoperationen muss immer eine Nadelelektrode im M. vocalis platziert werden

- In der Aorten Chirurgie sind MEP und SSEP einander ergänzende Verfahren
- SSEP können nur kortikal abgeleitet werden.

Antworten CME

Heft 3/2011

FRAGE				
1 c	2 c	3 e	4 e	5 a
6 e	7 b	8 e	9 a	10 d

TEILNAHMEBEDINGUNGEN an der zertifizierten Fortbildung

Zur kostenfreien Teilnahme müssen Sie den o.a. Kurs mit der folgenden **PIN-Nummer** buchen: **260312**

Je Fortbildungsbeitrag ist ein Satz von Multiple-choice-Fragen zu beantworten. Entsprechend den Bewertungskriterien der Bayerischen Landesärztekammer erhalten Sie zwei Fortbildungspunkte, wenn Sie mindestens 70% der Fragen zutreffend beantwortet haben. Bei 100% richtiger Antworten erhalten Sie drei Fortbildungspunkte.

Die richtigen Antworten werden unmittelbar nach Einsendeschluss in dieser Zeitschrift bekanntgegeben.

Die Fortbildungspunkte werden auch von den anderen Ärztekammern, gemäß den jeweiligen Bestimmungen, anerkannt.

Einsendeschluss: 01.03.2013

Weitere Informationen: E-Mail: atanasovska@dgai-ev.de, Tel.: 0911 933780.

www.my-bda.com



Alle wissenschaftlichen Beiträge seit März 1999
finden Sie online unter

www.ai-online.info

Zugangsdaten können Sie unter Angabe Ihrer Mitglieds- oder Abonummer anfordern
unter der E-Mail-Adresse: ai@aktiv-druck.de