Anaesthesist
https://doi.org/10.1007/s00101-017-0356-7

© Springer Medizin Verlag GmbH 2017

P. Michels[1] · A. Bräuer[1] · M. Bauer[1] · M. Söhle[2]

[1] Klinik für Anästhesiologie, Universitätsklinikum Göttingen, Göttingen, Deutschland

[2] Klinik für Anästhesiologie und Operative Intensivmedizin, Universitätsklinikum Bonn, Bonn, Deutschland

Neurophysiologisches Monitoring bei operativen Eingriffen

Wolfgang Dick schrieb 1988 u. a. folgende Geleitworte in *Cerebrales Monitoring in der Anästhesie*:

Möge dieses Buch dazu beitragen, das Bewußtsein um die Notwendigkeit des cerebralen Monitorings nicht nur für bestimmte Eingriffe, sondern generell in der Anästhesie zu wecken, die Kenntnisse und das Methodenreservoir des cerebralen Monitorings zu erweitern und insbesondere die anstehenden Probleme zu lösen [7].

Hintergrund

Die intraoperative Überwachung der Patienten beschränkte sich trotz des oben genannten Zitats noch über viele Jahre regelmäßig auf die klinische Beobachtung sowie das Monitoring von Elektrokardiogramm (EKG), Blutdruck und peripherer arterieller Sauerstoffsättigung. Mithilfe dieser gewonnenen Informationen wurde eine perioperative Therapie gesteuert, die die adäquate Perfusion und Sauerstoffversorgung des Organismus aufrechterhalten sollte. Ebenso wurde gehofft, mit diesen Werten eine Aussage über die „Narkosetiefe" ableiten zu können. Eine direkte Überwachung des Versorgungs- und Funktionszustandes des zentralen (ZNS) und des peripheren (PNS) Nervensystems war mithilfe dieser Standardverfahren jedoch nicht möglich. In den letzten Jahren erfuhr das Spektrum der perioperativ eingesetzten Monitoring-Verfahren, mit denen sowohl der Anästhesist als auch der Chirurg einzelne ZNS- oder PNS-Funktionen überwachen kann, eine deutliche Erweiterung. So besteht nun z. B. die Darstellungsmöglichkeit der Auswirkungen der eingesetzten Anästhetika oder der operativen Manipulation auf das Nervensystem.

Auch halten zunehmend Methoden Einzug in den anästhesiologischen Alltag, die in enger Abstimmung mit dem Chirurgen das operative Vorgehen direkt beeinflussen können. So können durch den Einsatz von Verfahren wie Elektromyographie (EMG) und/oder Ableitung evozierter Potenziale (EP) Reaktionen der neuronalen Erregung sichtbar gemacht werden, die ansonsten aus verschiedenen Gründen (z. B. sterile Abdeckung, Lagerung, Stärke der Reizantwort) für den Operateur nicht erkennbar wären. Ergänzend ermöglichen diese Verfahren die Lokalisation sonst schwer identifizierbarer neuronaler Strukturen im Operationsgebiet, die eine erhebliche funktionelle Bedeutung für den Patienten besitzen. Damit können sowohl die chirurgische Resektion des Gewebes gezielt beschränkt als auch das funktionelle Ergebnis für den Patienten verbessert werden. Ergänzend kann z. B. eine Schädigung des ZNS durch eine perfusionsbedingte Minderversorgung (Hypotonie, Abklemmmanöver einer Arterie) erkannt, folgend gemindert oder vermieden werden.

Das intraoperative neurophysiologische Monitoring (IONM) kommt also insbesondere zum Einsatz, wenn durch die perioperative Situation eloquente Hirnareale oder neuronale Strukturen in ihrer Integrität gefährdet sind.

Anwendungsgebiete

Bei der Betrachtung der Anwendungsgebiete des IONM wird prinzipiell unterschieden zwischen Methoden zur:

- Identifikation neuronaler Strukturen im Operationsgebiet (z. B. EMG oder kortikales „mapping"),
- Funktionsüberwachung nervaler Strukturen (z. B. prozessiertes Elektroenzephalogramm [pEEG]),
- Detektion drohender oder manifester Schäden neuronaler Strukturen (z. B. EMG, EP, Nahinfrarotspektroskopie [NIRS]).

Diese Einteilung ist nicht als starr zu verstehen, sondern besitzt fließende Übergänge.

Prozessiertes Elektroenzephalogramm

Das pEEG ist wahrscheinlich das am häufigsten genutzte IONM und wird oftmals als Instrument zur Messung der „Narkosetiefe" angesehen. Narkose besteht jedoch im Grundsatz aus den Komponenten Hypnose, Analgesie und Muskelrelaxation, wobei die eingesetzten Anästhetika diese 3 Komponenten in sehr unterschiedlichem Ausmaß beeinflussen. Während der Grad der Muskelrelaxation über die Relaxometrie sehr gut überwacht werden kann [22], steckt das Analgesie-Monitoring noch in den Anfangsstadien. Hierfür stehen zwar entsprechende kommerzielle Systeme zur Verfügung, diese haben aber bisher nicht den Weg in die klinische Routine gefunden [38]. Ein pEEG al-

Published online: 24 August 2017

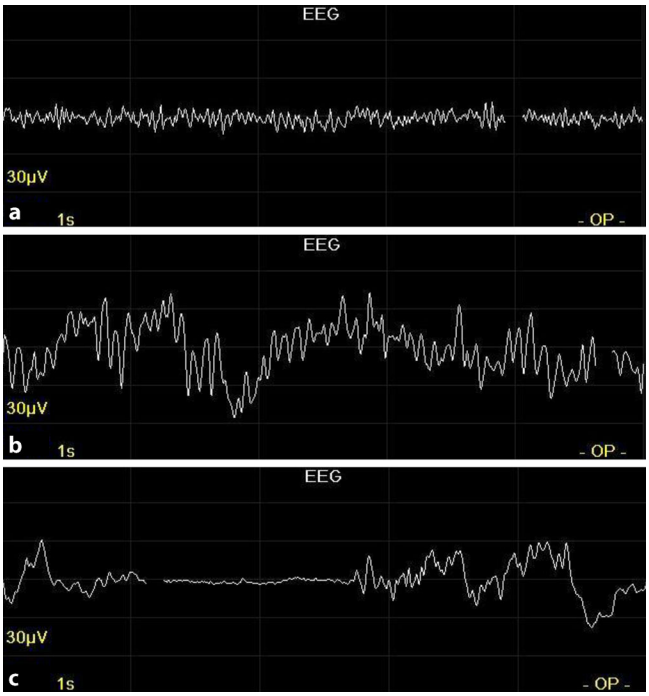

Abb. 1 ◄ Elektroenzephalographie(EEG)-Stadien. **a** Beta-EEG: hochfrequentes EEG-Signal mit kleiner Amplitude, **b** Delta-EEG: niederfrequentes EEG-Signal mit großer Amplitude, **c** „Burst-suppression"-Muster: Nulllinien-EEG im Wechsel mit „bursts" elektrischer Aktivität

lein kann also nur die Überwachung der Teilnarkosekomponente „Hypnose" ermöglichen [4].

Der Vorteil dieses Informationsgewinns besteht darin, die hypnotische Komponente einer Narkose gezielt titrieren zu können. Hierdurch soll einerseits eine zu hohe Hypnotikagabe verhindert werden, die zu übermäßigen Blutdruckabfällen führt und möglicherweise das Risiko für das Auftreten eines postoperativen Delirs erhöht [24, 28, 35]. Andererseits soll das Risiko einer intraoperativen Wachheit („awareness" oder „recall") durch eine zu geringe Hypnotikagabe minimiert werden [25].

» Anwendung des pEEG reduziert Anästhetikaverbrauch und stabilisiert Hämodynamik

In zahlreichen Studien konnte gezeigt werden, dass durch die Anwendung des pEEG der Anästhetikaverbrauch reduziert und die Aufwachzeiten verkürzt werden sowie die „Hämodynamik" stabiler ist.

Da die Problematik einer zu geringen Hypnosetiefe mit einhergehender unerwünschter intraoperativen Wachheit (Awareness) bei bestimmten Patientengruppen ausgeprägter ist, besteht die Indikation insbesondere bei kardiochirurgischen Eingriffen, Polytraumaversorgung und Narkosen zur Sectio caesarea. Im Vergleich zur balancierten Anästhesie ist eine totale intravenöse Anästhesie (TIVA) nicht per se mit einem erhöhten Awareness-Risiko verbunden, wohl aber fehlt bislang in der klinischen Routine die Möglichkeit zur endtidalen Überwachung der Anästhetikakonzentration. Das pEEG dient gewissermaßen als Ersatz für die endtidale Messung und quantifiziert direkt die hypnotische Wirkung des Propofols.

Die Anwendung des pEEG wird für folgende Patientengruppen empfohlen [9, 26]:

- Patienten bei kardiochirurgischen Eingriffen,
- Patienten mit früherer Awareness,
- Patienten mit Alkohol- oder Opiatmissbrauch,
- alte Patienten,
- Patienten mit schwerwiegenden Begleiterkrankungen,
- Patienten, bei denen die TIVA als Anästhesieform eingesetzt wird.

Diese Empfehlungen konzentrieren sich auf die Anwendung des pEEG bei den Hauptrisikogruppen für intraoperative Wachheit (Awareness). Allerdings wird die Vermeidung von intraoperativer Wachheit durch den Einsatz des pEEG in der Literatur durchaus kontrovers diskutiert [2] und konnte auch nicht in allen Studien belegt werden.

Da gegen die Anwendung des pEEG prinzipiell keine Kontraindikation besteht, kann diese Information über die Hypnosetiefe für den Anästhesisten bei jedem Patienten ein weiterer Informationsbaustein für die patientenindividuelle Durchführung der Anästhesie sein.

Das pEEG kann jedoch keine Voraussagen über die Hypnosetiefe in den nächsten Minuten treffen, sondern zeigt, technisch bedingt, mit einer gewissen zeitlichen Verzögerung, welche Hypnosetiefe in der Vergangenheit geherrscht hat [16]. Aus diesem Grund ist zur Titrierung der Hypnotikagabe sowohl der aktuelle Indexwert als auch der zeitliche Verlauf im Trend zu beachten.

Das pEEG erlaubt ebenso keine Voraussagen, ob auf einen bestimmten chirurgischen Reiz eine motorische Reaktion erfolgen wird oder nicht. Dies ist, vereinfacht gesagt, ein spinales Geschehen, das hauptsächlich mit Nozizeption und Analgesie, aber weniger mit Hypnose zu tun hat.

Funktionsprinzip gebräuchlicher pEEG-Monitore

Die gebräuchlichsten pEEG-Monitore erfassen das EEG-Signal der Rinde des Frontalhirns, das aus einem Summationspotenzial der großen Pyramidenzellen der Hirnrinde entsteht, die wiederum durch tiefer liegende Strukturen moduliert werden.

Die Frequenzen des EEG werden willkürlich in folgende 4 Bereiche eingeteilt:

- Beta-Frequenzband: >13 Hz,
- Alpha-Frequenzband: 8–13 Hz,
- Theta-Frequenzband: 4–8 Hz,
- Delta-Frequenzband: 0,5–4 Hz.

Im Rahmen einer Narkoseinduktion wechselt typischerweise das EEG-Muster mit zunehmender Hypnose vom Beta- zum Delta-EEG. Bei noch tieferer Hypnose kommt es zunächst zu einem „Burst-suppression"-Muster und folgend zu einem isoelektrischen EEG. Diese EEG-Muster können im Roh-EEG, das ein pEEG-Monitor neben den Indexwer-

ten immer anzeigen sollte, problemlos erkannt werden ([12]; ◘ **Abb. 1**).

Anhand eines bereits während der Narkoseinduktion abgeleiteten EEG-Monitorings können die Kurvenveränderungen zwischen Beta- und Delta-EEG regelmäßig beobachtet werden, sodass der Anästhesist mehr Erfahrung und damit Sicherheit in der Erkennung der Rhythmen gewinnen kann.

Prozessierung des Elektroenzephalographiesignals

Nachdem mithilfe verschiedener Filter offensichtliche Artefakte eliminiert wurden, wird das EEG-Signal gemäß herstellereigenen Algorithmen mittels komplexer mathematischer Verfahren wie z. B. einer Fast-Fourier-Transformation oder Bispektralanalyse analysiert und die Hypnosetiefe als ein Wert zwischen 0 und 100 angegeben. Hierbei entspricht ein Wert von 0 einem isoelektrischen EEG, ein Wert von 100 dem Zustand kompletter Wachheit. Die Werte dazwischen sind jedoch nicht zwischen den einzelnen Geräten und Herstellern vergleichbar, sodass als Zielwerte eines entsprechenden Hypnosestadiums stets die Angaben des Geräteherstellers beachtet werden müssen.

Auch wenn aktuell die meisten Studien für die Anwendung des BIS®-Monitors (Medtronic, Minneapolis, USA) vorliegen, sind prinzipiell der Narcotrend®-Compact M Monitor (Narcotrend-Gruppe, Hannover, Deutschland) sowie die E-Entropy® (GE Healthcare, Chicago, USA) ebenfalls einsetzbar [24]. Einzelne Vergleiche verschiedener pEEG-Monitorsysteme liegen zwar vor, sind aber aufgrund der häufigen Änderungen der Software-Versionen nur sehr begrenzt aussagefähig (◘ **Abb. 2**).

Neben der Angabe des Indexwerts (sowohl aktuell als auch im Trend) erfährt der Anästhesist, über welchen prozentualen Anteil der Beobachtungsdauer das pEEG isoelektrisch ist und ein Burst-suppression-Muster vorliegt (◘ **Abb. 3**).

Praktische Anwendung

Die Elektrodenposition sollte nach den Angaben des Herstellers des pEEG-Mo-

Zusammenfassung · Abstract

Anaesthesist https://doi.org/10.1007/s00101-017-0356-7
© Springer Medizin Verlag GmbH 2017

P. Michels · A. Bräuer · M. Bauer · M. Söhle

Neurophysiologisches Monitoring bei operativen Eingriffen

Zusammenfassung

Der Einsatz des intraoperativen neurophysiologischen Monitorings (IONM) gewinnt zunehmend an Bedeutung in der klinischen Routine. Mithilfe des IONM kann neben der Lokalisierung nervaler Strukturen der Funktions- und Versorgungszustand des Nervensystems beim anästhesierten Patienten dargestellt werden. Dies ermöglicht dem Operateur, nervale Strukturen und Hirnareale zu erkennen und, wenn möglich, zu schonen. Dem Anästhesisten erlaubt IONM, sowohl den Operateur auf eine Gefährdung des Patienten hinzuweisen als auch die Narkose und kardiopulmonale Therapie individuell patientengerecht anzupassen. Diese Maßnahmen können u. a. wahrscheinlich die Auftretenshäufigkeit des postoperativen Delirs oder des kognitiven Defizits senken. Um dieses Potenzial auszuschöpfen, müssen Anästhesist und Chirurg die IONM-Verfahren sicher anwenden und deren Ergebnisse interpretieren können. Hierfür sind Kenntnisse über die grundlegenden Techniken und deren Anwendungsmöglichkeiten notwendig. Wichtig ist aber auch das Wissen, inwieweit die Ergebnisse durch z. B. Anästhetika beeinflusst werden und damit die Aussagekraft des IONM beschränken. Die totale intravenöse Anästhesie (TIVA) ist das Anästhesieverfahren, das ein IONM prinzipiell am wenigsten beeinflusst. Wichtig ist die Vermeidung von Bolusgaben, um eine möglichst konstante Anästhetikakonzentration zu gewährleisten. Ebenso sollte auf den Einsatz lang wirksamer Muskelrelaxanzien verzichtet werden, da eine Muskelrelaxierung die Ableitung der Elektromyographiesignale und der Signale motorisch evozierter Potenziale verhindern kann. Durch den Einsatz des IONM können Anästhesist und Chirurg während der intraoperativen Phase Veränderungen der Funktion des Nervensystems erkennen, bevor es zum irreversiblen Schaden kommt.

Schlüsselwörter

Nervensystem · Elektroenzephalographie · Elektromyographie · Evozierte Potenziale · Nahinfrarotspektroskopie

Neurophysiological monitoring during surgical procedures

Abstract

The application of intraoperative neurophysiological monitoring (IONM) is gaining more and more importance in daily clinical practice. The use of IONM allows the localization of neural structures and to control functioning of the peripheral and central nervous systems in anesthetized patients. This enables surgeons to identify and to protect neural structures and cerebral areas. The use of IONM also enables anesthesiologists to adjust anesthesia and cardiopulmonary therapy to the individual needs of the patient. Thereby, it may be possible to reduce the incidence of postoperative delirium and the incidence of postoperative cognitive deficits. To exploit the full potential anesthesiologists and surgeons must be able to use the methods of IONM safely and understand the results; therefore, basic knowledge of the technology, options and limitations of IONM is necessary. It is also important to be aware of the influence of anesthetics on the methods of IONM. Total intravenous anesthesia (TIVA) is the anesthetic method of choice, because it has only minimal influence on IONM methods. It is important to avoid bolus injections of hypnotics to achieve stable blood concentrations. Long- acting neuromuscular blocking agents should be avoided, because they disturb the signals of electromyography and motor-evoked potentials. By using IONM anesthesiologists and surgeons can identify changes in the function of the peripheral and central nervous system prior to irreversible damage.

Keywords

Nervous system · Electroencephalography · Electromyography · Evoked potentials · Near-infrared spectroscopy

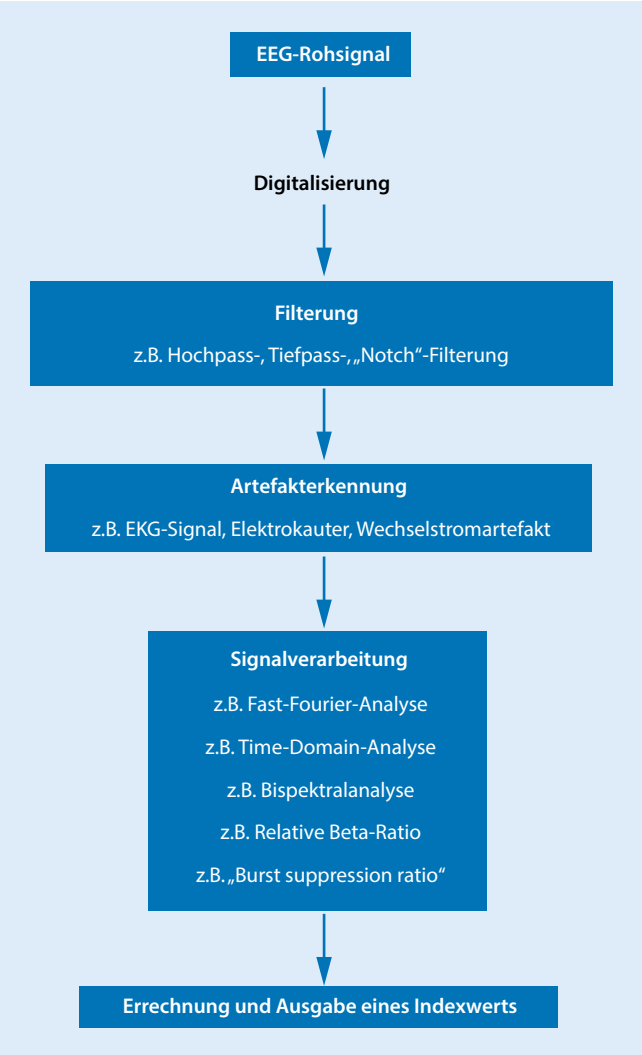

Abb. 2 ◄ Ablaufschema der Prozessierung eines Elektroenzephalographiesignals. *EEG* Elektroenzephalographie, *EKG* Elektrokardiogramm

Abb. 3 ◄ Nulllinien-Elektroenzephalogramm mit der Angabe einer „burst suppression ratio" von 99 % während eines Aortenbogenersatzes mit tiefer Hypothermie (*Anzeige rechts oben*)

nitors erfolgen. Vor dem Aufbringen der zu verwendenden Ableitelektroden muss die Haut mehr oder weniger intensiv vorbereitet werden. Diese Vorbereitung dient dazu, den elektrischen Widerstand der Haut auf Werte unter 5 kΩ zu reduzieren. In der Regel wird die Haut mit Alkohol entfettet, und die EEG-Elektroden werden aufgeklebt. Sollte dies nicht ausreichen, können folgende Maßnahmen ergriffen werden:

- Abrasion der obersten Hautschicht mithilfe einer speziellen Präparationscreme oder eines Abrasionsbandes,
- erneutes Entfetten der Haut,
- Aufbringen von neuem Elektrodengel auf die EEG-Elektroden.

Interpretation

Die alleinige Beachtung der Zahl, die den Hynosetiefenindex ausdrückt, kann irreführend sein, wenn Artefakte vorliegen. Der vom pEEG-Monitor angezeigte Wert sollte deshalb immer zusammen mit dem dargestellten EEG-Rohsignal interpretiert werden. Wichtig ist die Wahl der adäquaten Amplitudenverstärkung, um das EEG-Muster zuverlässig erkennen zu können (◘ **Abb. 4**).

Fehlerquellen

Jedes Überwachungsverfahren hat seine Stärken und Schwächen. Auch das pEEG ist nicht fehlerfrei und kann durch verschiedenste Einflüsse gestört werden oder unzureichend funktionieren [33]. Typische Ableitungs- und Interpretationsstörungen entstehen durch [4]:

- elektrische Interferenzen durch z. B. Schrittmacher oder endoskopische „shaver",
- Ausgabe falsch-niedriger Werte bei Hypoglykämie, Herz-Kreislauf-Stillstand, zerebraler Ischämie, deutlicher Hypothermie, Alzheimer-Demenz, Schädel-Hirn-Trauma (SHT), postiktalem Zustand, „Low-voltage"-EEG, Einnahme von Psychopharmaka,
- Ausgabe falsch-hoher Werte bei vermehrter EMG-Aktivität, Anwendung eines Elektrokauters.

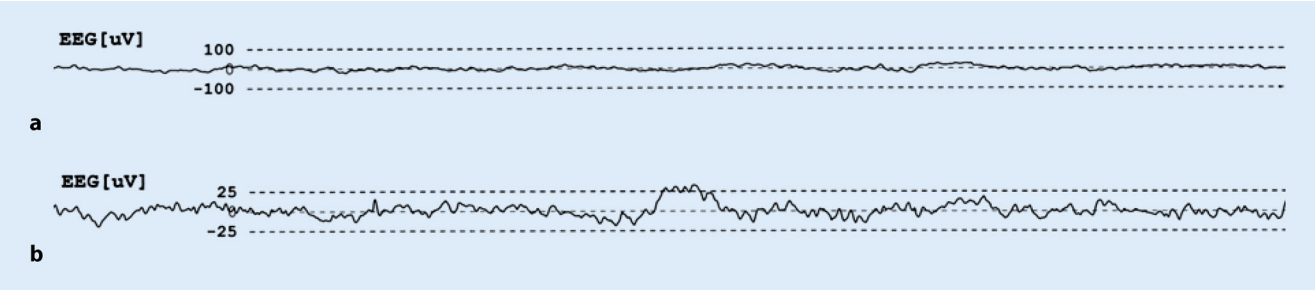

Abb. 4 ▲ Elektroenzephalographie(EEG)-Signal eines narkotisierten Patienten im Abstand von wenigen Sekunden mit unterschiedlicher Auflösung. **a** Beidiesem EEG-Signal ist nicht zu erkennen, um welchen EEG-Rhythmus es sich handelt. **b** Bei adäquater Auflösung wird deutlich, dass ein Delta-EEG mit langsamen Frequenzen und hoher Amplitude vorliegt

Es ist wichtig, dass die Nutzung der Geräte erst nach adäquatem Training erfolgt, da die Anwender die potenziellen Limitationen der Geräte kennen müssen, um Kurven und Werte sinnvoll interpretieren zu können. Die Kosten für die Anwendung eines pEEG bewegen sich zwischen einigen Cent (z. B. Narcotrend) und mehreren Euro (z. B. BIS) für spezielle Einmalklebeelektoden. Beim Einsatz der preisgünstigeren Varianten muss jedoch häufig deutlich mehr Zeit investiert werden, um eine technisch einwandfreie EEG-Ableitung mit ausreichend niedrigen Impedanzen zu erreichen.

Elektroneurographie/ Elektromyographie

Die elektrische Nervenleitung kann mithilfe der Elektroneurographie, die Muskelfunktion nach nervaler Stimulation mithilfe der Elektromyographie beurteilt werden. Beide Verfahren werden im klinischen Sprachgebrauch als EMG bezeichnet. Bei Einsatz des EMG als IONM wird z. B. durch die elektrische Stimulation des Nerven über die motorische Leitungsbahn eine Muskelaktivität ausgelöst und das dazugehörige Muskelsummenaktionspotenzial (MSAP) als akustisches und/oder grafisches Signal angezeigt. Diese Form kann als getriggerte oder stimulierte EMG bezeichnet werden. Typische Einsatzgebiete der EMG sind Operationen von Schilddrüse (SD) sowie Parotis und in zunehmender Häufigkeit auch die Wirbelsäulen(WS)-Chirurgie.

Schilddrüsenchirurgie

Vorteile durch intraoperatives neurophysiologisches Monitoring

Zu den schwerwiegendsten intra- und postoperativen Komplikationen der SD-Chirurgie zählt die Verletzung des N. laryngeus recurrens (NLR) mit daraus resultierender Stimmbandlähmung. Der Goldstandard zur Schonung des NLR ist die visuelle Identifizierung, die jedoch bei mehr als 25 anatomischen Verlaufsvariationen des NLR oftmals erschwert ist [39].

Vorteile des IONM fasste die Chirurgische Arbeitsgemeinschaft Endokrinologie wie folgt zusammen:

Das intraoperative Neuromonitoring (IONM) ergänzt die visuelle Nervendarstellung durch eine Funktionsanalyse, die nicht nur die Erkennung des N. recurrens verbessert und eine Unterscheidung zwischen nervalen und nichtnervalen Strukturen erlaubt, sondern auch eine Prädiktion hinsichtlich der postoperativ zu erwartenden Stimmlippenfunktion erlaubt [11].

Sollte intraoperativ ein Verlust des NLR-EMG-Signals während der Resektion der ersten Seite der SD auftreten, bietet sich dem Operateur die Möglichkeit des Strategiewechsels mit dem Verzicht auf eine in gleicher Sitzung vorzunehmende bilaterale Resektion, die mit dem Risiko der beidseitigen Recurrensparese einhergehen würde. Nach entsprechender postoperativer Evaluation kann die notwendige Operation dann zweizeitig durchgeführt werden. So empfiehlt die Chirurgische Arbeitsgemeinschaft Endokrinologie:

Bei benigner Struma und geplanter Thyreoidektomie wird bei präoperativ bilateral intakter Stimmlippenfunktion ein Strategiewechsel empfohlen, wenn auf der zuerst resezierten Seite ein Signalausfall gesichert wurde. Bei maligner Struma und Sicherung eines Signalausfalls auf der erstoperierten Seite hängt die Entscheidung über eine kontralateral ein- oder zweizeitige Resektion von der Art und Ausdehnung des Malignoms ab. (Dralle et al. [11])

Praktische Anwendung

Die Ableitung des EMG-Signals des M. vocalis kann über zweierlei Methoden erfolgen: Entweder bringt der Chirurg Nadelelektroden durch das Lig. cricothyreoideum direkt in den M. vocalis ein, oder es erfolgt die indirekte Ableitung des entsprechenden Muskelaktionspotenzials der Kehlkopfbinnenmuskulatur über eine auf den Tubus aufgebrachte Elektrode, die auf Höhe der Stimmlippenebene liegt. Die optimale Stromstärke zur suffizienten Nervenstimulation beträgt zwischen 1 und 2 mA und ist somit ca. 3-mal höher als die Schwellenstromstärke des NLR (◘ **Abb. 5**).

Die Verwendung von Tubuselektroden hat den Vorteil der geringeren Invasivität und der bilateralen Ableitungsmöglichkeit. Von Nachteil ist allerdings, dass sich die Position der Ableitelektrode zur Glottisebene hin verändern und somit ein „falsch-negativer" Signalverlust resultieren kann. Dies kann bedingt sein durch Lageänderungen des Kopfes wie Reklination und Drehung, aber auch

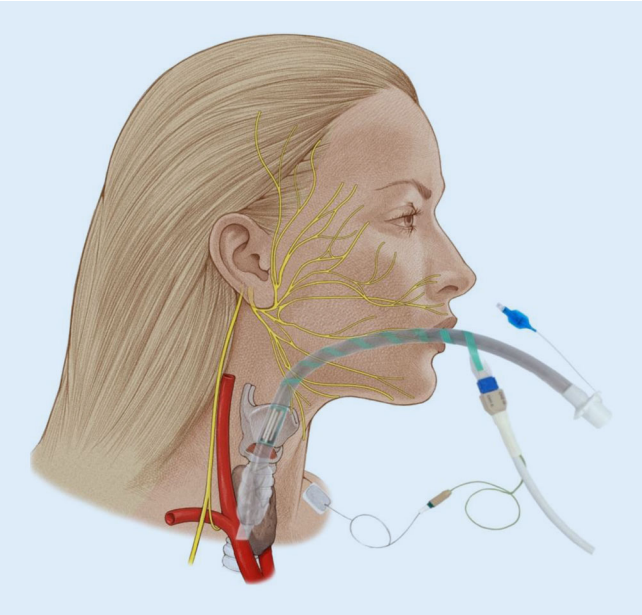

Abb. 5 ◄ Korrekte Lage einer Tubuselektrode; an der Schulter die Erdungselektrode. (Mit freundl. Genehmigung der Inomed GmbH)

durch vom Chirurgen selbst ausgeübten Zug bzw. Druck auf den Tubus.

Der Einsatz von Nadelelektroden umgeht diese Probleme und bietet eine bessere Signalantwort, allerdings mit den Nachteilen der höheren Invasivität und der im Rahmen einer bilateralen Resektion erforderlichen Umplatzierung der Nadeln.

Bei der Auswahl des Ableitverfahrens sind auch die höheren Kosten der Nadel- im Vergleich zur Tubuselektrode zu berücksichtigen, zumal sich bisher keine Unterschiede im Outcome der Patienten zeigten [37].

Besondere anästhesiologische Aspekte

Seitens der Anästhesie ist beim Einsatz der EMG besonders zu beachten, dass eine Muskelrelaxierung die Reizantwort auf den elektrischen Stimulus unterdrücken und somit den Operateur zu falschen Rückschlüssen verleiten kann. Aus diesem Grund sind kurz wirksame und möglichst niedrigdosierte Muskelrelaxanzien zur Intubation vorzuziehen, damit deren Wirkung zeitgerecht nachgelassen hat [17, 21].

Sofern zur Ableitung des Signals eine Tubuselektrode Verwendung findet, obliegen dem Anästhesieteam die korrekte Platzierung und Fixierung dieser Tubuselektrode. Neben vorgefertigten Tuben mit herstellerseitig aufgebrachten Elektroden werden aus Kosten- und Kompatibilitätsgründen oftmals Klebeelektroden benutzt, die der Anästhesiefunktionsdienst auf den Tubus aufbringt. Diese Klebeelektroden müssen – entsprechend der Herstellerangabe und der Größe der Ableitfläche – auf den Tubus oberhalb des Cuff aufgebracht und im Rahmen der Intubation in der Glottisebene positioniert werden. Bei korrekter Lage und Kontakt kann die Antwort des M. vocalis auf die Stimulation des N. vagus oder des NLR erfasst werden. Beachtenswert ist, dass sich die Positionen von Tubusspitze und Cuff und somit auch die der Ableitelektrode durch die Reklination des Kopfes während der intraoperativ notwendigen Hängekopflagerung deutlich verändern. Aus diesem Grund unterpolstern die Autoren des vorliegenden Beitrags noch vor Anästhesiebeginn die Schultern der Patienten und führen die Intubation videolaryngoskopisch durch. Direkt im Anschluss an die endotracheale Intubation wird die zur Operation notwendige Hängekopflagerung unter videolaryngoskopischer Sicht durchgeführt und der Tubus erst nach endgültiger Bestätigung seiner korrekten Position fixiert. Abschließend wird der Kontakt zwischen der Tubuselektrode und der Stimmlippenschleimhaut mithilfe der Impedanzmessung verifiziert; die ermittelte Impedanz sollte <5 kΩ betragen (**Abb. 6**).

Im Rahmen der Vorbereitung ist darauf zu achten, dass der Endotrachealtubus einen ausreichend großen Außendurchmesser hat, um den sicheren Kontakt der Ableitelektrode zur Schleimhaut über den M. vocalis herstellen zu können [10]. Bei der Wahl des Lubrifikationsmittels für den Endotrachealtubus ist zu berücksichtigen, dass dieses kein Lokalanästhetikum enthält, das die Erregungsweiterleitung hemmen kann.

> » Muskelrelaxierung kann das EMG-Signal unterdrücken

Ergänzend zum akustischen Signal wird das EMG optimalerweise als optische Kurve angezeigt und dokumentiert. Aufgrund des jeweils unterschiedlichen Zeitintervalls zwischen Stimulation und Reizantwort von N. vagus und NLR können beide Nerven unterschieden und bei Signaländerung die wahrscheinliche Schädigungslokalisation eingegrenzt werden (**Abb. 6**).

Ein korrekt durchgeführtes IONM vorausgesetzt, ist bei einem normalen EMG zum Operationsende eine postoperative Recurrensparese nahezu ausgeschlossen. Bei einem intraoperativen Signalverlust ist in 33 % der Fälle eine passagere und in 10 % der Fälle eine permanente Recurrensparese zu erwarten.

Da durch den Einsatz dieses IONM-Verfahrens die Auftretenshäufigkeit postoperativer Recurrensparesen gesenkt werden konnte, stellt es inzwischen ein Standardverfahren in der SD-Chirurgie dar [10].

Wirbelsäulenchirurgie

Das Einsatzspektrum des IONM in der WS-Chirurgie umfasst u. a. Eingriffe wie die Korrektur von Fehlstellungen (z. B. Skoliosen, Kyphosen), die Beseitigung von Stenosen und Tumoren sowie die Einbringung von Pedikelschrauben.

Während operativer Eingriffe an der WS kommen Schraubensysteme zum Einsatz. Bei ihrem Einbringen können die dort verlaufenden Nervenbahnen der viszero- und der somatosensiblen Afferenzen sowie der motorischen Effe-

Abb. 6 ◄ Videolaryngoskopiebefund bei korrekter Tubusplatzierung; die Ableitelektroden sind zwischen den Stimmbändern zu sehen

renzen mechanisch geschädigt werden oder übermäßig retrahieren. Dies kann bis hin zum völligen Funktionsverlust führen.

Bei Stabilisierungsoperationen mit einhergehender Versteifung der WS erfolgt häufig der Einsatz von Pedikelschraubensystemen. Zu beachten ist, dass die Platzierung dieser Systeme nicht nur suffizient im Sinne der Festigkeit und des Winkels erfolgen muss, sondern auch unter Schonung der benachbart verlaufenden Nervenbahnen (**Abb. 7**).

Im Gegensatz zum beschriebenen Einsatz der EMG bei SD-Operationen dient das IONM-Verfahren nun aber nicht primär der direkten Nervenidentifizierung, sondern der suffizienten Platzierung und Verankerung der eingeführten Schrauben. Durch einen im Pedikel vorbereiteten dünnen Bohrkanal wird eine Stimulationselektrode eingeführt. Der hierüber abgegebene Strom kann bei zu geringem Abstand zum benachbarten Spinalnerven den dazugehörigen Kennmuskel erregen und ein EMG-Signal erzeugen. Da der knöcherne Pedikel eine Isolationsschicht zwischen Stimulationselektrode und Spinalnerv darstellt, korreliert die Höhe des für ein EMG-Signal notwendigen Stimulationsstroms mit der Dicke des knöchernen Pedikels. Hieraus ist abzuleiten, dass eine hohe Stromstärke zur Auslösung eines EMG-Signals eine geringere Gefahr für eine mediale Pedikelperforation mit Traumatisierung der Spinalnerven bedeutet. Gleichzeitig erhöht sich dadurch die Wahrscheinlichkeit für eine sichere Verankerung des Schraubensystems, da die Schraube an allen Seiten fest im Knochen verankert werden konnte. Erst, wenn die EMG-Ableitung zufriedenstellende Werte anzeigt, wird die Stimulationselektrode entfernt und der vorbereitete Bohrkanal zur weiteren Schraubenplatzierung genutzt. Bei der Interpretation des EMG-Signals muss beachtet werden, auf welcher Höhe die Wirbelsäule operiert wird. Die für einen ausreichenden Abstand der Pedikelschraube zum Spinalnerven mindestens zu applizierende Stromstärke, gekennzeichnet durch die fehlende Auslösung der nervalen Erregung, steigt vom zervikalen zum lumbal/sakralen Bereich an.

Durch die Anwendung des EMG als IONM-Verfahren kann sowohl bei der offenen als auch der perkutanen Pedikelschraubenplatzierung die Häufigkeit postoperativer Probleme wie dauerhafte Schmerzzustände oder Funktionseinbußen reduziert werden [2].

Auch hier ist besonders zu beachten, dass eine bestehende Muskelrelaxierung die Reizantwort auf einen elektrischen Stimulus unterdrücken und somit den Operateur zu falschen Rückschlüssen mit konsekutiver Patientengefährdung verleiten kann.

Ergänzend zum EMG kommen bei Eingriffen an der WS ebenso die im Folgenden beschriebenen Ableitungen der somatosensibel (SSEP) und motorisch (MEP) evozierten Potenzialen zur Anwendung.

Evozierte Potenziale

Die elektrisch erfassbare spinale oder kortikale Reizantwort auf die überschwellige Stimulation eines Nervens wird als EP bezeichnet, wobei zwischen SSEP, MEP, visuell (VEP) und akustisch (AEP) evozierten Potenzialen unterschieden wird. Hervorzuheben ist, dass die Reizantworten in einem zeitlich definierten Abstand zur Reizsetzung stattfinden und dementsprechende Bezeichnungen tragen. Mit der Untersuchung der EP kann das Nervensystem des Patienten auch ohne dessen Kooperation – also unter Anästhesie – untersucht werden.

» Die Ableitelektroden werden entsprechend dem 10-20-System platziert

Erforderlich für eine korrekte Messung und Reproduzierbarkeit sind neben der suffizienten Stimulation die exakt lokalisierten Positionen der Ableitelektroden, um das entsprechende kortikale Gebiet überwachen zu können. Hierfür bedient man sich des 10–20-Systems, das in der Neurophysiologie standardmäßig verbreitet ist (**Abb. 8**).

Ohne elektronische Aufbereitung würden die sehr kleinen Amplituden der SSEP-Signale (0,05–5 µV) durch die wesentlich höhere Signalstärke der EEG-Hintergrundaktivität (5–100 µV) maskiert. Anhand einer hohen Zahl von gleichförmigen, getriggerten Wiederholungen des Reizes („sweeps“) und damit einhergehenden Aufsummierungen und Mittelwertberechnungen des Antwortpotenzials („averaging“) kann das SSEP-Signal jedoch aus dem Hintergrundrauschen herausgerechnet und abgebildet werden. Auch wenn die Genauigkeit des Antwortsignals durch eine möglichst hohe Zahl von Sweeps verbessert wird, muss bei der intraoperativen Anwendung ein Kompromiss zwischen der möglichst hohen Genauigkeit mit einhergehender langer Untersuchungszeit und der möglichst kurzen Zeitdauer bis zu einer verlässlichen Aussage gefunden werden. In der klinischen Routine werden je nach Güte des Antwortsignals

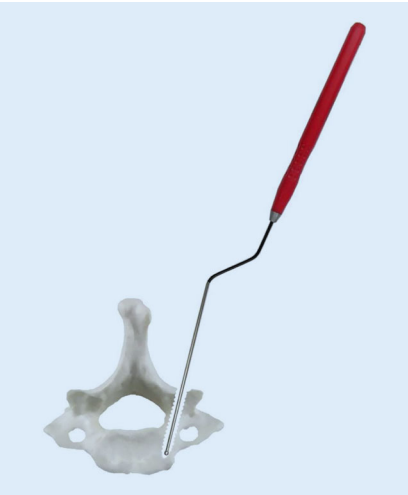

Abb. 7 ▲ Schematisch dargestellter Einsatz einer monopolaren Stimulationselektrode in den Pedikel vor dem Einbringen der eigentlichen Pedikelschraube. (Mit freundl. Genehmigung der Inomed GmbH)

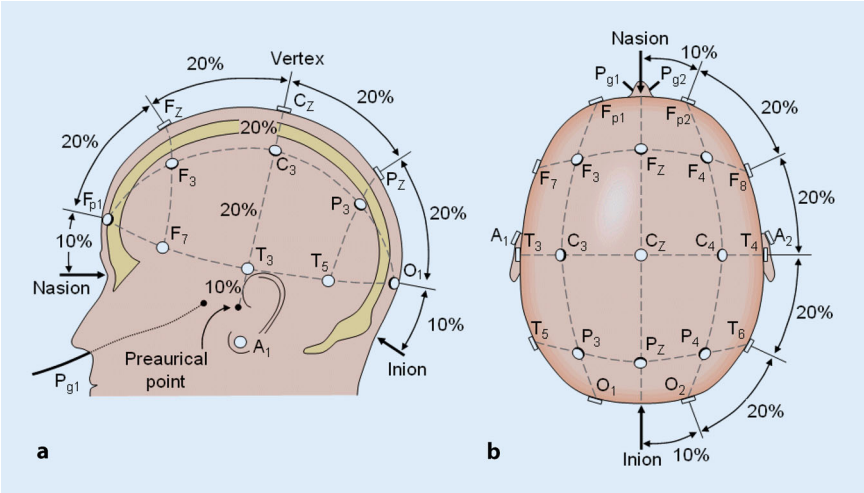

Abb. 8 ▲ Das 10–20-System zur exakten Positionierung der Ableitelektroden; Beispiel eines somatosensorisch evozierten Potenzials des N. medianus: zur Ableitung von C3′ und C4′ jeweils von C3/C4 aus 3 cm Richtung Inion. (Nach [1])

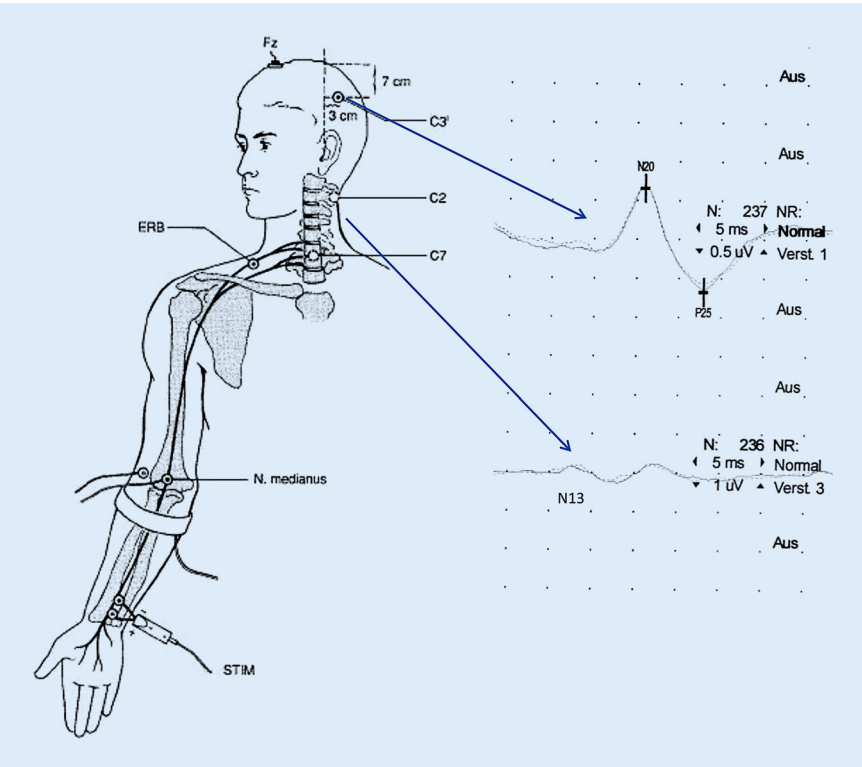

Abb. 9 ▲ Stimulation und Ableitung somatosensorisch evozierter Potenziale des N. medianus. (Mod. nach Stöhr et al. [36])

zwischen 80 und 200 Sweeps benötigt. Definitionsgemäß werden negative Amplituden als positive Ausschläge dargestellt und als N-Welle bezeichnet, die positiven Amplituden hingegen werden als negative Ausschläge dargestellt und als P-Welle mit dem Zusatz der zeitlichen Latenz nach Reizauslösung bezeichnet (also bezeichnet die N20-Welle eine negative Amplitude mit einem positiven Ausschlag ca. 20 ms nach Reizauslösung).

Eine mangelnde Signalqualität kann durch externe Störfaktoren bedingt sein. Neben einer unzureichenden Positionierung der Elektroden mit ungenügendem Sitz oder zu hoher Impedanz können andere elektrische Geräte im OP das Ergebnis beeinflussen. Hervorzuheben sind periodische Wellen durch konvektive Wärmegeräte oder Rechtecksignale, die einige pEEG-Geräte zwecks eigener Impedanzüberwachung erzeugen.

Somatosensorisch evozierte Potenziale

Durch die Stimulation eines sensiblen Nervens kann über den gesamten Verlauf der aszendierenden sensorischen Leitungsbahn ein elektrisches Antwortsignal abgeleitet werden, dass als SSEP bezeichnet wird. Hiermit kann der Funktionszustand der gesamten afferenten Leitungsbahn über den Rückenmarkhinterstrang bis hin zum kontralateralen Gyrus postcentralis (die afferenten Fasern kreuzen im Bereich der Medulla oblongata zur Gegenseite der Stimulation) überwacht werden. In der klinischen Routine hat sich v. a. das Monitoring der Medianus- und Tibialis-SSEP durchgesetzt (◘ **Abb. 9**).

N. medianus

Zur Ableitung eines Medianus-SSEP erfolgt die elektrische Stimulation des

N. medianus am Handgelenk. Typischerweise werden die generierten evozierten Potenziale über dem zervikalen Rückenmark und dem kontralateralen Gyrus postcentralis (3 cm hinter der Position C3 oder C4 des 10–20-Systems) abgeleitet und entsprechend als C3′ oder C4′ bezeichnet. Durch die Ableitung der Medianus-SSEP kann ein das sensorische Handfeld repräsentierender großer Hirnbereich untersucht werden.

N. tibialis

Zur Ableitung eines Tibialis-SSEP erfolgt die elektrische Stimulation des N. tibialis posterior im Innenknöchelbereich des Fußgelenks. Auch hier werden die EP sowohl über dem zervikalen Rückenmark als auch dem zentralen Gyrus postcentralis (3 cm hinter der Position Cz des 10–20-Systems) abgeleitet und entsprechend als Cz′ bezeichnet.

Mithilfe der Tibialis-SSEP kann v. a. die Hinterstrangfunktion des Rückenmarks bei WS-Operationen und thorakalen Aorteneingriffen überwacht werden. Zusätzlich kann mit den Tibialis-SSEP ein Bereich des Gyrus postcentralis an der Mantelkante des Gehirns untersucht werden, der durch die Äste der A. cerebri anterior versorgt und bei alleiniger Ableitung von Medianus-SSEP nicht überwacht wird [19].

Die entscheidenden Determinanten des SSEP sind die zeitliche Latenz (von Stimulus bis Reizantwort) und die Höhe der Amplitude im Verhältnis zu den Ausgangswerten.

Motorisch evozierte Potenziale

Eine Sonderform der EP stellen die MEP dar. Motorisch evozierte Potenziale sind nach den SSEP die am häufigsten intraoperativ untersuchten EP. Nach einer Stimulation des motorischen Kortex kann im Bereich des entsprechenden Kennmuskels eine EMG-Antwort als MEP abgeleitet werden. Somit wird der Funktionszustand des motorischen Kortex sowie der efferenten Leitungsbahnen (sowohl intrakraniell als auch des Tractus corticospinalis im ventralen Rückenmark) beurteilt werden. Bei geschlossener Schädeldecke kann der Reiz über dem motorischen Kortex entweder mithilfe kutaner Elektroden (bevorzugt werden wegen der besseren Befestigung und somit Reproduzierbarkeit sog. Korkenzieher- gegenüber Nadelelektroden) oder durch eine Magnetspule (transkranielle elektrische Stimulation, tcMEP) ausgelöst werden. Ebenso kann der Chirurg unter den Bedingungen einer Kraniotomie mithilfe subduraler, steriler Elektroden (direkte kortikale Stimulation, DCS) den entsprechenden Reiz setzen. Da das Antwortpotenzial im Vergleich zu SSEP deutlich stärker ist, kann auf eine hohe Zahl von Sweeps und das Averaging verzichtet werden. Die Auslösung eines MEP sollte nur in Abstimmung mit den Kollegen der Chirurgie und der Anästhesie vorgenommen werden, da es zu Muskelkontraktionen mit ggf. deutlicher Bewegung des Patienten kommt.

Bei der Interpretation von MEP-Änderungen muss unterschieden werden, ob die Rückenmarkintegrität oder die zerebrale Funktion untersucht werden soll. Aus Ermangelung allgemein akzeptierter Werte werden im klinischen Alltag empirische Grenzwerte berücksichtigt. Bezüglich der Rückenmarkfunktion propagieren die meisten Autoren das *Alles-oder-nichts-Prinzip*; andere Arbeitsgruppen interpretieren eine Amplitudenreaktion bereits als Warnsignal [14, 29]. Bei der Überwachung der zerebralen Funktion wird als pathologischer Grenzwert eine Amplitudenreaktion >50 oder ein notwendiger Anstieg der Stimulationsschwelle um 20 % angenommen [30].

> » Beim Einsatz von MEP muss auf Bissverletzungen und Lagerungsschäden geachtet werden

Beachtenswerte Risiken gibt es nur bei der Anwendung der MEP. Durch den Einsatz hoher Spannungen ist im Einzelfall die Gefahr gegeben, dass geringgradige Verbrennungen an der Kopfhaut entstehen. Durch die ausgelösten Bewegungen können prinzipiell Lagerungsschäden sowie Läsionen an Unterkiefer, Zunge oder Lippen auftreten. Ebenso kann bei entsprechender Prädisposition durch die elektrische Stimulation zur Generierung eines MEP ein epileptischer Anfall ausgelöst werden. Weitere potenzielle Risiken beinhalten die Auslösung von Arrhythmien oder einer Fehlfunktion implantierter Aggregate wie Schrittmacher oder implantierbarer Kardioverter/Defibrillator (ICD, [18]).

Beeinflussung durch Anästhetika

Die verschiedenen EP-Methoden werden sowohl in Amplitude als auch Latenz in unterschiedlich stark durch Medikamente und Umgebungsvariablen beeinflusst. Generell gilt, dass die kortikalen Antworten im stärkerem Maß als die peripheren (Hirnstamm oder spinale) Antworten durch Anästhetika beeinflusst werden.

Damit die EP-Qualitäten über den zu beobachtenden Zeitraum vergleich- und auswertbar sind, müssen die Bedingungen wie Blutdruck, Körpertemperatur und das Anästhesieniveau möglichst konstant gehalten werden. Deshalb sollten Änderungen der Anästhesie mit dem Operateur und dem IONM-Personal besprochen werden. Insbesondere sollten Bolusgaben bzw. rasche Konzentrationsänderungen von Hypnotika vermieden werden.

> » Bolusgaben von Narkotika sind zu vermeiden

Sowohl die Medianus-SSEP als auch das getriggerte EMG sind recht unempfindlich gegenüber der Anwendung volatiler Anästhetika; dies steht jedoch im Gegensatz zu einer deutlichen Amplitudenminderung bei den Tibialis-SSEP und den MEP. Da Opioide nur zu einer geringen Amplitudenminderung führen, sollte deshalb mindestens bei einem komplexeren IONM einer opioidbetonten TIVA der Vorzug gegeben werden (**Abb. 10**).

Eine Muskelrelaxierung hat keine Auswirkungen auf die SSEP, kann jedoch die Ableitungen von EMG und MEP unmöglich machen. Sollte eine intraoperative Muskelrelaxierung erforderlich sein, ist der Einsatz der Relaxometrie unbedingt zu beachten.

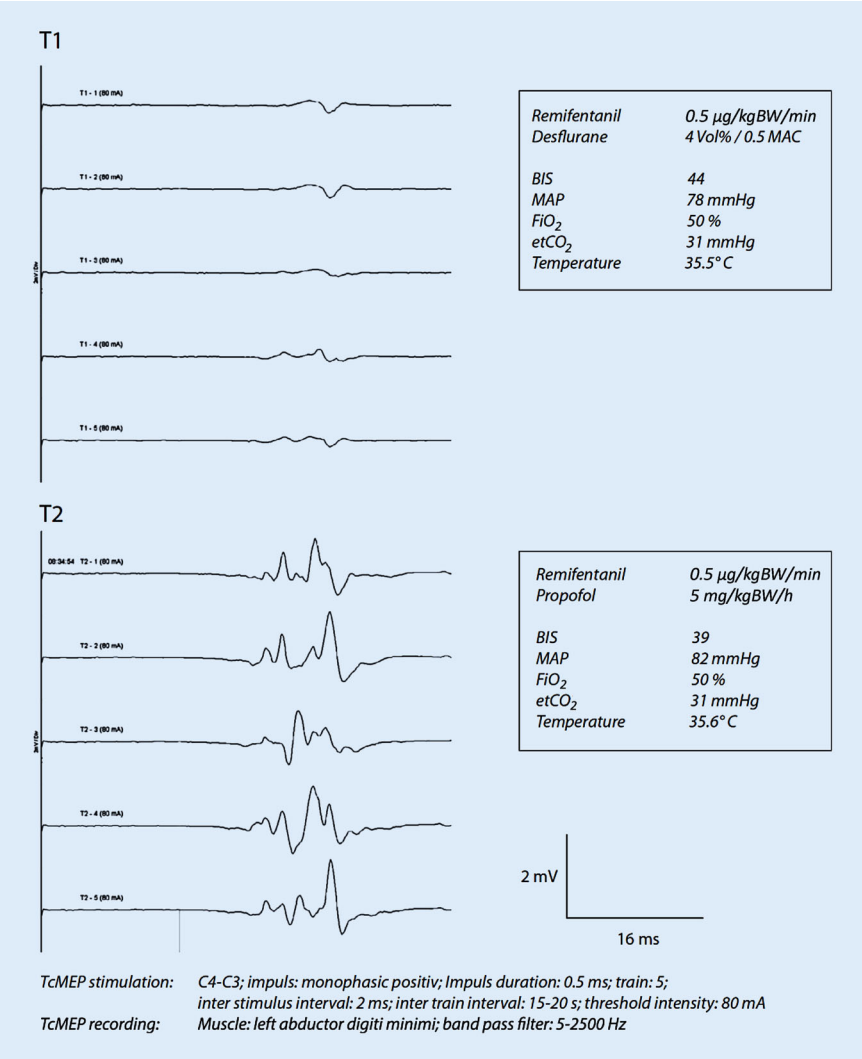

Abb. 10 ▲ Vergleich der Amplitudenhöhe der Signale motorisch evozierter Potenziale bei identischen Bedingungen unter Desfluran- und Propofolanästhesie [20]

Typische Einsatzgebiete in der Chirurgie

A. carotis interna

Dem Anästhesisten am geläufigsten wird das SSEP-Monitoring während der Chirurgie der Arteria carotis interna (ACI) sein, das als intraoperatives Monitoring-Verfahren seitens der Fachgesellschaften favorisiert wird [9]. Bei einer Thrombendarteriektomie (TEA) der ACI kann während des temporären Abklemmens der ACI das dahinterliegende Hirnareal nur noch unter der Voraussetzung ausreichend perfundiert werden, dass der Circulus arteriosus cerebri mit den Kollateralen der Vertebralarterien, der A. basilaris und der gegenseitigen ACI komplett vorhanden sowie der Perfusionsdruck ausreichend hoch ist. Dieser Umgehungskreislauf ist jedoch oftmals nicht vollständig angelegt [23]. Ebenso ist der notwendige Perfusionsdruck für die Kollateraldurchblutung interindividuell sehr unterschiedlich [15].

Durch die intraoperative Anlage eines intraluminalen Shunts in die zu operierende ACI kann zwar die Durchblutung der nachgeordneten Hirnareale wiederhergestellt werden, jedoch birgt dieses Verfahren in sich eigene Risiken, wie z. B. die direkte Ablösung von wandständigen Plaques sowie die Intimaläsion mit konsekutiver Thrombenbildung oder Restenosierung mit folgendem Apoplex etc. Eine Aussage über den Zustand der intraoperativen zerebralen Perfusion kann sowohl die Therapie der hämodynamischen Situation durch den Anästhesisten beeinflussen als auch dem Gefäßchirurgen die Möglichkeit der selektiv indizierten Shunt-Anlage geben. Das Standard-IONM für eine ACI-TEA ist das Medianus-SSEP (◘ **Abb. 11**); es beinhaltet somit eine Aussage über den Perfusionszustand im Versorgungsgebiet der A. cerebri media.

Bei einer Amplitudenabnahme des Medianus-SSEP >50 % oder Latenzzunahme >20 % wird eine Minderdurchblutung des untersuchten Gebiets angenommen und die Anlage eines intraluminären Shunts empfohlen. Verschiedene Untersuchungen konnten zeigen, dass durch die additive Ableitung der Tibialis-SSEP intraoperative Situationen erkannt wurden, die bei ausschließlicher Messung der Medianus-SSEP keine Minderperfusion des Gehirns angezeigt hätten [19].

Als Alternative zum EP-Monitoring während Operationen an der ACI ist neben dem Monitoring mithilfe der NIRS die direkte neurologische Überwachung des Patienten möglich, wenn der Eingriff am wachen und kooperativen Patienten in Regionalanästhesie durchgeführt wird.

Thorakale Aorta

Die ventralen Anteile des Rückenmarks werden durch die A. spinalis anterior versorgt. Diese entspringt der A. radicularis magna, die in Höhe Th 9–12 aus der Aorta abgeht. Während der Resektion eines thorakoabdominellen Aortenaneurysmas kann es durch das Abklemmen der thorakalen Aorta oberhalb des Abgangs der A. radicularis magna zur Minderdurchblutung des Rückenmarks bei nichtausreichend ausgebildeten Kollateralen kommen. Wird die Durchblutung des Rückenmarks nicht zügig wiederhergestellt, resultiert eine permanente Querschnittslähmung. Durch die Kombination von MEP und SSEP kann eine spinale Minderperfusion mit hoher Wahrscheinlichkeit erkannt werden. In diesem Fall ist eine aufwendige Implantation der Segmentarterien in die thorakale Gefäßprothese notwendig, die jedoch mit einer deutlichen Verlängerung der Eingriffszeit einhergeht.

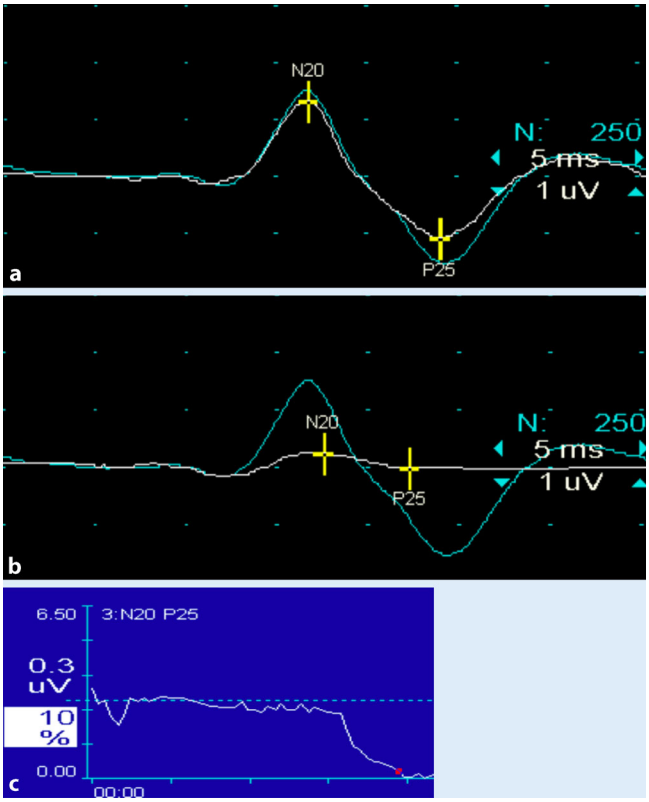

Abb. 11 ◄ Intraoperative Aufzeichnung der somatisch evozierten Potenziale des N. medianus während einer Thrombendarteriektomie der Arteria carotis interna (ACI-TEA). Angezeigt werden die Ausgangskurve vor der Abklemmung der ACI (*türkis*) und die aktuelle Kurve zum jeweiligen Messzeitpunkt (*weiß*). **a** Potenzial unmittelbar vor Abklemmung der ACI; **b** Potenzialabfall auf 10 % nach Abklemmung der ACI, **c** zeitlicher Verlauf des N20-Potenzials mit deutlich sichtbarem Abfall nach ACI-Abklemmung

Nahinfrarotspektroskopie

Oxygeniertes (HbO_2) und desoxygeniertes (Hb) Hämoglobin absorbieren Licht in charakteristischer Art und Weise, d. h., sie weisen typische Unterschiede in ihren Absorptionsspektren auf. Daher kann man mit optischen Verfahren wie der Pulsoxymetrie die Sauerstoffsättigung ($S_pO_2 = HbO_2/[Hb + HbO_2]$) des Blutes messen. Zur Beurteilung der Oxygenierung des Gehirns ist die Pulsoxymetrie jedoch ungeeignet, da bereits der – das Gehirn umgebende – Schädelknochen das Licht vollständig absorbiert. Daher wurde die NIRS entwickelt, die auf der Beobachtung basiert, dass Nahinfrarotlicht erstens den Knochen (mindestens zu einem geringen Anteil) durchdringen kann und zweitens durch das in den Hirngefäßen vorhandene Hämoglobin in charakteristischer Weise gestreut wird. Bei der NIRS werden dem Patienten Elektroden (genauer „Optoden") auf die Stirn geklebt, die sowohl einen Sender als auch einen Empfänger für das Nahinfrarotlicht enthalten. Auf seinem Weg vom Sender zum Empfänger durchläuft das Licht die Kopfschwarte, den Schädelknochen und das Gehirn; hierbei wird es in allen 3 Abschnitten gestreut. Bei einer Stenose (oder einem Abklemmen) der ACI kann es vorkommen, dass die Kopfschwarte noch gut durchblutet wird (da sie von Ästen der A. carotis externa versorgt wird), während das Gehirn bereits ischämisch ist. Dies wird beim NIRS als „extrazerebrale Kontamination" bezeichnet, da eine gute extrazerebrale Sauerstoffsättigung eine schlechte intrazerebrale Sauerstoffsättigung „verschleiern" kann. Durch die Verwendung nicht nur eines, sondern mehrerer Empfänger lässt sich dieses Phänomen beträchtlich reduzieren, wenn auch nicht vollständig eliminieren.

Unter Raumluftbedingungen liegen die Ausgangswerte der zerebralen Oxygenierung (rSO_2) bei herzchirurgischen Patienten im Bereich zwischen 60 und 70 % [32] und somit wesentlich niedriger als von der Pulsoxymetrie bekannt. Der Grund hierfür liegt in der Gefäßarchitektur des Gehirns: Das Blutvolumen des Gehirns besteht zu ungefähr 20 % aus arteriellem, zu 5 % aus kapillärem und zu 75 % aus venösem Blut. Daher ist die von den NIRS-Geräten gemessene rSO_2 als venöse Sauerstoffsättigung anzusehen. Für eine zuverlässige NIRS-Messung sind weder Ausgangswerte noch eine Kalibrierung erforderlich; perioperativ kann zu jedem beliebigen Zeitpunkt mit der Messung begonnen werden. Aus klinischer Sicht ist es dennoch sinnvoll, mit der Messung unter Raumluft *vor* der Narkoseeinleitung zu beginnen, da bereits dieser Ausgangswert eine prognostische Aussagekraft besitzt. So konnte bei herzchirurgischen Patienten gezeigt werden, dass niedrige rSO_2-Ausgangswerte mit einer schlechten kardiopulmonalen Funktion korrelieren [13] und mit einer ungünstigen Prognose für das postoperative Behandlungsergebnis vergesellschaftet sind [27]. Der rSO_2-Schwellenwert, bei dessen Unterschreiten therapeutische Maßnahmen eingeleitet werden sollten, ist Gegenstand aktueller Diskussion. Manche Autoren plädieren – in Anlehnung an die Bulbusjugularis-Oxymetrie – für einen absoluten Grenzwert von 50 %, während andere sich für einen relativen Abfall vom Ausgangswert um 20 % oder 25 % aussprechen. Insbesondere bei herzchirurgischen Patienten konnte gezeigt werden, dass Sauerstoffsättigungsabfälle mit einer Zunahme postoperativer kognitiver Defizite assoziiert sind [31, 34].

» Bei Absinken der rSO_2 soll strukturiert vorgegangen werden

In jedem Fall sollte ein plötzliches Absinken des rSO_2 (unter einen der 3 Grenzwerte) zu einer Ursachenabklärung und entsprechenden Therapie führen. Hierbei hat sich der von Denault et al. [4] vorgeschlagene Algorithmus bewährt, der u. a. die Optimierungen von Kopfposition, arteriellem Blutdruck, Oxygenierung, Beatmung und Hb-Konzentration vorschlägt. Gemäß einer kürzlich publizierten Studie [6] lassen sich durch diese Maßnahmen fast alle Sauerstoffsättigungsabfälle bei herzchirurgischen Patienten wirksam behandeln (◘ **Abb. 12**).

Eine wesentliche Limitation der NIRS liegt darin, dass die rSO_2 nur in einem kleinen Stück Hirnrinde gemessen wird

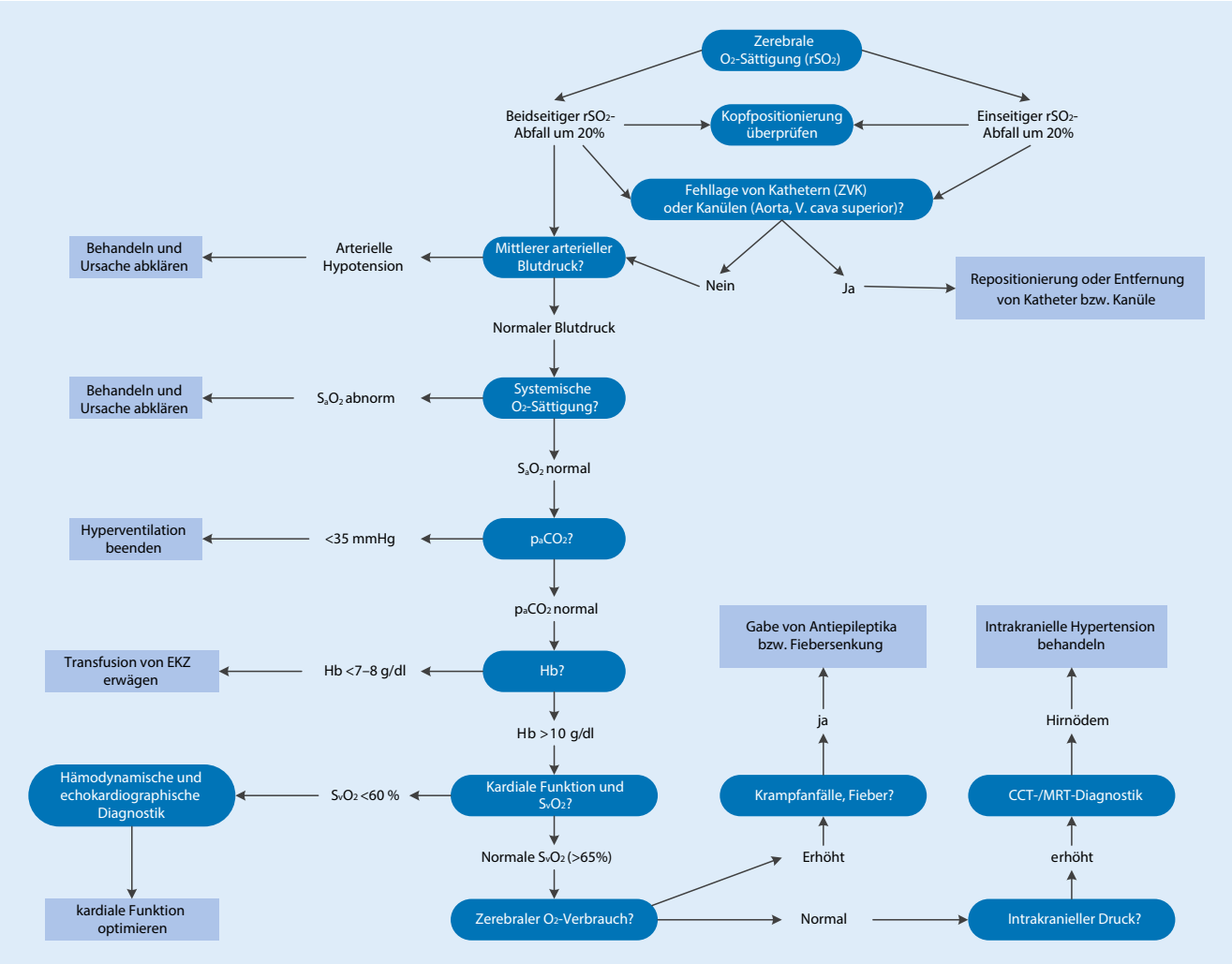

Abb. 12 ▲ Vorgehen bei Abfall der zerebralen Sauerstoffsättigung (*rSO_2*). *Hb* Hämoglobin, *CCT* kraniale Computertomographie, *EKZ* Erythrozytenkonzentrat, *MRT* Magnetresonanztomographie, *p_aCO_2* arterieller Kohlenstoffdioxidpartialdruck, *S_aO_2* arterielle Sauerstoffsättigung, *S_vO_2* venöse Sauerstoffsättigung, *ZVK* zentraler Venenkatheter [5]

und sich die Frage stellt, wie repräsentativ dieses Gewebsstück für das gesamte Gehirn ist. Immer dann, wenn das gesamte Gehirn (*globale zerebrale Ischämie*) oder eine Hirnhemisphäre von einer Durchblutungsstörung betroffen ist, kann von einer repräsentativen Messung ausgegangen werden (sofern die Messung über der betroffenen Hemisphäre erfolgt). Hingegen kann es bei einer *fokalen zerebralen Ischämie* passieren, dass die Optoden nicht über dem ischämischen Areal platziert sind und die Ischämie daher auch nicht detektieren können. Typische Beispiele für globale zerebrale Ischämien sind systemische Blutdruckabfälle unter die untere Autoregulationsgrenze, eine fehlerhafte Platzierung bzw. Dislokation von Kanülen für die Hirnperfusion oder ein Herz-Kreislauf-Stillstand. Solche Ereignisse treten u. a. bei herzchirurgischen Eingriffen auf. Dies erklärt, warum gerade die Kardioanästhesie ein wesentliches NIRS-Anwendungsgebiet darstellt (**Abb. 12**).

Die DGAI hat gemeinsam mit der Cardiovascular and Thoracic Anaesthesia Group (CTA) der Schweizerischen Gesellschaft für Anästhesiologie und Reanimation (SGAR) sowie der Deutschen Gesellschaft für Thorax-, Herz- und Gefäßchirurgie (DGTHG) Empfehlungen zum Neuromonitoring in der Kardioanästhesie herausgegeben. Basierend auf der aktuellen Studienlage empfehlen diese den Einsatz der NIRS bei den folgenden Eingriffen [9]:

- Korrektur angeborener Herzfehler im Kindesalter,
- Operationen am Aortenbogen, wie z. B. Aorta-ascendens-Ersatzes (AAE),
- Karotis-TEA, sofern kein SSEP-Monitoring verfügbar ist.

Der Verlauf der rSO_2 während eines Aorta-ascendens-Ersatzes (AAE) bei einem Patienten mit Stanford-A-Dissektion ist in **Abb. 13** dargestellt. Mit dem Start der Herz-Lungen-Maschine (HLM) tritt gegen 1 Uhr erstmals ein kurzfristiger Sauerstoffsättigungsabfall auf. Die selektive Hirnperfusion mithilfe einer in die rechte A. carotis eingebrachten Kanüle führt gegen 2 Uhr zu einem rSO_2-Abfall auf der kontralateralen, linken Sei-

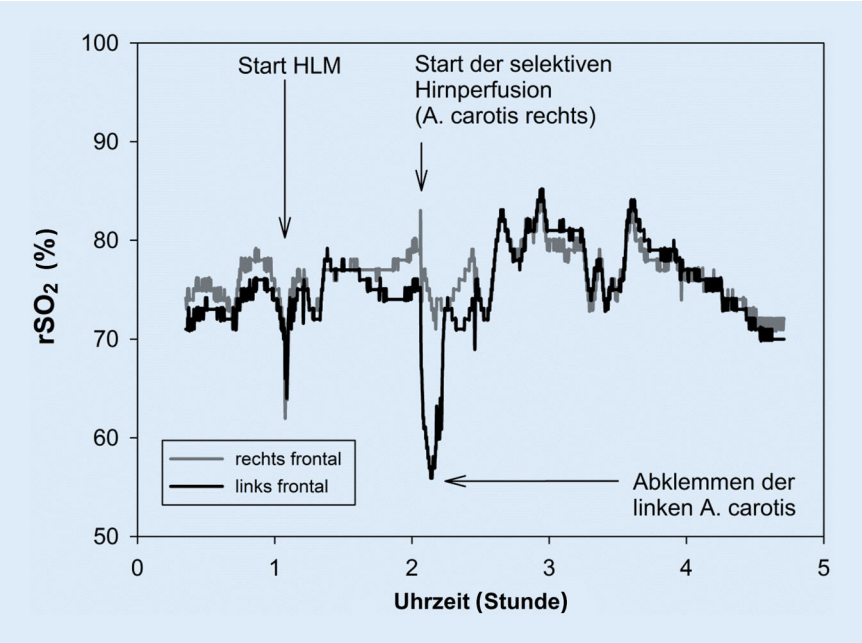

Abb. 13 ▲ Verlauf der zerebralen O_2-Sättigung (*rSO_2*) während des Aorta-ascendens-Ersatzes bei einem Patienten mit Stanford-A-Dissektion. *HLM* Herz-Lungen-Maschine

te. Das Blut strömt nun von der rechten ACI über den vorderen Anteil des Circulus arteriosus cerebri in die linke ACI und von dort nicht durch die linke Hirnhemisphäre, sondern retrograd über die linke A. carotis in die Aorta ab. Erst mit dem Abklemmen der linken A. carotis wird dieser retrograde Blutfluss gestoppt und die linke Hirnhemisphäre ausreichend perfundiert, was im sofortigen rSO_2-Anstieg auf der linken Seite resultiert.

Bei der Karotis-TEA ist zu beachten, dass die NIRS dem SSEP-Monitoring in Bezug auf Sensitivität und Spezifität unterlegen ist. Daher bleibt das SSEP-Monitoring bei dieser Operation das Neuromonitoring-Verfahren der 1. Wahl. Kommt es nach dem Abklemmen („cross clamping") der A. carotis zu einem plötzlichen und erheblichen rSO_2-Abfall, ist von einer zerebralen Ischämie auszugehen und ein Shunt einzulegen. Bei einem geringen rSO_2-Abfall ist unklar, ob eine Shunt-pflichtige Ischämie vorliegt oder nicht. Insgesamt existiert kein allgemein akzeptierter rSO_2-Grenzwert, bei dessen Unterschreitung ein Shunt eingelegt werden sollte, um eine ausreichende zerebrale Perfusion zu gewährleisten. Bei vorliegenden intrakraniellen Gefäßstenosen und in Abhängigkeit von der Kollateralisierung über den Circulus arteriosus kann es nach dem Cross clamping der A. carotis zu einer Ischämie im Bereich der A. cerebri media kommen, bei normaler Perfusion der A. cerebri anterior. Im Stirnbereich angebrachte NIRS-Optoden würden normale rSO_2-Werte messen, da dieses kortikale Areal überwiegend von der A. cerebri anterior versorgt wird, während die Ischämie im Mediastromgebiet unter Narkose unbemerkt bliebe und erst postoperativ durch eine armbetonte Hemiparese auffallen würde. Die NIRS kann also eine Shunt-pflichtige zerebrale Ischämie nicht in allen Fällen sicher detektieren (falsch-negative Befunde), weshalb sie nur als Neuromonitoring-Verfahren der 2. Wahl bei einer Karotis-TEA eingestuft wurde.

In der Kardioanästhesie gibt es weiterhin Risikopatienten bzw. -eingriffe, die den NIRS-Einsatz nach Meinung der Experten von DGAI, SGAR und DGTHG rechtfertigen, auch wenn hierfür derzeit noch keine ausreichende Evidenz vorliegt (optionale Empfehlung, [9]). Hierzu zählen:

- Patienten mit Z. n. Apoplex und bestehenden neurologischen Defiziten,
- Patienten mit einer mittelschweren (Grad 2) oder schweren (Grad 3) arteriellen Hypertonie, entsprechend einem systolischen Blutdruckwert ≥160 mm Hg,
- Patienten mit hochgradiger/n Karotisstenose(n), d. h. einem Stenosegrad von mindestens 70 % gemäß den Kriterien des North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial (NASCET),
- Herz- oder Lungentransplantation.

Außerhalb der Kardioanästhesie wird das NIRS-Monitoring insbesondere dann eingesetzt, wenn unklar ist, ob ein gegebener mittlerer arterieller Blutdruck die ausreichende Perfusion des Gehirns gewährleistet. Dies betrifft u. a. Operationen in „Beach-chair"-Lagerung, Operationen bei Früh- und Neugeborenen sowie Patienten mit extrakorporaler Membranoxygenierung (ECMO). In diesen Bereichen ist das NIRS-Monitoring Gegenstand aktueller Untersuchungen; Empfehlungen der Fachgesellschaften gibt es hierzu noch nicht.

Kurscurriculum

Der wissenschaftliche Arbeitskreis Neuroanästhesie der DGAI erarbeitete ein Kurscurriculum, das neben Grundlagenwissen und den potenziellen Einsatzgebieten auch methodenspezifische Kenntnisse der Anwendung und Interpretation der einzelnen Verfahren vermittelt. Das dabei angeeignete Wissen sollte z. B. durch die Teilnahme an Workshops auf Kongressen und während Hospitationen an Kliniken, die das IONM bereits anwenden, gefestigt und vertieft werden. Nach Erfüllung der Voraussetzungen kann das Zertifikat „Neuromonitoring in der Anästhesie" erworben werden [8].

Fazit für die Praxis

- **Die erfolgreiche Anwendung und Interpretation der IONM-Befunde setzt ausreichende technische Kenntnisse des Anästhesieteams über die einzelnen Methoden voraus. Die potenzielle Beeinflussung durch z. B. anästhesiologische Maßnahmen (Medikamente, Temperaturmanage-**

ment, elektrische Interferenzen) muss beurteilt werden können.
- **Ebenso wichtig ist das Wissen um die (Patho-)Physiologie der kardiopulmonalen Situation des Patienten und der Perfusion einzelner Organe.**
- **Natürlich muss auch der Chirurg selbst über die Anwendungsmöglichkeiten des IONM, aber v. a. über dessen Voraussetzungen und Limitationen informiert sein.**
- **Für den Einsatz der IONM ist zu beachten, dass der infrastrukturelle Aufwand mit der zunehmenden Komplexität der eingesetzten Verfahren deutlich zunimmt.**
- **Hier müssen der Aufwand in die technischen Voraussetzungen und in die Gerätschaften sowie der additive Zeit- und Personalaufwand des eingesetzten „IONM-Personals" beachtet werden.**

Korrespondenzadresse

P. Michels
Klinik für Anästhesiologie, Universitätsklinikum Göttingen
Robert-Koch-Str. 40, 37079 Göttingen, Deutschland
pmichels@med.uni-goettingen.de

Einhaltung ethischer Richtlinien

Interessenkonflikt. M. Söhle erhielt für Vorträge Honoraria von der Firma Covidien/Medtronic. P. Michels, A. Bräuer und M. Bauer geben an, dass kein Interessenkonflikt besteht.

Dieser Beitrag beinhaltet keine von den Autoren durchgeführten Studien an Menschen oder Tieren.

Literatur

1. Anastasian ZH, Kim SJ, Ornstein E, Heyer EJ (2012) Carotid surgery. In: Koht A, Sloan TB, Toleikis JR (Hrsg) Monitoring the nervous system for anesthesiologists and other health care professionals. Springer, Boston, S 525
2. Avidan MS, Jhang L, Burnside BA et al (2008) Anesthesia awareness and the bispectral index. N Eng J Med 358:1097–1108
3. Bose B, Wierzbowski LR, Sestokas AK (2002) Neurophysiologic monitoring of spinal nerve root function during instrumented posterior lumbar spine surgery. Spine 27(13):1444–1450
4. Dahaba AA (2005) Different conditions that could result in the bispectral index indicating an incorrect hypnotic state. Anesth Analg 101:765–773
5. Denault A, Deschamps A, Murkin JM (2007) A proposed algorithm for the intraoperative use of cerebral near-infrared spectroscopy. Semin Cardiothorac Vasc Anesth 11(4):274–281
6. Deschamps A, Grocott H et al (2016) Cerebral oximetry monitoring to maintain normal cerebral oxygen saturation during high-risk cardiac surgery: a randomized controlled feasibility trial. Anesthesiology 124(4):826–836
7. Dick W (1988) Zum Geleit. In: Brandt L (Hrsg) Cerebrales Monitoring in der Anästhesie. Bibliomed, Melsungen
8. DGAI (2007) DGAInfo: Aus dem wissenschaftl. Arbeitskreis Neuroanästhesie: Neuromonitoring in Anästhesie und Intensivmedizin – Empfehlungen für eine berufsbegleitende modulare Fortbildung und Zertifizierung. Anästh Intensivmed 48:48–54
9. DGAI (2014) Neuromonitoring in der Kardioanästhesie. Eine gemeinsame Stellungnahme der Deutschen Gesellschaft für Anästhesiologie und Intensivmedizin (DGAI), Cardiovascular and Thoracic Anaesthesia Group (CTA) der Schweizerischen Gesellschaft für Anästhesiologie und Reanimation (SGAR), Deutschen Gesellschaft für Thorax-, Herz- und Gefäßchirurgie (DGTHG). Anästh Intensivmed 55:2–19
10. Dralle H, Lorenz K (2010) Intraoperatives Neuromonitoring bei Schilddrüsenoperationen. Chirurg 81:612–619
11. Dralle H, Lorenz K, Schabram P (2013) Intraoperatives Neuromonitoring in der Schilddrüsenchirurgie. Chirurg 84(12):1049–1056. https://doi.org/10.1007/s00104-013-2656-z
12. Hagihira S (2015) Changes in the electroencephalogram during anaesthesia and their physiological basis. Br J Anaesth 115(Suppl 1):i27–i31
13. Heringlake M, Garbers C, Kabler JH et al (2011) Preoperative cerebral oxygen saturation and clinical outcomes in cardiac surgery. Anesthesiology 114(1):58–69
14. Horiuchi T, Kawaguchi M, Inoue S (2011) Assessment of intraoperative motor evoked potentials for predicting postoperative paraplegia in thoracic and thoracoabdominal aortic aneurysm repair. J Anesth 25:18–28
15. Joshi B, Ono M, Brown C et al (2012) Predicting the limits of cerebral autoregulation during cardiopulmonary bypass. Anesth Analg 114:503–510
16. Kreuzer M, Zanner R, Pilge S et al (2012) Time delay of monitors of the hypnotic component of anesthesia: analysis of state entropy and index of consciousness. Anesth Analg 115:315–319
17. Lu IC, Tsai CJ, Wu CW (2011) A comparative study between 1 and 2 effective doses of rocuronium for intraoperative neuromonitoring during thyroid surgery. Surgery 149:543–548
18. MacDonald D (2002) Safety of intraoperative transcranial electrical stimulation motor evoked potential monitoring. J Clin Neurophysiol 19:416–429
19. Malcharek MJ, Ulkatan S, Marino V et al (2013) Intraoperative monitoring of carotid endarterectomy by transcranial motor evoked potential: a multicenter study of 600 patients. Clin Neurophysiol 124:1025–1030
20. Malcharek MJ, Loeffler S, Schiefer D et al (2015) Transcranial motor evoked potentials during anesthesia with desflurane versus propofol – a prospective randomized trial. Clin Neurophysiol 126(9):1825–1832. https://doi.org/10.1016/j.clinph.2014.11.025
21. Marusch F, Hussock J, Haring G et al (2005) Influence of muscle relaxation on neuromonitoring of the recurrent laryngeal nerve during thyroid surgery. Br J Anaesth 94:596–600
22. Mencke T, Schmartz D, Fuchs-Buder T (2013) Neuromuskuläres Monitoring. Anaesthesist 62:847–861
23. Merkkola P, Tulla H, Ronkainen A (2006) Incomplete circle of Willis and right axillary artery perfusion. Ann Thorac Surg 82(1):74–80. https://doi.org/10.1016/j.athoracsur.2006.02.034
24. Michels P, Schneider G, Crozier TA (2015) „Hot topics" der Neuroanästhesiologie. Drei wichtige Publikationen der Jahre 2013 und 2014. Anaesthesist 64:152–158
25. Myles S, Leslie K, McNeil J et al (2004) Bispectral index monitoring to prevent awareness during anaesthesia: the B-Aware randomised controlled trial. Lancet 363:1757–1763
26. National Institute for Health and Clinical Excellence (2012) NICE diagnostic guidance 6: depth of anesthesia monitors – Bispectral index (BIS), E-entropy and Narcotrend Compact-M. www.nice.org.uk/dg6. Zugegriffen: 15. Sept. 2016
27. Paquet C, Deschamps A, Denault AY et al (2008) Baseline regional cerebral oxygen saturation correlates with left ventricular systolic and diastolic function. J Cardiothorac Vasc Anesth 22(6):840–846
28. Radtke FM, Franck M, Lendner J (2013) Monitoring depth of anaesthesia in a randomized trial decreases the rate of postoperative delirium but not postoperative cognitive dysfunction. Br J Anaesth 110(Suppl 1):i98–i105
29. Sala F, Palandri G, Basso F (2006) Motor evoked potential monitoring improves outcome after surgery for intramedullary spinal cord tumors: a historical control study. Neurosurgery 58:1129–1143
30. Samthein J, Bozinov O, Melone AG et al (2011) Motor-evoked potentials (MEP) during brainstem surgery to preserve corticospinal function. Acta Neurochir 153:1753–1759
31. Schön J, Husemann L, Tiemeyer C et al (2011) Cognitive function after sevoflurane- vs propofol-based anaesthesia for on-pump cardiac surgery: a randomized controlled trial. Br J Anaesth 106(6):840–850
32. Schön J, Paarmann H, Heringlake M (2012) Zerebrale Oxymetrie: Klinischer Stellenwert bei kardiochirurgischen Patienten. Anaesthesist 61(11):934–940
33. Schuller PJ, Newell S, Strickland PA (2015) Response of bispectral index to neuromuscular block in awake volunteers. Br J Anaesth 115(Suppl 1):i95–i103
34. Slater JP, Guarino T, Stack J et al (2009) Cerebral oxygen desaturation predicts cognitive decline and longer hospital stay after cardiac surgery. Ann Thorac Surg 87(1):36–44
35. Soehle M, Dittmann A, Ellerkmann RK (2015) Intraoperative burst suppression is associated with postoperative delirium following cardiac surgery: a prospective, observational study. BMC Anesthesiol 15:61
36. Stöhr M, Dichgans J, Büttner U et al (2005) Evozierte Potentiale. Springer, Berlin, Heidelberg
37. Timmermann W, Hamelmann WH, Thomusch O et al (2004) Zuverlässigkeit und Konsequenzen des intraoperativen Neuromonitorings in der Schilddrüsenchirurgie. Chirurg 75:916–922
38. von Dincklage F (2015) Monitoring of pain, nociception, and analgesia under general anesthesia: relevance, current scientific status, and clinical practice. Anaesthesist 64:758–764
39. Weiand G, Mangold G (2004) Verlaufsvarietäten des Nervus laryngeus inferior. Chirurg 75:187–195