

Das interpretierte EEG als Überwachungsverfahren in der Anästhesiologie

W. Wilhelm und S. Kreuer

Klinik für Anaesthesiologie und Intensivmedizin, Universitätskliniken des Saarlandes, Homburg/Saar
(Direktor: Prof. Dr. R. Larsen)

Einleitung

Eines der Hauptziele der Allgemeinanästhesie besteht in der Ausschaltung des Bewußtseins mit anschließender Amnesie für die Dauer der Operation. Da Anästhetika bekanntermaßen die elektrische Aktivität des Gehirns beeinflussen, liegt es nahe, das EEG als Überwachungsverfahren für die "Dämpfung der Hirnaktivität" während Allgemeinanästhesie einzusetzen. Trotzdem galt die Überwachung des Narkose-EEG bis Mitte der 90er Jahre als unzuverlässig und zudem wenig praktikabel. Diese Situation hat sich erst in den letzten Jahren grundlegend geändert: Ermöglicht durch die Fortschritte der Computer- und Monitor-technologie wurden verschiedene Indizes entwickelt, die unmittelbar am Narkosearbeitsplatz automatisch und softwaregestützt mittels komplexer Rechenalgorithmen berechnet und sofort dargestellt werden können. Derzeit stehen verschiedene kommerzielle EEG-Monitoring-Systeme zur Verfügung, ein weiteres System beruht auf der automatischen Interpretation von akustisch evozierten Potentialen.

Entstehung des EEG

Beim EEG werden elektrische Potentiale der Hirnrinde abgeleitet, die auf Summationseffekten vor allem erregender, aber auch hemmender synaptischer Potentiale kortikaler Pyramidenzellen beruhen. Die kortikalen Neurone führen aufgrund ihrer großen Anzahl, der räumlichen Anordnung und ihrer Verschaltung zu synchronen Potentialschwankungen, die dann im EEG abgeleitet werden, während subkortikale Potentiale in der Regel nicht im EEG registriert werden. Das EEG besteht aus Wellenformen verschiedener Frequenzen und Amplituden. Die Frequenzen wurden in vier willkürlich festgelegte Bereiche unterteilt und mit griechischen Buchstaben bezeichnet (Abb.1):

- beta (β) > 13 Hz
- alpha (α) 8 - 13 Hz
- theta (θ) 4 - 8 Hz
- delta (δ) 0,5 - 4 Hz.

Automatische Analyseverfahren des Roh-EEG

Da eine Interpretation des Roh-EEG aufwendig und zeitintensiv ist, wurde versucht, dieses mittels mathe-

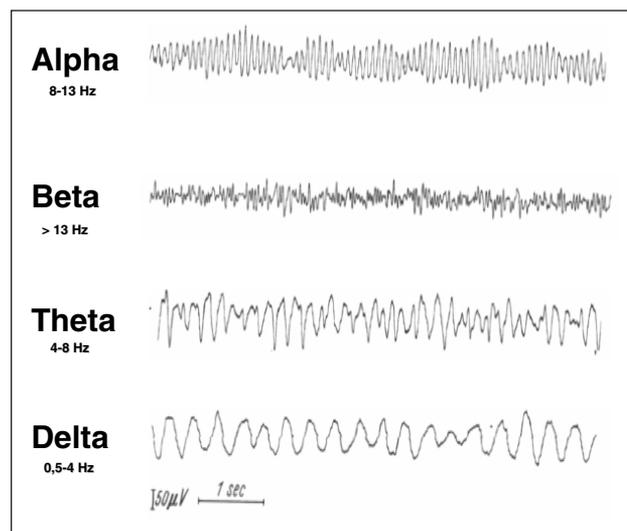


Abbildung 1: Typische Beispiele für die EEG-Frequenzbereiche α , β , θ , und δ .

matischer Transformationen zu ordnen und zu klassifizieren ("prozessiertes EEG"), um dann auch zeitliche Veränderungen, z.B. während der Narkose, besser beschreiben zu können.

Bei der sog. Fourier-Analyse geht man davon aus, daß sich jede Schwingungsform (also auch ein Roh-EEG-Signal) als Überlagerung verschiedener Sinuskurven mit unterschiedlichen Frequenzen und Amplituden beschreiben läßt (34). Dementsprechend kann das Roh-EEG-Signal mittels Spektralanalyse (Fourier-Transformation) zerlegt und dann als sog. Leistungs- oder Powerspektrum dargestellt werden. Hierbei werden die Frequenzen auf der x-Achse und die dazugehörige Power (in μV^2) auf der y-Achse abgebildet, so wie es beispielhaft in Abbildung 2 dargestellt ist. Dabei entspricht die Gesamtaktivität der Fläche unter der Kurve des Powerspektrums. Die Begriffe "Medianfrequenz" und "spektrale Eckfrequenz" (SEF) werden verwendet, um die Verteilung des Powerspektrums zu beschreiben: Die Medianfrequenz teilt das Powerspektrum in der Mitte, die spektrale Eckfrequenz 95% (SEF95) ist diejenige Frequenz, unterhalb derer 95% der EEG-Aktivität liegen. Darüber hinaus kann auch die relative Bandleistung der einzelnen Frequenzbereiche am Gesamtleistungspektrum angegeben werden: So beschreibt die relative Delta-Power den Anteil der im Delta-Frequenzbereich (0,5 - 4 Hz) gelegenen Power am Gesamtpowerspektrum.

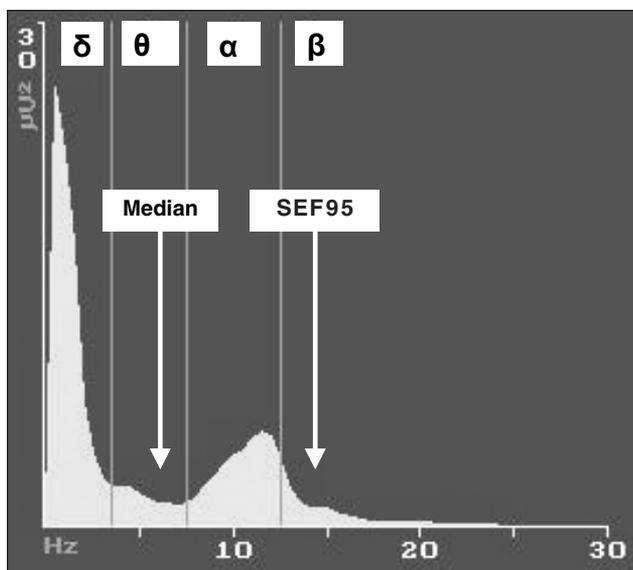


Abbildung 2: Powerspektrum eines typischen Narkose-EEG. Die Medianfrequenz teilt das Powerspektrum in der Mitte, die spektrale Eckfrequenz 95% (SEF95) ist diejenige Frequenz, unterhalb derer 95% der EEG-Aktivität liegen. Aus der Abbildung wird deutlich, daß ein Monoparameter wie die Medianfrequenz die Verteilung der Fläche des Powerspektrums nur unzureichend beschreiben kann.

Die Bispektralanalyse stellt ein weiteres eigenständiges Analyseverfahren für das Roh-EEG-Signal dar. Auch hierbei werden die zugrundeliegenden Sinusschwingungen ausgewertet, allerdings unter Berücksichtigung und Quantifizierung der Phasenbeziehungen der Sinuskurven untereinander. Daher ist die Bispektralanalyse verständlicherweise mit einem sehr hohen Rechenaufwand verbunden (13, 34).

EEG-Ableitung

Das EEG wird in der Neurologie u.a. zur Diagnostik bei Anfallsleiden und zerebralen Durchblutungsstörungen eingesetzt. Um diese Effekte, insbesondere wenn sie fokal auftreten, erfassen zu können, muß ein konventionelles EEG mit mehreren Ableitungen durchgeführt werden, z.B. nach dem internationalen 10/20 System. Hingegen ist für die Erfassung generalisierter EEG-Veränderungen lediglich eine einzige Ableitung erforderlich, so daß das Narkose-EEG aus Praktikabilitätsgründen bei den meisten Systemen im haarfreien Bereich der Stirn abgeleitet wird.

EEG-Veränderungen während Allgemeinanästhesie

Leitet man bei gesunden Personen ein Wach-EEG ab, so findet man vor allem ein altersabhängiges Mischbild aus Alpha- und Beta-Aktivität. Durch Zufuhr der meisten Anästhetika (volatile Anästhetika, Barbiturate, Etomidat, Propofol) kommt es dosisabhängig

zu vergleichbaren Veränderungen des Roh-EEG-Signals nach folgendem Muster:

- Geringe Anästhetikadosen führen zu einer Desynchronisation mit einem überwiegend hochfrequenten Beta-Rhythmus.
- Mit zunehmendem Anästhesieeffekt treten dann vermehrt langsamere Frequenzen auf: Es kommt wieder zu einer Synchronisation mit zunehmenden Theta-Wellen, die in einen sich verlangsamenen Delta-Rhythmus mit gleichzeitiger Amplitudenzunahme übergehen.
- Eine weitere Steigerung der Anästhetikadosierung führt zu einer zunehmenden Minderung der elektrischen Aktivität bis hin zum Nulllinien-EEG. Wird das isoelektrische EEG ("Suppression") noch von kurzen Aktivitätsphasen ("Bursts") durchbrochen, so bezeichnet man dies als "Burst-Suppression-Muster"; schließlich liegt nur noch ein Nulllinien-EEG vor, man spricht von "kortikaler Stille" ("cortical silence"). Auch dieses sehr tiefe Anästhesiestadium ist vollständig reversibel, allerdings muß mit einer entsprechend starken Kreislaufinstabilität gerechnet werden.
- Nach Beendigung der Anästhetikazufuhr können die EEG-Veränderungen bis zum Erwachen in umgekehrter Reihenfolge beobachtet werden.

Warum kann eine EEG-Überwachung während Anästhesie sinnvoll sein?

Seit Beginn der Durchführung von Allgemeinanästhesien versucht man, die Anästhesietiefe zu überwachen. Dabei ist eine zu "oberflächliche" Anästhesie mit unzureichender Schmerzausschaltung, Streßabschirmung oder intraoperativer Wachheit ("Awareness") genauso unerwünscht wie eine zu "tiefe" Narkose mit entsprechender hämodynamischer Beeinträchtigung, verzögertem postoperativem Erwachen, verlängerten Überwachungszeiten und unnötig hohem Anästhetikaverbrauch. Letztlich ist eine individuell "maßgeschneiderte" Anästhesieführung auch unter ökonomischen Gesichtspunkten sinnvoll, um Substanzkosten zu vermindern, insbesondere aber, um Personalbindung und OP-Belegung durch unnötig lange Ausleitungszeiten zu reduzieren.

Die individuelle Steuerung der Anästhesietiefe erfolgt heutzutage - und daran hat sich seit Äthernarkose und Einführung des Guedel-Schemas wenig geändert - vor allem klinisch anhand von Hämodynamik und vegetativen Veränderungen: Die wichtigsten Anhaltspunkte sind das Blutdruck- und Herzfrequenzverhalten, weiterhin Spontanbewegungen des Patienten, Tränenfluß, Schwitzen oder das Pupillenspiel.

Werden - wie bei modernen Anästhesietechniken üblich - Opioide angewandt, so ist die klinische Beurteilung der Anästhesietiefe weiter erschwert (4): Hämodynamische Entgleisungen und vegetative Zeichen können völlig fehlen, und trotzdem ist nicht

Klinische Anästhesie

auszuschließen, daß der Patient über intraoperative Wachheit berichtet. Die Wahrscheinlichkeit von Awareness mit Schmerzempfinden wird in der Literatur mit unter 0,03% angegeben (27, 31), ohne Schmerzempfindung mit 0,2 - 0,4 % (14, 25, 35). Die Anwendung von Muskelrelaxantien scheint die Inzidenz von intraoperativer Wachheit zu verdoppeln (37), da Abwehrbewegungen als Zeichen unzureichender Anästhesie nicht möglich sind.

Die Erklärung für das Problem "zu flache oder zu tiefe Narkose trotz gewissenhafter Narkoseführung" beruht auf der klinisch nur schwer zu beurteilenden interindividuellen Variabilität des Anästhetikabedarfs (2). Damit stellt sich die Frage, ob es nicht mit Hilfe von Neuromonitoring-Verfahren möglich sein kann, die Anästhetikadosierung an OP-Verlauf und den individuellen Bedarf exakt anzupassen.

Anforderungen an ein Narkose-EEG-Monitoring

EEG-Parameter zur Überwachung des Narkose-EEG sollten die folgenden Bedingungen erfüllen:

- am Narkosearbeitsplatz ohne großen Zusatzaufwand verfügbar,
- einfach verständlich und interpretierbar,
- monophasischer Verlauf, d.h. kontinuierlicher Abfall oder Anstieg im Verlauf von "Wachzustand - Anästhesie-Null-Linien-EEG".

Narkose-EEG-Monitorssysteme

Derzeit stehen zur Routineüberwachung des Narkose-EEG verschiedene kommerzielle Monitorssysteme zur Verfügung, u. a. der Bispektralindexmonitor BIS A-2000® (Aspect Medical Systems, Newton, MA, USA), der Narcotrend® (MonitorTechnik, Bad Bramstedt, BRD) und der Patient State Analyzer PSA 4000® (Physiometrix, Baxter Health Care Corporation, Round Lake, IL, USA). Ein weiteres Monitorssystem, der Alaris AEP-Monitor® (Alaris Medical Systems, Hampshire, UK), beruht auf der automatischen Interpretation von akustisch evozierten Potentialen.

Bei allen Monitorssystemen erfolgt die jeweilige Parameterberechnung softwaregestützt, wobei von Zeit zu Zeit Software-Updates entwickelt werden. Daher sollten Lizenzen für zukünftige Software-Updates im Lieferumfang enthalten sein, was bei Anschaffung der Geräte berücksichtigt werden muß.

Bispektralindexmonitor BIS A-2000

Der BIS-Monitor A-2000 ist ein weltweit eingeführtes und in zahlreichen Untersuchungen validiertes automatisches Narkose-EEG-Interpretationssystem. Die EEG-Signalaufnahme erfolgt über eine spezielle



Abbildung 3a: Herkömmlicher BIS-Sensor® in situ.

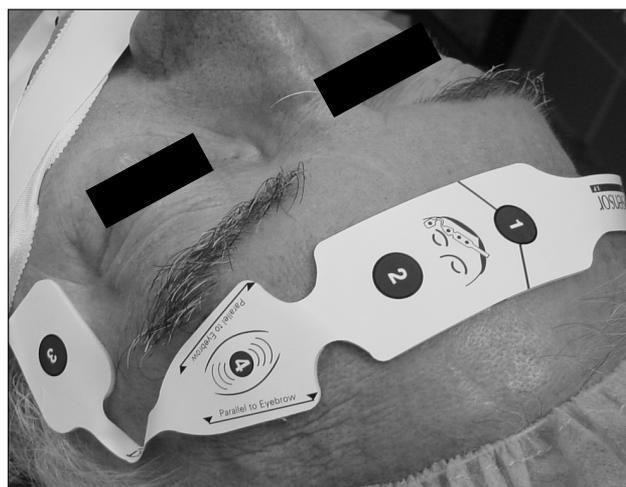


Abbildung 3b: BIS-Sensor XP®: Hier wurde eine weitere Meßelektrode in den BIS-Sensor integriert, die im Bereich der Augenbraue befestigt wird und Augenbewegungen sowie EMG-Aktivität erkennen soll.

Einmal-Klebeelektrode (BIS-Sensor®), die auf der Stirn des Patienten - vorzugsweise über der dominanten Hemisphäre - befestigt wird und eine Referenz- sowie zwei Meßelektroden enthält (Abb. 3a). Nach Umwandlung des EEG-Signals in einem Analog-Digital-Konverter wird geräteintern der sog. BIS-Wert (BIS = Bispektral Index Scale) ermittelt (Abb. 4). Der BIS-Wert ist eine dimensionslose Zahl zwischen 100 (wach) und 0 (keine EEG-Aktivität) und wird - nach Analyse des Roh-EEG - aus mehreren Subparametern berechnet, wobei hier u.a. Ergebnisse der namengebenden Bispektralanalyse eingehen (34).

Für die neueren Softwareversionen (ab BIS-Version 3.0) wurde folgende Zuordnung der BIS-Wert publiziert (13):

- | | |
|-----------------------------------|----------|
| • Wachheit / Erinnerung intakt | 100 - 85 |
| • Sedierung | 85 - 65 |
| • Allgemeinanästhesie | 65 - 40 |
| • zunehmend Burst-Suppression-EEG | 30 - 0. |



Abbildung 4: BIS-Monitor im Einsatz bei einer balancierten Anästhesie mit Remifentanyl und Desfluran. Der BIS-Wert ist oben links, der Trendverlauf darunter dargestellt. Weiterhin werden der Signalqualitätsindex (SQI), die EMG-Aktivität, das Roh-EEG sowie die "suppression ratio" (SR) angegeben.

Seit wenigen Monaten ist eine Weiterentwicklung des BIS-Monitors verfügbar, die unter der Bezeichnung BIS XP[®] vertrieben wird. Hierbei handelt es sich um ein kombiniertes Software- und Hardware-Update, bei dem auch die Einmal-Klebelektrode modifiziert wurde. Dabei wurde eine weitere Meßelektrode in den BIS-Sensor integriert, die im Bereich der Augenbraue befestigt wird und Augenbewegungen sowie EMG-Aktivität erkennen soll (BIS-Sensor XP[®]) (Abb. 3b).

Studiendaten

In mehreren Untersuchungen an gesunden Freiwilligen und an Patienten konnte ein Zusammenhang zwischen der Höhe des BIS-Werts und der Konzentration bzw. dem Effekt verschiedener Anästhetika festgestellt werden, u.a. für Propofol (3, 12, 43), Thiopental (5) und Midazolam (7, 24) sowie für die Inhalationsanästhetika Desfluran (10), Sevofluran (15) und Isofluran (7). Im Unterschied dazu wird der Effekt von Lachgas (1) oder Ketamin (29, 36, 44) offensichtlich nicht im BIS-Wert abgebildet.

Untersuchungen zur Verkürzung der Aufwachzeiten durch Narkosesteuerung mittels BIS wurden sowohl für Propofol als auch für die Inhalationsanästhetika Desfluran, Sevofluran und Isofluran durchgeführt. Im Rahmen einer prospektiven randomisierten Multi-centerstudie untersuchten *Gan und Mitarbeiter* (6) insgesamt 302 Patienten, die eine Propofol-Alfentanil-N₂O-Anästhesie erhielten, wobei die Anästhesiesteuerung entweder nach klinischen Kriterien oder nach BIS-Wert (intraoperativ 45 - 60, während der letzten 15 min 60 - 75) erfolgte. Hierbei zeigte sich, daß die Patienten in der BIS-Gruppe signifikant weniger Propofol benötigten, schneller extubiert wurden (im Mittel nach 7,3 min statt nach 11,2 min) und auch rascher im Aufwachraum verlegungsfähig waren. Ähn-

liche Ergebnisse wurden für Desfluran (42), Sevofluran (42) und Isofluran (9) berichtet. In ihrer Untersuchung an Patientinnen, die sich einer laparoskopischen Tubenligatur unterziehen mußten, konnten *Song und Mitarbeiter* (42) zeigen, daß die nach einer Desfluran-Fentanyl-N₂O-Anästhesie per se schon kurzen Aufwachzeiten durch BIS-Analyse noch weiter reduziert werden konnten, z.B. Extubation im Mittel nach 3,6 statt 6,5 Minuten. Gleichzeitig war auch der Desfluran-Verbrauch signifikant geringer mit 0,8 statt 1,2 MAC-Stunden.

Vermeidung intraoperativer Wachheit

Zahlreiche Studien ergaben, daß der Bispektralindex eng mit dem Grad der Sedierung sowie mit dem Vorhandensein bzw. Verlust des Bewußtseins korreliert. Trotzdem kann jedoch kein exakter BIS-Schwellenwert angegeben werden, der zuverlässig Vorhandensein von Verlust des Bewußtseins trennt. Entsprechende Untersuchungen zur akustischen Verarbeitung und Bildung von Erinnerung im intraoperativ empfohlenen BIS-Bereich von 40 - 60 (13) kamen zu unterschiedlichen Ergebnissen (16, 26), so daß nach derzeitigem Kenntnisstand davon ausgegangen werden muß, daß BIS-Monitoring intraoperative Wachheit nicht zu 100% verhindern kann.

Narcotrend

Der Narcotrend ist ein automatisches EEG-Meßsystem, das von einer interdisziplinären Arbeitsgruppe der Medizinischen Hochschule Hannover entwickelt wurde und durch die Firma MonitorTechnik, Bad Bramstedt, vertrieben wird. Die Ableitung des Roh-EEG-Signals erfolgt mit handelsüblichen (EKG-) Klebelektroden, wobei sowohl Ein- als auch Zweikanal-Ableitungen möglich sind. Bei der zur Überwachung des Narkose-EEG üblichen Einkanal-Ableitung werden zwei Meßelektroden im Mindestabstand von 8 cm sowie eine Referenzelektrode auf der Stirn des Patienten befestigt (Abb. 5). Optional können auch andere Elektrodenarten verwendet werden.

Nach automatischer Artefakterkennung wird das Roh-EEG-Signal im Narcotrend prozessiert und dann u. a. anhand einer multivariaten Analyse ("Mustererkennungsalgorithmus") bestimmten "Narkose-EEG-Stadien" zugeordnet.

Einteilung der EEG-Stadien

Der Narcotrend-Monitor klassifiziert das Narkose-EEG in 6 verschiedene EEG-Stadien (A - F) mit Unterstadien (23, 38), die dann - ähnlich wie der BIS-Wert - zur Anästhesiesteuerung herangezogen werden können. Nach derzeitigem Kenntnisstand können die Narcotrend-Meßwerte (mit Unterstadien) folgendermaßen zugeordnet werden (Version 4.0):

- Wachheit / geringe Sedierung A - B₀₋₂
- oberflächliche Anästhesie C₀₋₂
- Allgemeinanästhesie D₀₋₂, E₀₋₂
- Burst-Suppression-EEG bis Nulllinie F₀₋₁

Klinische Anästhesie

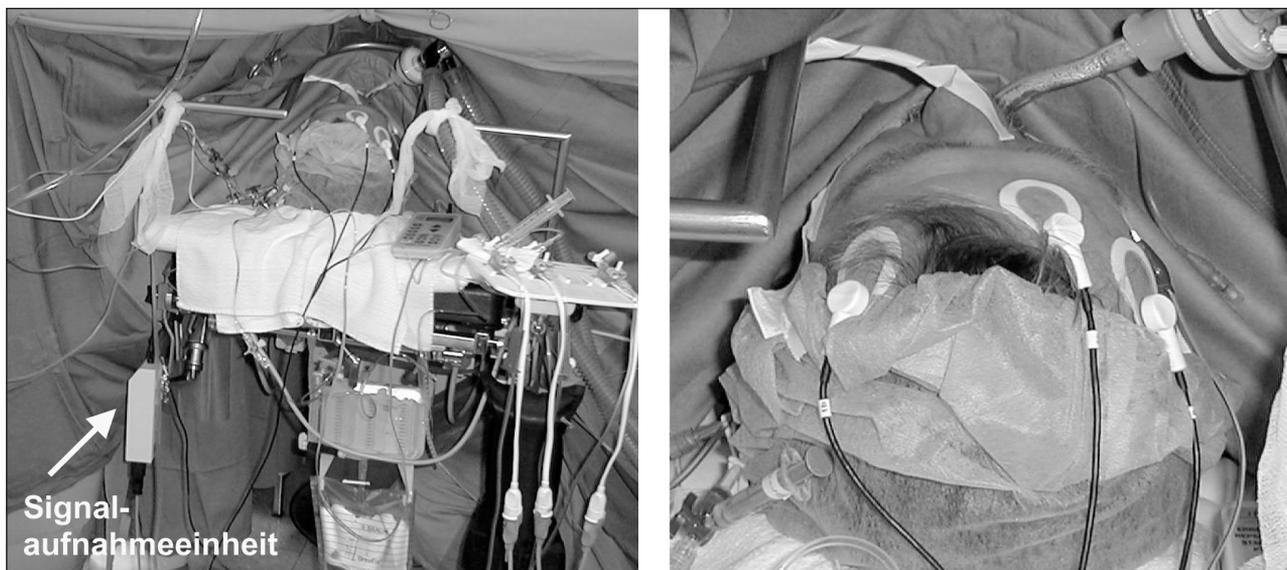


Abbildung 5: Narcotrend-Elektroden in situ. Die Ableitung des Roh-EEG-Signals erfolgt mit handelsüblichen (EKG-) Klebeelektroden, wobei zwei Meßelektroden im Mindestabstand von 8 cm sowie eine Referenzelektrode auf der Stirn des Patienten befestigt werden. Das Signal wird in der Aufnahmeeinheit gefiltert und verstärkt.

Der Narcotrend-Monitor (Abb. 6) bietet eine Vielzahl von Informationen (Abb. 7): Das EEG-Stadium, aktuell und im zeitlichen Verlauf (letzteres wird als "Cerebrogramm" bezeichnet), das Roh-EEG-Signal sowie das Powerspektrum und mehrere abgeleitete EEG-Parameter (39). Zusätzlich ist seit neuestem in der Version 4.0 ein numerischer EEG-Index von 100 (Narcotrend-Stadium A) bis 0 (Stadium F) verfügbar (8).

Studiendaten

Für den Narcotrend-Monitor liegen inzwischen verschiedene Validierungsuntersuchungen (21, 38), Vergleichsmessungen mit dem BIS-Monitor sowie Studien zur klinischen Anwendung vor. In einer ersten klinischen Untersuchung an 50 orthopädischen Patienten in Propofol/Remifentanyl-Anästhesie wurden Simultanmessungen von BIS-Wert und Narcotrend-Stufe durchgeführt (18). Dabei zeigte sich, daß eine vom Narcotrend angezeigte Veränderung des Narkose-EEG gleichzeitig mit einer signifikanten Änderung des BIS-Werts einhergeht (Abb. 8). Dabei entsprach ein BIS-Wert von 100 - 85 (wacher Patient, erhaltenes Erinnerungsvermögen) in 95,5% der Fälle der Narcotrend-Stufe A oder B, ein BIS-Wert von 65 - 40 (Allgemeinanästhesie ohne Erinnerungsvermögen) der Narcotrend-Stufe D (52,4%) oder E (41,1%). Veränderungen des Narkose-EEG bei Allgemeinanästhesie mit Propofol und Remifentanyl werden also offensichtlich von Narcotrend und BIS gleichsinnig erfaßt und interpretiert. In einer weiteren Untersuchung konnte gezeigt werden, daß die Ausleitungsphase nach Desfluran/Remifentanyl-Anästhesie vom Narcotrend-Monitor als Veränderung des Narkose-EEG erkannt und als Umverteilung der Narcotrend-Stadien von C/D/E zu A/B/C klassifiziert wird (20).

Untersuchungen zum potentiellen klinischen Nutzen der Überwachung des Narkose-EEG mit dem Narcotrend-Monitor liegen vor. *Kraus und Mitarbeiter* (17) untersuchten die Extubationszeiten bei Patienten nach Karotis-TEA, die eine Propofol/Remifentanyl-Anästhesie erhielten, wobei die Anästhesiesteuerung entweder nach klinischen Kriterien oder anhand des Narcotrend-Monitors erfolgte. Hierbei zeigte sich, daß die Patienten in der Narcotrend-Gruppe signifikant weniger Propofol benötigten und auch schneller extubiert wurden.

Eigene Untersuchungen zur Optimierung der Anästhesiesteuerung mit der Hilfe des Narcotrend-Monitors wurden bei orthopädischen Patienten durchgeführt. Nach standardisierter Anästhesieeinleitung erhielten 120 Patienten intraoperativ 0,2 µg/kg/min Remifentanyl und eine Propofol-Target-Controlled-Infusion (TCI), die folgendermaßen dosiert wurde: In Gruppe "Standardprotokoll" nach den üblichen klinischen Kriterien, in Gruppe "BIS" wurde ein BIS-Wert von 50 und in Gruppe "Narcotrend" wurden die Stufen D_0/D_1 angesteuert. Die Propofol-TCI-Dosierung wurde 15 Minuten vor OP-Ende folgendermaßen reduziert: Gruppe "Standardprotokoll" nach klinischen Kriterien, ansonsten wurde entweder ein BIS-Wert von 60 oder die Narcotrend-Stufe C_1 angesteuert. Die Zufuhr von Propofol/Remifentanyl wurde zum Ende der Hautnaht gestoppt, die Aufwachzeiten gemessen und der Propofolgesamtverbrauch ermittelt. Insgesamt wurden 40 Patienten je Gruppe untersucht. Durch Einsatz von BIS oder Narcotrend konnten die Aufwachzeiten nach Propofol/Remifentanyl-Anästhesie um ca. 60% gegenüber der Gruppe mit klinischer Anästhesiesteuerung verkürzt werden, gleichzeitig wurde der Propofolverbrauch um rund ein Drittel reduziert (19).



Abbildung 6: Die Ausgabe der Meßergebnisse der Narcotrend-Analyse kann als "Narcotrend Compact" (links) oder mit einem handelsüblichen Laptop erfolgen.

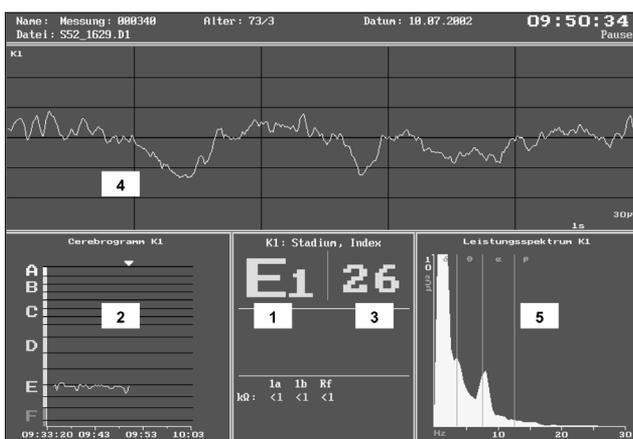


Abbildung 7: Der Narcotrend-Monitor bietet eine Vielzahl von Informationen: EEG-Stadium aktuell (1) und im zeitlichen Verlauf (2), den Narcotrend-Index (3), das Roh-EEG-Signal (4) sowie Powerspektrum (5) und weitere abgeleitete EEG-Parameter (diese können über die Bildschirmlayout-Konfiguration aufgerufen werden).

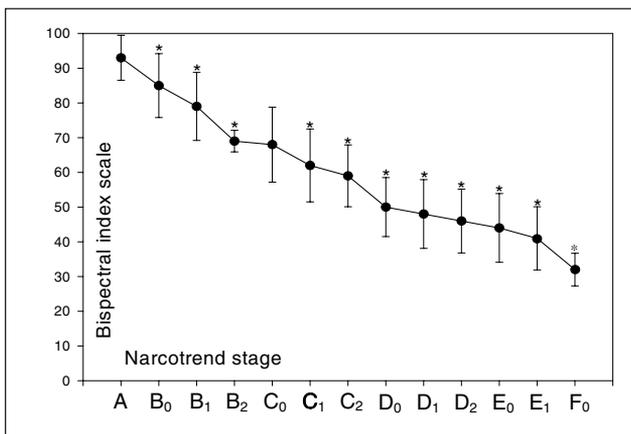


Abbildung 8: Narcotrend-Stufen und entsprechende BIS-Werte während Propofol/Remifentanyl-Anästhesie bei 50 orthopädischen Patienten. Eine vom Narcotrend angezeigte Vertiefung des Narkose-EEG geht mit einem gleichzeitigen signifikanten Abfall des BIS-Werts einher. Angabe als Mittelwert \pm Standardabweichung; * $p < 0,05$ im Vergleich zum BIS-Wert der vorherigen Narcotrend-Stufe (modifiziert nach (18)).

In einer multizentrischen Studie in 46 Institutionen wurde der Einfluß des Narcotrend-Monitors auf das Aufwacherhalten nach total intravenöser Anästhesie mit Propofol untersucht. Bei insgesamt 521 Patienten erfolgte die Anästhesiesteuerung ausschließlich nach klinischen Kriterien, bei 4.109 Patienten mit Narcotrend-Analyse wurde ein Stadium D oder E angesteuert. Dabei zeigte sich, daß die Aufwachzeiten in der Gruppe mit Narcotrend-Analyse signifikant kürzer waren; auch war der Anteil derjenigen Patienten, die bereits im Operationssaal orientiert waren, in der Narcotrend-Gruppe signifikant größer (22, 48).

Patient State Analyzer PSA 4000

Im Gegensatz zu BIS und Narcotrend wird beim PSA 4000 ein 4-Kanal-EEG abgeleitet, wozu allerdings eine weitere Meßelektrode im Kopfhärbereich erforderlich ist. Als Parameter für die Anästhesiesteuerung wird ein sog. "Patient State Index" (PSI) im Bereich von 100-0 (100=wach) angegeben, der u.a. durch Auswertung räumlicher EEG-Informationen über die zusätzliche Meßelektrode ermittelt wird (33). Als Zielwert für eine Allgemeinanästhesie gibt der Hersteller einen PSI zwischen 50 und 25 an. Ersten Studienergebnissen zufolge scheint z.B. ein PSI-Wert von ca. 20 einem BIS-Wert von rund 40 zu entsprechen (28). Aufgrund der aufwendigeren Elektrodenplatzierung wird zumindest für ambulante Eingriffe bezweifelt, ob der PSA 4000 eine Alternative zum BIS-Monitor darstellen kann (45).

Akustisch evozierte Potentiale und der Alaris AEP-Monitor

Durch standardisierte sensorische Reizungen, z.B. Klicklaute oder Lichtblitze, kommt es zu typischen EEG-Veränderungen, die als evozierte Potentiale bezeichnet werden, z.B. als akustisch evozierte Potentiale (AEP) oder als visuell evozierte Potentiale (VEP). Bekannt ist, daß AEP mittlerer Latenz dosisabhängig durch folgende Anästhetika beeinflusst werden können: Isofluran (11), Desfluran (41), Sevofluran (40), Thiopental (30), Etomidat (46) und Propofol (47).

Der Alaris AEP-Monitor analysiert AEP und benötigt daher - neben den EEG-Elektroden - einen Kopfhörer zur Abgabe von Klicklauten (Abb. 9). Die AEP werden aus dem abgeleiteten Roh-EEG mit Hilfe einer speziellen Signalanalyse extrahiert und dann als Index von 100 - 0 angegeben, der zur Steuerung der Anästhesie herangezogen werden kann (32). Für den Alaris AEP-Monitor wurden inzwischen mehrere Untersuchungen publiziert; eine ausführliche Darstellung erfolgt im nachfolgenden Beitrag von *P. Bischoff* und *G. Schmidt*.

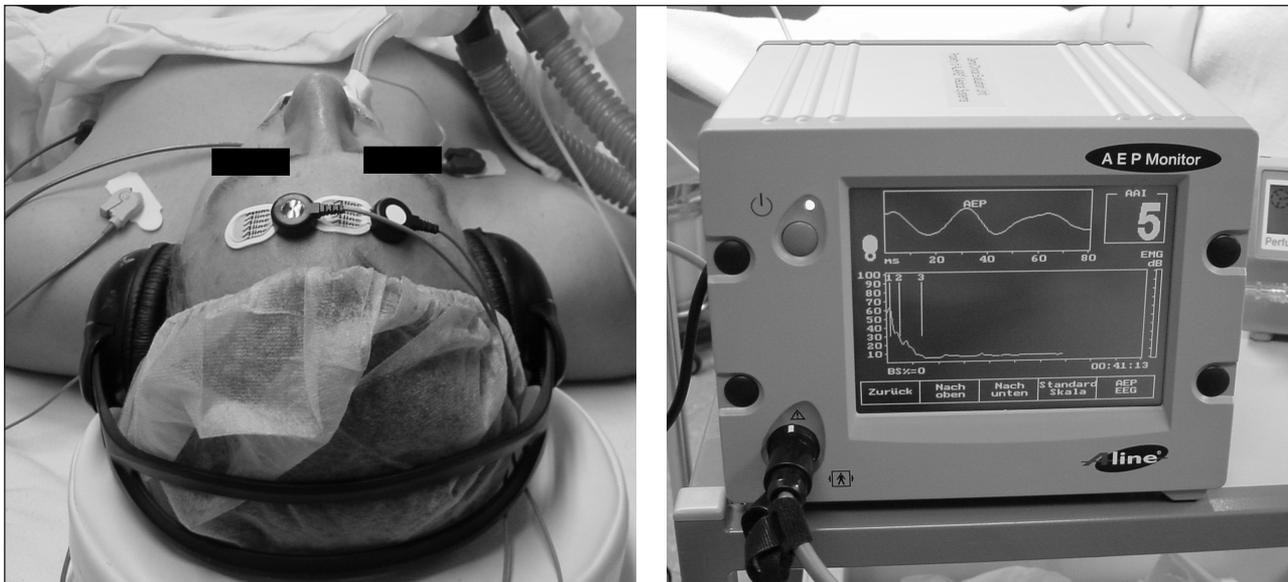


Abbildung 9: Alaris AEP-Monitor: Elektroden und Kopfhörer in situ. Die Ableitung des EEG zur Extrahierung des AEP-Signals erfolgt zwischen der Mitte der Stirn (weiße Elektrode) und dem Mastoid (schwarze Elektrode), zusätzlich wird eine Referenzelektrode (grüne Elektrode) auf der Stirn platziert. Verlauf der AAI-Werte bei einem 22-jährigen Patienten während Remifentanyl-Propofol-Anästhesie.

Fazit

Die Überwachung des Narkose-EEG wird in den nächsten Jahren zunehmende Bedeutung erlangen und stellt eine vielversprechende Erweiterung des anästhesiologischen Monitorings dar. Im Idealfall wäre dadurch für jeden Patienten eine individuell "maßgeschneiderte" Anästhesieführung möglich, die Unterdosierungen inkl. Awareness verhindert, aber auch Überdosierungen vermeidet und so Ausleitungs-, Wechsel- und Überwachungszeiten optimiert. Bis dieses Ziel erreicht ist, bedarf es weiterer klinischer Untersuchungen und der Fortentwicklung der vorhandenen Monitorsysteme, um alle Anästhetikakombinationen gleichermaßen sicher überwachen zu können wie auch Patienten in jedem Lebensalter oder mit bestimmten, z.B. zentralnervösen Begleiterkrankungen.

Literatur

1. Barr G, Jakobsson J, Owall A, Andersen R. Nitrous oxide does not alter bispectral index: study with nitrous oxide as sole agent and as adjunct to i.v. anesthesia. *Br J Anaesth* 1999;82: 827-830
2. Detsch O. Intraoperative Wachheit: Monitoring und Vermeidung. *Anästhesiol Intensivmed* 2001;42: 354 (abstract)
3. Doi M, Gajraj J, Mantzaridis H, Kenny C. Relationship between calculated blood concentrations of propofol and electrophysical variables during emergence from anaesthesia: comparison of bispectral index, spectral edge frequency, median frequency and auditory evoked potential index. *Br J Anaesth* 1997;82: 827-830
4. Domino K, Posner K, Caplan R, Cheney F. Awareness during anesthesia: closed claims analysis. *Anesthesiology* 1999;90: 1053-1061
5. Flaishon R, Windsor A, Sigl J, Sebel PS. Recovery of consciousness after thiopental or propofol: Bispectral index and the isolated forearm technique. *Anesthesiology* 1997;86: 613-619
6. Gan T, Glass P, Windsor A, Payne F, Rosow C, Sebel P, Manberg P. Bispectral index monitoring allows faster emergence and improved recovery from propofol, alfentanil and nitrous oxide anesthesia. *Anesthesiology* 1997;87: 808-815
7. Glass PS, Bloom M, Kears L, Rosow C, Sebel P, Manberg P. Bispectral analysis measures sedation and memory effects of propofol, midazolam, isoflurane and alfentanil in healthy volunteers. *Anesthesiology* 1997;86: 836-847
8. Grouven U, Schultz B, Bokelmann B, Schultz A. EEG-adaptierter Index zur automatischen Bewertung der Hypnosetiefe. *Anästhesiol Intensivmed* 2002, Abstractband DAK, S. 200
9. Guignard B, Coste C, Menigaux C, Chauvin M. Reduced isoflurane consumption with bispectral index monitoring. *Acta Anaesthesiol Scand* 2001;45: 308-314
10. Hans P, Lecoq P, Brichant F, Dewandre P, Lamy M. Effect of epidural bupivacaine on the relationship between the bispectral index and the end-expiratory concentrations of desflurane. *Anaesthesia* 1999;54: 899-908
11. Heneghan C, Thornton C, Navaratnarajah M, Jones J. Effect of isoflurane on the auditory evoked response in man. *Br J Anaesth* 1987;59: 277-282
12. Iselin-Chaves I, Flaishon R, Sebel P, Howell S, Gan T, Sigl J, Ginsberg B, Glass PS. The effect of the interaction of propofol and alfentanil on recall, loss of consciousness and the bispectral index. *Anesth Analg* 1998;87: 949-955
13. Johansen JW, Sebel PS. Development and clinical application of electroencephalographic bispectrum monitoring. *Anesthesiology* 2000;93: 1336-1344
14. Jones J. Hearing and memory in anaesthetised patients. *BMJ* 1986;292: 1291-1293
15. Kato H, Suzuki A, Ikeda K. Electroencephalographic derivatives as a tool for predicting the depth of sedation and anesthesia induced by sevoflurane. *Anesthesiology* 1998;88: 642-650
16. Kerssens C, Klein J, van der Woerd A, Bonke B. Auditory

- information processing during adequate propofol anesthesia monitored by electroencephalogram bispectral index. *Anesth Analg* 2001;92:1210-1214
17. *Kraus G, Mogendorf F, Bartlog M, Grouven U, Schultz B.* Propofoldosierungen und Aufwachzeiten bei Carotis-Ops ohne und mit EEG-Monitoring (Narcotrend®). *Anästhesiol Intensivmed* 2000;41: 390 (abstract)
18. *Kreuer S, Biedler A, Larsen R, Schoth S, Altmann S, Wilhelm W.* The Narcotrend™ - a new EEG monitor designed to measure the depth of anesthesia: A comparison with bispectral index monitoring. *Anaesthesist* 2001;50: 921-925
19. *Kreuer S, Biedler A, Larsen R, Schoth S, Altmann S, Wilhelm W.* The Narcotrend™ - a new EEG monitor, allows faster emergence and a reduction of drug consumption in propofol/remifentanyl anesthesia- A comparison with bispectral index monitoring and a standard anesthetic practice group. *Anesthesiology* 2002;96: A-1143 (abstract)
20. *Kreuer S, Molter G, Biedler A, Larsen R, Schoth S, Wilhelm W.* Narcotrend-Stadien und endexpiratorische Desflurankonzentrationen. *Anaesthesist* 2002;51: 800-804
21. *Kreuer S, Wilhelm W, Biedler A, Brün K, Schoth S, Altmann S, Larsen R.* Validierung der automatisierten EEG-Analyse nach Kugler (Narcotrend) durch visuelle Nachbefundung. *Anästhesiol Intensivmed* 2001;42: 508 (abstract)
22. *Kreuer S, Wilhelm W, Larsen R* and the Narcotrend Study Group. Narcotrend-EEG-monitoring facilitates faster emergence after propofol anaesthesia: a multicenter study in 4630 patient. *Eur J Anaesthesiol* 2002;18 (Suppl 24): 24 (abstract)
23. *Kugler J.* Elektroenzephalographie in Klinik und Praxis. Thieme, Stuttgart New York 1981
24. *Liu J, Singh H, White PF.* Electroencephalogram bispectral analysis predicts the depth of midazolam-induced sedation. *Anesthesiology* 1996;84: 64-69
25. *Liu W, Thorp T, Graham S, Aitkenhead A.* Incidence of awareness with recall during general anaesthesia. *Anaesthesia* 1991;46: 435-437
26. *Lubke GH, Kerssens C, Phaf H, Sebel PS.* Dependence of explicit and implicit memory on hypnotic state in trauma patients. *Anesthesiology* 1999;90: 670-680
27. *Lyons G, Macdonald R.* Awareness during caesarean section. *Anaesthesia* 1991;42: 195-198
28. *Mappes A, M.D. Gruendel M, Kuppe H.* Comparison of bispectral index and patient state index during induction of anesthesia for open heart surgery. *Anesthesiology* 2001;95: A-279 (abstract)
29. *Morioka N, Ozaki M, Matsukawa T, Sessler D, Atarashi K, Suzuki H.* Ketamine causes a paradoxical increase in the bispectral index. *Anesthesiology* 1997;87: A-502 (abstract)
30. *Pacelli G, Cullen B, Starr A.* Effects of thiopental and ketamine on middle latency auditory evoked responses. *Anesthesiology* 1983;59: A-366 (abstract)
31. *Pedersen T, Johansen H.* Serious morbidity attributable to anaesthesia: consideration for prevention. *Anaesthesia* 1989;44: 504-508
32. Produktinformation zum Alaris AEP-Monitor. Alaris Medical Systems, Hampshire, UK, 04/2001
33. Produktinformation zum Patient State Analyzer PSA 4000. Physiometrix, Baxter Health Care Corporation, Round Lake, IL, USA, 06/2000
34. *Rampil IJ.* A primer for EEG signal processing in anesthesia. *Anesthesiology* 1998;89: 980-1002
35. *Ranta S, Laurila R, Saario J, Ali-Melkkila T, Hynynen M.* Awareness with recall during general anesthesia: Incidence and risk factors. *Anesth Analg* 1998;86: 1084-1089
36. *Sakai T, Singh W, Kudo T, Matsuki A.* The effect of ketamine on clinical endpoints of hypnosis and EEG variables during propofol infusion. *Acta Anaesthesiol Scand* 1999;43: 212-216
37. *Sandin R, Enlund G, Samuelsson P, Lennmarken C.* Awareness during anaesthesia: a prospective case study. *Lancet* 2000;355: 707-711
38. *Schultz B, Grouven U, Schultz A.* Automatic classification algorithms of the EEG monitor Narcotrend for routinely recorded EEG data from general anaesthesia: a validation study. *Biomed Tech* 2002, 47: 9-13
39. *Schultz B, Schultz A, Grouven U.* Sleeping Stage Based Systems (Narcotrend). In: Bruch H-P et al. (eds). *New Aspects of High Technology in Medicine.* Monduzzi Editore, Bologna 2000: 285-291
40. *Schwender D, Klasing S, Conzen P, Finsterer U, Pöppel E, Peter K.* Effects of anesthesia with increasing endexpiratory concentrations of sevoflurane on mid-latency auditory evoked potentials. *Anesth Analg* 1995;80: 499-505
41. *Schwender D, Klasing S, Conzen P, Finsterer U, Pöppel E, Peter K.* Mid-latency auditory evoked potentials during anaesthesia with increasing endexpiratory concentrations of desflurane. *Acta Anaesthesiol Scand* 1996;40: 171-176
42. *Song D, Girish P, White P.* Titration of volatile anaesthetics using bispectral index facilitates recovery after ambulatory anaesthesia. *Anesthesiology* 1997;87: 842-848
43. *Struys M, Versichelen L, Byttebier G, Motier E, Moerman A, Rolly G.* Clinical usefulness of the bispectral index for titrating propofol target effect-site concentration. *Anaesthesia* 1998;53: 4-12
44. *Suzuki M, Edmonds H, Tsueda K, Malkani A, Roberts C.* Effect of ketamine causes a paradoxical increase in the bispectral index. *J Clin Monit Comput* 1998;14: 373
45. *Tang J, Ma H, White PF, Pearce S, Wender RH.* Comparative evaluation of patient state index (PSI) and bispectral index (BSI) values during ambulatory anaesthesia. *Anesthesiology* 2002;96: A-547 (abstract)
46. *Thornton C, Heneghan C, Navaratnarajah M, Bateman P, Jong J.* Effect of etomidate on the auditory evoked response in man. *Br J Anaesth* 1985;57: 554-561
47. *Thornton C, Konieczko K, Knight A, Kaul B, Jones J, Dore C, White D.* Effect of propofol on the auditory evoked response and oesophageal contractility. *Br J Anaesth* 1989;63: 411-417.
48. *Wilhelm W, Kreuer S, Larsen R. und die Narcotrend-Studiengruppe.* Narcotrend-EEG-Monitoring bei total intravenöser Anästhesie: Klinische Erfahrungen bei 4630 Patienten. *Anaesthesist* 2002, 51: 980-988.

Korrespondenzadresse:

Priv.-Doz. Dr. med. *Wolfram Wilhelm*
 Klinik für Anaesthesiologie und Intensivmedizin
 Universitätskliniken des Saarlandes
 D-66421 Homburg/Saar.
 E-Mail: wolfram.wilhelm@uniklinik-saarland.de