

Neurophysiologisches Monitoring des Nervus facialis bei Operationen an Vestibularisschwannomen: Der aktuelle Stand

Neurophysiologic Monitoring of the Facial Nerve in Vestibular Schwannoma Surgery: The State of the Art

Autoren

Julian Prell¹, Christian Strauss¹, Stefan Rampp¹, Andrea Szelenyi²

Institute

- 1 Neurochirurgische Klinik, Universitätsklinikum Halle (Saale)
- 2 Neurochirurgische Klinik, Klinikum der Universität München, Standort Großhadern

Schlüsselwörter

IONM, Nervus Facialis, Intraoperatives Monitoring, Vestibularisschwannom, Facialisparesie, Elektromyogramm

Key words

IONM, facial nerve, intraoperative monitoring, vestibular schwannoma, facial palsy, electromyogram

Bibliografie

DOI <https://doi.org/10.1055/a-1009-4083>

Online-Publikation: 7.10.2019

Klin Neurophysiol 2019; 50: 213–219

© Georg Thieme Verlag KG Stuttgart · New York

ISSN 1434-0275

Korrespondenzadresse

PD Dr. Julian Prell

Universitätsklinik und Poliklinik für Neurochirurgie

Universitätsklinikum Halle (Saale)

Ernst-Grube-Straße 40

06120 Halle (Saale)

julian.prell@uk-halle.de

ZUSAMMENFASSUNG

Hintergrund Nach Operationen an Vestibularisschwannomen gehören funktionelle Defizite des Nervus facialis zu den bedeutendsten Komplikationen. Mit Hilfe des intraoperativen neurophysiologischen Monitorings (IONM) sollen diese möglichst verhindert werden.

Fragestellung Welche Methoden zur Intraoperativen Funktionsüberwachung sind aktuell in Gebrauch, welche Ziele können damit sinnvoll verfolgt werden und welche Schwachpunkte bedürfen einer weiteren wissenschaftlichen Aufarbeitung?

Material und Methoden Auswertung und Zusammenfassung der Literatur, Diskussion der vorhandenen Methoden und ihrer Fähigkeiten, die gesteckten Ziele zu erreichen.

Ergebnisse Aus dem IONM abgeleitete Methoden des sogenannten „Mappings“ sollen den Nervus Facialis intraoperativ sicher identifizieren. IONM soll potenziell schädigende Ereignisse anzeigen und eine Einschätzung über den zu erwartenden postoperativen Funktionszustand des Nervs erlauben. Derzeit verwendet werden die elektrische Direktstimulation, das freilaufende EMG, Evozierte Potenziale des Nervus Facialis (MEP) und das prozessierte EMG. Vor allem in der Ergebnisprognostik haben alle vorhandenen Methoden deutliche Schwächen.

Schlussfolgerungen Das „Mapping“ der Nerven im OP-Situs kann mittels der elektrischen Direktstimulation gut realisiert werden. Nervenschädigungen während der Präparation können mit den anderen Methoden des IONM entweder in Echtzeit (freilaufendes EMG; prozessiertes EMG) oder nahezu in Echtzeit (MEP) angezeigt werden. Die Vorhersage des postoperativen, funktionellen Ergebnisses wird derzeit bei allen verfügbaren Methoden durch falsch positive Untersuchungsergebnisse mit konsekutiv niedrigem positiv prädiktivem Wert belastet.

ABSTRACT

Background Functional deficit of the facial nerve is an important complication after vestibular schwannoma surgery and supposed to be prevented by IONM.

Problem Which IONM methods are in use, what are their strengths and their weak points?

Material and methods Review and summary of the literature.

Results Mapping is derived from IONM techniques and is used to identify the facial nerve during surgery. IONM itself aims at detection of dangerous events in relation to facial nerve function, on the one hand, and prognostic estimation of damage done, on the other. Currently used techniques are direct electrical stimulation, free-running EMG, motor evoked potentials of the facial nerve (MEP) and processed EMG.

Conclusions Mapping of the facial nerve is feasible and reliable. Damage to the nerve may be detected by IONM either in real-time (free-running EMG; processed EMG) or nearly in real-time (MEP). The prognostic value of all methods is limited by false positive monitoring results.

Einleitung

Trotz des vermehrten Einsatzes strahlentherapeutischer Verfahren bleibt für die Behandlung ausgedehnter Vestibularisschwannome die operative Behandlung ohne Alternative. Hier besteht aber ein relevantes Risiko für eine postoperative Facialisparesie, v. a. wenn eine vollständige Tumorentfernung angestrebt wird. Das intraoperative neurophysiologische Monitoring (IONM) umfasst Techniken, welche dieses Risiko senken sollen. So sollen der Nervus Facialis intraoperativ identifiziert, potentiell schädigende operative Manöver angezeigt und intraoperativ eine prognostische Einschätzung hinsichtlich der postoperativ zu erwartenden Facialisfunktion ermöglicht werden.

Die postoperative Facialisparesie

Bei ausgedehnten Tumoren kann der N. facialis stark ausgedünnt und breit aufgespannt sein. Mittels mikrochirurgischer Techniken ist es möglich, ihn in seiner anatomischen Kontinuität zu erhalten, sofern er zuvor erfolgreich identifiziert worden ist.

Die anatomische Kontinuität geht aber nicht immer mit Funktionserhalt einher. Abhängig von der Tumorgroße verbleibt ein Risiko für eine postoperative Facialisparesie [1]. Hinsichtlich der Schädigungsmechanismen ist von kumulativen Verletzungen durch Zug, Druck, und thermische Reize auszugehen. Operative Manöver, die mit solchen Schäden assoziiert sind, sollen durch das IONM in Echtzeit erkannt werden, um diese kumulativen Schäden zu begrenzen. Gegen eine einzeitige, quasi scharfe Durchtrennung eines nicht korrekt erkannten Nerven können die Verfahren nicht schützen.

Facialisparenzen werden klinisch nach House & Brackmann (HB) in 6 Grade eingeteilt [2]. Klinisch besonders bedeutsam ist der Sprung von HB3 zu HB4, da bei letzterem der Lidschluss nicht mehr möglich ist. Als Folge sind Ulzerationen der Cornea möglich, die bis zur Erblindung führen können [3]. Facialisparesen bilden sich in aller Regel innerhalb der ersten 12 Monate postoperativ um 1–2 HB-Grade zurück: Ein zunächst beobachteter HB3 wird sich also langfristig vollständig oder nahezu vollständig zurückbilden, während bei HB4 wahrscheinlich auch langfristig eine sichtbare Paresie zurückbleiben wird.

Neurophysiologische Intraoperative Funktionsüberwachung: Ziele und Methoden

Der Nervus facialis war eine der ersten Strukturen, für die Methoden der intraoperativen neurophysiologischen Funktionsüberwachung entwickelt wurden. Erste Ansätze stammen bereits aus den frühen 80er Jahren [4–10]. Während das Ziel zunächst hauptsächlich darin bestand, den in der Tumorkapsel häufig kaum erkennbaren Nerven zu identifizieren, kam später der Anspruch hinzu, Warnkriterien für drohende Defizite zu entwickeln und das Ausmaß dieser Defizite intraoperativ vorherzusagen.

Jahrzehntelang standen dazu methodisch nur das „freilaufende Elektromyogramm (EMG)“ [9–11] und die direkte elektrische Stimulation [4, 6, 8, 12] zur Verfügung. Seit den frühen 2000er Jahren wurden zusätzlich das prozessierte, also automatisiert weiterverarbeitete EMG [13–17] und die motorisch evozierten Potenziale (MEP) des Nervus facialis [18–21] entwickelt. Für sämtliche genannten Techniken gilt, dass sie unter intraoperativer Verwendung von Relaxantien grundsätzlich nicht sinnvoll eingesetzt werden

können. Auch geht man davon aus, dass volatile Anästhetika das IONM motorisch evozierter Potenziale dosisabhängig negativ beeinflussen können; eine gesicherte Studienlage für die dezidierte Anwendung am N. facialis existiert allerdings nicht.

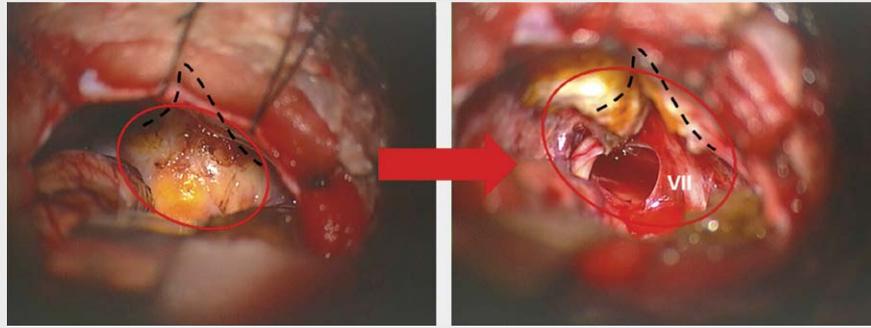
Elektrische Direktstimulation des Nervus Facialis

Der Operateur kann mit Hilfe eines speziellen Instruments eine direkte elektrische Reizung des N. facialis oder anderer motorischer Hirnnerven in ihrem Verlauf vornehmen [4, 5, 7, 12]. In der Vergangenheit wurden verschiedene Techniken zur Stimulation (konstante Spannung oder konstante Stromstärke, monopolare oder bipolare Stimulation, Stimulationsfrequenzen von 1–30 Hz, Rechteckimpulse 50–200 μ s) evaluiert; eine Überlegenheit einzelner Verfahren ergab sich daraus nicht.

Die eigentliche Domäne dieser Technik ist das Mapping. So wird eine frühzeitige Identifikation des N. facialis möglich, selbst wenn der Nerv grotesk dünn ausgewalzt oder der Situs, etwa bei Rezidivsituationen, narbig verändert ist. Nach Auffinden des Nerven mit zunächst höherer Stimulationsstärke wird zur genaueren Darstellung und Verfolgung des Nerven schwellenwertnah (z. B. 0,05–0,1 mA bei bipolarer Stimulation mit einer Frequenz von 3–30 Hz und Rechteckimpulsen in einer Breite von 50 μ s) gearbeitet, um Fehlaktivierungen durch Volumenleitungseffekte (v. a. bei monopolarer Stimulation) zu vermeiden. Konkret wäre ansonsten eine Situation denkbar, in welcher der Operateur bei positiver Stimulation mit hoher Stärke eine bestimmte räumliche Position des Nerven annimmt, dieser aber in Wahrheit an anderer Stelle liegt und im Sinne einer Fernwirkung aktiviert wurde. Der Operateur könnte sich dann in einem anderen Bereich des Situs, wo der Nervus facialis tatsächlich liegt, in falscher Sicherheit wähnen und den Nerven verletzen.

Für Funktionsüberwachung und Ergebnisprognostik hat sich die Direktstimulation nicht bewährt. Ein Ansatz bestand darin, das Verhältnis aus der proximalen („vor“ dem Tumor und damit dem potentiellen Schädigungsort) und der distalen Stimulationsantwort („nach“ dem Tumor) zu quantifizieren und mit der postoperativen Klinik zu korrelieren [12]. Zum einen gelingen aber die distale und (bei großen Tumoren) die proximale Stimulation erst dann, wenn der Tumor bereits entfernt ist, da die Tumormasse sowohl den Zugang zum Fundus des meatus acusticus internus, also auch zur Wurzelaustrittszone am Hirnstamm verlegt (► **Abb. 1**). Zum anderen ist die Stimulation diskontinuierlich, da der Stimulator ein eigenes Instrument ist, zu dem aktiv gewechselt werden muss. Es besteht also keine Möglichkeit, aus dem Stimulationsergebnis eine Warnung vor akut drohenden Schäden während der Präparation abzuleiten, da diese während der Stimulation ja unterbrochen ist. Elektrifizierte Präparationsinstrumente haben sich gegenüber sonst verwendeten Mikroinstrumenten nicht durchgesetzt [7].

Ganz abgesehen von diesen Limitationen sind die prognostischen Fähigkeiten der Direktstimulation nur von mäßiger Güte. So wurde für eine große Patientengruppe unter Anwendung dieser Technik ein positiv prädiktiver Wert (PPW) von nur 46 % für die Direktstimulation [12] errechnet; das heißt, dass in 54 % der Fälle, bei denen das Stimulationsergebnis ein ungünstiges funktionelles Ergebnis vorhersagte, in Wahrheit ein günstiger Verlauf eintrat.



► **Abb. 1** Situs bei der Operation eines Vestibularisschwannoms. Links vor Inzision der Tumorkapsel, rechts nach Entfernung des Tumors. Der Umriss der eigentlichen Raumforderung im Brückenwinkel ist oval nachgezeichnet; die Position des Meatus acusticus internus ist in der gestrichelten Linie dargestellt. Der N. facialis (im rechten Bild mit „VII“ bezeichnet) ist im linken Bild vollständig durch den Tumor verdeckt.

Motorisch evozierte Potenziale des Nervus Facialis

Die Pyramidenbahn kann auch am narkotisierten Patienten zuverlässig auf transkraniell Wege aktiviert werden [22]. Dieses Bahnsystem projiziert unter anderem auch auf den Facialiskern, sodass eine Aktivierung der Gesichtsmuskulatur ermöglicht wird. Daraus ergibt sich die Option eines IONM des N. facialis, was im Unterschied zur Direktstimulation den großen Vorteil bietet, dass eine intraoperative Stimulation von Anfang an möglich ist; es spielt keine Rolle, ob der Nerv verdeckt ist. Während die motorisch evozierten Potenziale (MEP) für das Monitoring der Pyramidenbahn [23–28] inzwischen Teil der klinischen Routine geworden sind, ist ihre Übertragung auf den Bereich der motorischen Hirnnerven noch nicht standardisiert [29]. Dabei bestehen verschiedene Beschränkungen technischer, praktischer und möglicherweise auch physiologischer Natur.

So kommen durchaus Fälle vor, bei denen aus unklarer Ursache überhaupt kein Facialis-MEP erhältlich ist [18]. Um systemische und technische Ursachen (z. B. Relaxation? Hypothermie?) einer erfolglosen Stimulation auszuschließen, sollte immer mindestens ein ipsilateraler Extremitätenmuskel als Kontrolle mit abgeleitet werden. Weiterhin kann durch die kurze Distanz zwischen Reizort (transkraniell über der motorischen Zentralregion [20]) und Ableitort (EMG aus der Gesichtsmuskulatur) die Gesichtsmuskulatur nicht nur, wie gewünscht, über die motorische Bahn, sondern auch (nicht gewünscht) direkt aktiviert werden. In diesem Fall erfolgt vermutlich durch die kathodale Elektrode eine direkte Aktivierung und somit Kontraktion der ipsilateralen Gesichtsmuskulatur. Es besteht das Risiko, dass dies fälschlich als „echte“ Stimulationsantwort interpretiert wird [21]. Ferner ist für die Wertung der evozierten Potenziale immer die Kenntnis von Spontanaktivität zum Ableitzeitpunkt erforderlich, da solche Aktivität (bspw. repetitive Train-Muster, siehe unten im Abschnitt „freilaufendes EMG“) eine eigentlich nicht vorhandene Stimulationsantwort vortäuschen oder sie verändern kann.

Nach Kraniotomie und Duraeröffnung kann sich durch den Liquorverlust eine Luftsichel zwischen Kalotte und Hirn bilden, die als elektrischer Isolator wirkt. In der Folge muss häufig mit hohen Intensitäten stimuliert werden [30], was wiederum zu ausgeprägten Patientenbewegungen führen kann, da z. B. Platysma und Kopf/

Nackmuskulatur durch den teilweise außen abfließenden Strom direkt mitaktiviert werden können. Eine auch unter günstigen Umständen bereits delikate, mikrochirurgische Präparation am N. facialis kann bei spürbaren Patientenbewegungen so stark erschwert werden, dass gerade wenn das IONM am dringendsten benötigt wird, die Überwachung unterbrochen werden muss. Die Echtzeit-Fähigkeit geht so verloren.

Somit ist bei einem Teil der Patienten das MEP-Monitoring des N. facialis nicht im vollen Umfang durchführbar. Eine Arbeit aus dem Jahr 2011 berichtet, dass bei 11 von 68 Patienten (16,2%) keine verwertbaren MEPs ableitbar waren [21]. Bei weiteren 14 Patienten konnte das IONM nicht bis zum Ende des Eingriffs durchgeführt werden, sodass insgesamt 37% der Patienten kein MEP-Monitoring bis zum Ende der Operation erhalten konnten. Auch eine weitere, häufig zitierte Arbeit zu Facialis-MEPs berichtet, dass in 8,6% der Fälle von vorneherein keine MEPs ableitbar waren, und dass bei weiteren 9,4% Direktantworten zum Abbruch des MEP-Monitoring führten [18]. Daraus ergibt sich in dieser Arbeit eine „Ausfallsquote“ des Monitorings von insgesamt 18%.

Wie bei der Direktstimulation unterliegt die prognostische Aussagekraft Beschränkungen. In den publizierten Daten wird dies nicht auf den ersten Blick offenbar, da häufig neben den Vestibularisschwannomen auch andere Tumorarten (z. B. Meningeome des Kleinhirnbrückenwinkels) berücksichtigt sind. Sofern die publizierten Daten aber unter ausschließlicher Berücksichtigung von Vestibularisschwannomen betrachtet werden, ergibt sich ein anderes Bild. Der positiv prädiktive Wert erreicht nur einen Wert zwischen 53 und 61% [18–21]. Fast jeder zweite Alarm ist dann ein falscher Alarm.

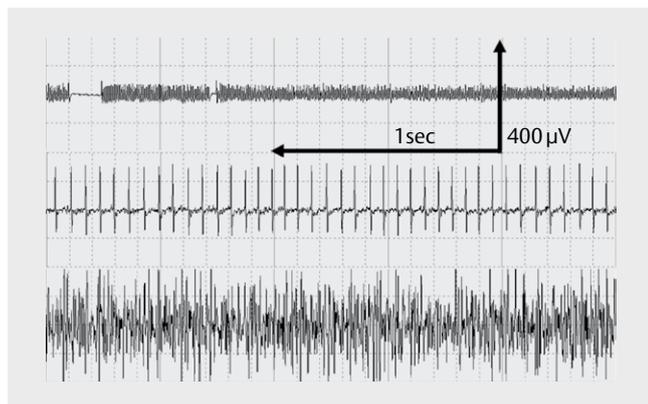
Das freilaufende EMG

Das freilaufende EMG ist kein evoziertes Signal im klassischen Sinne. Stattdessen wird die „spontane“ Aktivität im freilaufenden EMG beurteilt [5, 31–34]. Die Darstellung des EMG erfolgt entweder rein akustisch über einen Lautsprecher (eventuell ohne jede Hilfsperson durch den Operateur selbst), und/oder visuell auf einem Bildschirm. Die EMG-Kanäle werden dabei in Echtzeit dargestellt. Da der Operateur während des Eingriffs nicht den Bildschirm beobachten kann, ist für ein Monitoring der visuell dargestellten Aktivität zumindest

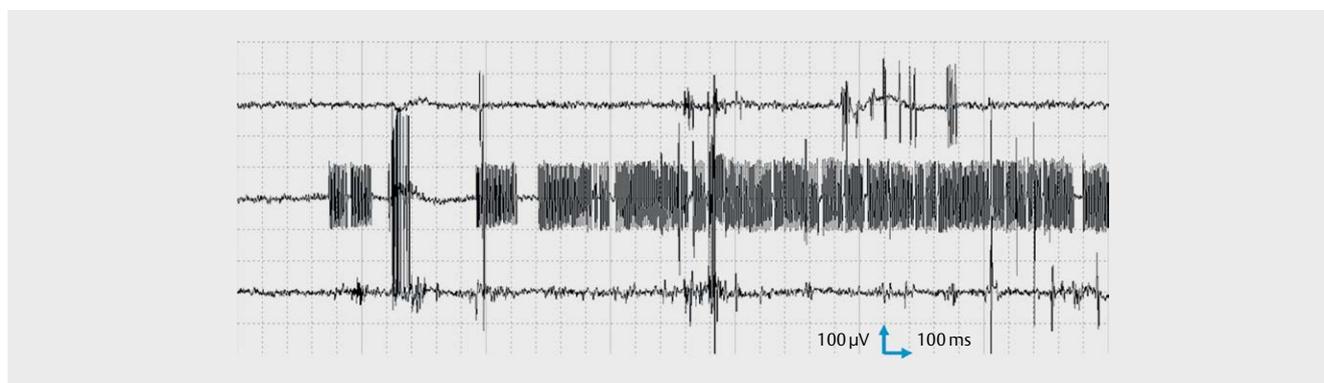
eine weitere Person erforderlich, die dafür qualifiziert sein muss, pathologische Aktivität sicher zu erkennen (siehe unten).

Das spontane EMG stellt ein Nulllinien-EMG dar [9–11]. Einer beobachteten Aktivität liegt beinahe immer eine Manipulation der entsprechenden neuralen Strukturen zugrunde; die einzigen anderen Möglichkeiten sind entweder Artefakte, oder aber ein erwachender Patient [11, 35]. Bei der eigentlich für das Monitoring interessierenden Aktivität handelt es sich somit um „chirurgisch-evozierte“ Potenziale.

Unter anderem auf der Basis von Begriffen aus der Beschreibung des diagnostischen EMG entstanden verschiedene Nomenklaturen zur Benennung der beobachteten EMG-Muster [9, 10, 32, 33]. Die Verwendung dieser Begriffe ist aus 2 Hauptgründen problematisch: Im Unterschied zum diagnostischen EMG wird beim IONM auf die Beurteilung einzelner motorischer Einheiten bewusst verzichtet und stattdessen ein möglichst großer Querschnitt sich überschneidender Einheiten betrachtet, weil man davon ausgeht, dass eine Nervenschädigung nicht alle motorischen Einheiten in gleichem Maße betreffen wird; die „repräsentative Stichprobe“ spielt hier also eine Rolle. Außerdem gilt für das IONM die sehr spezielle Situation, dass direkt potentiell Schäden anzeigende Muster beobachtet werden, und nicht, wie beim diagnostischen EMG, die verzögert



► **Abb. 2** Hier sind untereinander die Langmuster A-, B- und C-train dargestellt. Der A-train unterscheidet sich deutlich durch seine hohe Frequenz und Homogenität von den anderen (letztlich physiologischen) Mustern. (Quelle: Bischoff C, Buchner H, Hrsg. SOPs Neurophysiologische Diagnostik, S. 138. Stuttgart: Thieme; 2018).



► **Abb. 3** 3-kanaliges Fazialis-EMG. Im zweiten Kanal sind A-trains dargestellt, die zuerst in Salven, dann als kontinuierliches Langmuster imponieren. In den benachbarten Kanälen erkennt man zum selben Zeitpunkt lediglich einzelne Entladungen (Spikes und Bursts) im Sinne von Kontaktaktivität.

u. a. durch Reorganisation ausgelösten Anpassungsvorgänge nach stattgehabter Schädigung.

Neue, auf rein visuellen Kriterien basierende und speziell für das IONM entwickelte Einteilungen unterscheiden phasische Kontaktaktivität („Spikes“ und „Bursts“) von für Sekunden bis Minuten (im Einzelfall gar Stunden!) weiter laufenden Mustern, den „Trains“ [11, 36]. Besondere Bedeutung wurde hierbei dem „A-train“ beigegeben (► **Abb. 2**). A-trains wurden in dieser Untersuchung immer in einem direkten Zusammenhang mit einer Manipulation des N. facialis beobachtet. Ihr Auftreten kündigte in der Mehrzahl der Fälle eine postoperative Facialisparesie an, was sie von jedem anderen beobachteten Muster unterschied (► **Abb. 3**). A-trains wurden als eher niederamplitudige (meist $< 250 \mu\text{V}$) und hochfrequente (60–210 Hz), monotone und bis zu mehrere Sekunden andauernde Muster von charakteristischer, stereotyper Morphologie beschrieben [11]. Die Pathophysiologie, die hinter den angesichts ihrer Entladungsfrequenz im Bereich der relativen Refraktärzeit biologischer Membranen unphysiologischen Mustern steht, ist unbekannt. Bestimmte Erklärungsansätze deuten auf einen Zusammenhang mit einer Leckage von Elektrolyten an der geschädigten Membran bei beeinträchtigter Pufferkapazität für Kalium hin [37]. Das zum A-train führende Ereignis wäre dann gewissermaßen ein „Schlag auf ein Kabel mit brüchiger Isolation“.

Unter der Hypothese, dass A-trains akut stattfindende Schäden widerspiegeln, eröffnen sich naturgemäß Anwendungsmöglichkeiten für das IONM. Für ein Mapping ist das freilaufende EMG zwar ungeeignet; die EMG-Montage ist jedoch mit derjenigen für die elektrische Direktstimulation identisch, sodass meist beide Methoden simultan zur Verfügung stehen. Ein Monitoring, das dann auf der genauen Beobachtung des freilaufenden EMG und der Detektion von A-trains basiert, sollte gemäß der Theorie diskrete Zeitpunkte erkennen, zu denen eine Schädigung des N. facialis stattfindet. Der Operateur würde in die Lage versetzt, sofort reagieren und ggf. seine Präparation anpassen zu können.

Eine intraoperative Prognostik ist anhand des freilaufenden EMG nur mit Einschränkungen möglich. Es wurde zwar eine Tendenz zu schwereren postoperativen Paresen bei Patienten mit einer größeren Zahl von A-trains beschrieben. Ein statistisch signifikanter Zusammenhang ließ sich aber nicht herstellen [11]. Es erscheint jedoch denkbar, dass dies methodisch bedingt scheiterte, da in der genannten Arbeit lediglich die Möglichkeit bestand, die A-trains

manuell auszuzählen und zu vermessen. Angesichts der sehr großen Datenmengen bei mehrstündigen Operationen (regelmäßig mehr als 4, in Einzelfällen über 8 Stunden) ergeben sich hierdurch zwangsläufig Unschärfen.

Prozessiertes EMG

Die wesentlichen Probleme des Freilaufenden EMG sind die Datenmenge und das geforderte Tempo der Signalanalyse durch den Untersucher. Häufig wird ein Multikanal-EMG gemessen. A-trains sind hochfrequente, eher „kleine“ Muster, deren Erkennen eine hohe Auflösung auf der Zeitachse erforderlich macht. Der Untersucher hat in aller Regel also nur Sekunden Zeit, um festzustellen, ob ein Muster ein A-train ist oder nicht. Danach ist das Signal nicht mehr zu sehen, und neue Signale müssen beurteilt werden. Hierzu ist Vigilanz über lange Zeiträume hin erforderlich.

Aus diesen Limitationen ergibt sich der Wunsch nach einer Hilfestellung im Sinne einer automatisierten Analyse des freilaufenden EMG.

Die meisten Techniken zur automatisierten Analyse von Biosignalen entstammen im neurophysiologischen Bereich der Beschäftigung mit dem EEG. Nach der Art des zu untersuchenden Signals unterscheiden sich EMG und EEG aber stark. Beim EEG werden mit Hilfe von Spektralanalysen stationäre, elektrische Funktionszustände des Gehirns analysiert. Während diese Vorgehensweise im Grundsatz noch auf das diagnostische EMG übertragbar sein mag, ist sie in der Anwendung unter den Prämissen des IONM nicht sinnvoll. Hier interessieren ja gerade keine stationären Zustände, sondern diskrete Ereignisse, wie z. B. die A-trains. In der EEG-Analyse interessieren solche Ereignisse nur bei umrissenen Fragestellungen, etwa bei der Spike-Suche in der Epileptologie [38]: Spikes sind wie A-trains klar umschriebene, diskrete Ereignisse. Techniken zur Spikesuche könnten also einen Ansatz zur automatisierten EMG-Analyse darstellen.

So wurde ein spezieller Algorithmus entwickelt, der vom einzelnen Summenaktionspotenzial als einer Art „Spike“ ausgeht, und die daraus zusammengesetzten A-trains anhand bestimmter Regeln automatisiert identifizieren kann [14]. In der Folge wurde das System echtzeitfähig gemacht und auf die intraoperative Anwendung als IONM angepasst [13]. Neben der automatisierten Erkennung von A-trains konnten diese auch gespeichert und quantifiziert werden. Anhand der so gewonnenen Daten wurde mehrfach eine klare Korrelation zwischen der Quantität von A-trains, bezeichnet als „Traintime“, und dem postoperativen funktionellen Ergebnis gezeigt [13–15]. Der Zusammenhang ist insgesamt bereits bei Verwendung weniger EMG-Kanäle robust, wird aber umso klarer, je mehr Kanäle in die Analyse eingehen [17]; in der zitierten Fallserie, die diesen Zusammenhang gezeigt hat, wurden zusätzliche Elektrodenpaare parallel zu den bereits vorhandenen Nadeln in die Mm. orbicularis oculis, nasalis und orbicularis oris eingebracht.

Nachdem so klar geworden war, dass der Schlüssel zur Aussage der A-trains in ihrer Gesamtmenge liegt, erfolgte sekundär ein Abgleich mit in ähnlicher Weise händisch errechneten Werten, der eine hohe Korrelation, wenn auch in einer deutlich unterschiedlichen Größenordnung der absoluten Zahlen zeigte [15]. Von den praktischen Beschränkungen abgesehen (eine händische Ausmessung aller A-trains ist in Echtzeit ohne technische Hilfsmittel kaum

möglich) erlaubt das freilaufende EMG also theoretisch ähnliche Aussagen wie das prozessierte EMG.

Bei hoch signifikanter Korrelation zwischen Trainzeit und dem postoperativen funktionellen Ergebnis für die Gesamtheit der Patienten fanden sich Schwächen in der Prognostik des Einzelfalls, welche in einer vergleichbaren Dimension liegen wie die gleichen Schwächen beim Facialis-MEP. Klar ist, dass die Abwesenheit von A-trains in aller Regel mit einem sehr guten postoperativen Ergebnis vergesellschaftet ist. Bereits bei sehr wenigen A-trains besteht aber grundsätzlich ein Risiko für auch schwere postoperative Defizite. Mit steigender Trainzeit, also absoluter Quantität von A-trains, steigt dieses Risiko dann kontinuierlich an, erreicht aber nie 100% [15]. Ignoriert man diesen kontinuierlichen Verlauf und berechnet anhand der publizierten Daten für die Ampel mittels fester Grenzwerte [13, 14] den positiven prädiktiven Wert der Methode wie unter 2.1 und 2.2, so ergibt sich ein Wert von 64%. Auch hier ist man nicht weit entfernt von der Aussage, dass beinahe jeder zweite Alarm ein falscher Alarm ist.

Die Patienten, die aus der Reihe fallen und so den niedrigen PPW „verursachen“, weisen eine gute Facialisfunktion gemessen an ihrer teilweise sehr hohen Trainzeit auf. Eine Hypothese zur Erklärung dieser Fälle nimmt Bezug auf eine Besonderheit im anatomischen Verlauf des N. facialis, die bei vielen dieser Patienten aufgefunden wird [39]. Bei Patienten, bei denen nämlich intraoperativ der N. Intermedius als eigenständig im Situs verlaufender Nerv identifiziert wird, finden sich im Vergleich zur übrigen Patientenpopulation zusätzliche A-trains, die aber keine funktionelle Verschlechterung nach sich ziehen [40]. In Verbindung mit dieser Beobachtung konnte gezeigt werden, dass der Nervus Intermedius entgegen der etablierten Lehrbuchmeinung anscheinend auch motorische Fasern führt, die durchaus die Gesichtsmuskulatur innervieren könnten [41]. Werden Patienten mit einem solchen, getrennt verlaufenden Nervus Intermedius nun aus der Statistik herausgenommen, so verbessert sich die Korrelation zwischen A-trains und postoperativer Klinik signifikant [40]. Darauf wurde die Hypothese aufgebaut, dass die motorischen Fasern in diesem üblicherweise nach erfolgreicher Identifikation deutlich weniger geschonten Nerv bei der Operation kräftig manipuliert werden. So wird aufgrund der Intensität der Manipulation trotz geringer Faserzahl eine erhebliche Menge an A-trains erzeugt, die irrtümlich eintretende Schäden für die Gesamtheit aller Fasern anzeigen. Weitere Studien werden zeigen müssen, ob diese Hypothese sich so bestätigen lässt.

Diskussion

Wie verlässlich ist die Intraoperative Funktionsüberwachung des Nervus Facialis?

Von der eigentlichen Funktionsüberwachung (IONM) muss klar das Mapping getrennt werden. Dieses ist aus der modernen Brückenwinkelchirurgie nicht mehr wegzudenken; seit seiner breiten Einführung sind keine Studien publiziert worden, welche diese Technik als verzichtbar bezeichnet hätten. Mapping funktioniert hoch zuverlässig und wird, wo immer es verfügbar ist, als leicht einzusetzende Standardmethode verwendet. Gilt dies aber auch für die eigentlichen IONM-Techniken?

Kritisch für ein IONM sind Echtzeitfähigkeit und kontinuierliche Verfügbarkeit der Methode. Diese Eigenschaften besitzen in erster Linie die EMG-Techniken – freilaufend und prozessiert. Im Fokus steht die Detektion von A-trains. Da die Menge von A-train Aktivität in sämtlichen publizierten Serien klar mit dem postoperativen funktionellen Ergebnis korreliert ist, ist der Rückschluss naheliegend, dass es sich bei A-trains um Schaden anzeigende Muster handelt. Bei ihrem Auftreten kann ein sofortiges Feedback an den Operateur gegeben werden. Dessen Aufgabe besteht dann darin, das Monitoring-Ereignis in Bezug zur chirurgischen Situation zu setzen; im Idealfall kann das IONM-Ereignis einem klar umrissenen operativen Manöver zugeordnet und dieses im weiteren Verlauf vermieden werden.

Während die Direktstimulation qua ihrer Natur nicht für Echtzeitüberwachung eingesetzt werden kann, ist dies für das Facialis-MEP unter bestimmten Voraussetzungen möglich. Problematisch sind genau diese Voraussetzungen. Wenn durch die Stimulation nennenswerte Patientenbewegungen auftreten, steht das IONM in der kritischen Phase der Operation, wo es am dringendsten benötigt würde, nicht zur Verfügung. Darüber hinaus kommen in spürbarer Inzidenz (~20 %) Fälle vor, in denen keine Facialis-MEPs evozierbar sind und ein Monitoring somit von Anfang an nicht durchgeführt werden kann. Hauptvorteil der Facialis-MEPs v. a. gegenüber dem prozessierten EMG ist der Umstand, dass es technisch problemlos mit allen modernen, für das IONM ausgelegten Geräten durchgeführt werden kann, was auf das prozessierte EMG noch nicht zutrifft.

Zusammenfassend gilt, dass Operationen an Vestibularisschwannomen unter einem Monitoring mit mindestens einer der 3 Methoden freilaufendes EMG, prozessiertes EMG oder Facialis-MEP erfolgen sollten; der Vorteil einer Kombination der Methoden wurde bislang nicht eruiert. Einschränkend muss gesagt werden, dass keinerlei Evidenz im Sinne qualitativ hochwertiger, randomisiert kontrollierter Studien vorliegt, die belegen würde, dass Patienten tatsächlich vom IONM des N. facialis profitieren würden. Die beste, verfügbare Analogie stellt eine bedeutende Studie dar, bei der das IONM motorischer Bahnsysteme in einen präexistenten, bereits mit international hoher Qualität arbeitenden Setup der intramedullären Tumorchirurgie eingeführt wurde. Im Vergleich mit der historischen Kontrollgruppe kam es zu einem statistisch signifikanten Vorteil für die Patienten, die mit IONM versorgt wurden [42]. Leider wurde eine vergleichbare Studie für die Brückenwinkelchirurgie nie durchgeführt.

Dieser Mangel an hochwertiger Evidenz für das IONM ist Gegenstand einer langjährigen Kontroverse. Die stattgehabte Entwicklung scheint die Anfertigung solcher Studien heute unmöglich zu machen; eine kürzlich publizierte Studie aus China verglich allerdings monozentrisch randomisiert Patienten mit und ohne IONM des N. facialis und beschrieb signifikante Vorteile nicht nur für die Facialisfunktion, sondern auch quantifiziert für Lebensqualität in der Gruppe mit IONM [43]. Historisch haben Autoren, die in großen Fallserien über die Chirurgie des Brückenwinkels publizierten, das IONM als selbstverständlichen und bedeutsamen Bestandteil der Operation bezeichnet [44–46]. Es erscheint ethisch nicht vertretbar, diese Techniken nach dem Zufallsprinzip einem Teil der Patienten zu Forschungszwecken vorzuenthalten. Vorschlägen, das Problem mit Hilfe von großangelegten, internationalen Kohortenstudien zu lösen [47], wurde mit Skepsis begegnet. Die impliziten

methodischen Schwächen würden eine enorme Fallzahl mit langwieriger Datenakquise erforderlich machen. Der erzielte Evidenzgrad wäre selbst unter günstigen Voraussetzungen immer noch so niedrig, dass die Ergebnisse solcher Studien nicht als verbindlich anerkannt werden würden [48]. Nachdem also keine belastbare Evidenz vorliegt, gilt wohl bis auf weiteres die Expertenmeinung, welche sich dem IONM zuneigt.

KERNBOTSCHAFT

Mit der elektrischen Direktstimulation steht ein zuverlässiges Mapping-Verfahren für den N. facialis zur Verfügung. Die gängigen IONM-Methoden umfassen das freilaufende EMG und das Facialis-MEP, wobei das prozessierte EMG zusätzliche Funktionalität bietet. Diese Methoden bieten die Möglichkeit, in vielen Fällen kritische Ereignisse mit drohenden Funktionseinbußen zu erkennen. Diese Vorgehensweise stellt das eigentliche IONM dar. Es liegen überzeugende Daten vor, die einen Zusammenhang zwischen bestimmten neurophysiologischen Befunden während des IONM einerseits und Funktionsverschlechterungen andererseits belegen, sodass auch eine wissenschaftliche Grundlage für das IONM konstatiert werden kann.

Evidenz, die einen sicheren Vorteil der Patienten durch das IONM belegen würde, existiert aus historischen Gründen nicht. Aus praktischen und nicht zuletzt ethischen Gründen erscheint es derzeit auch nicht vorstellbar, dass solche Evidenz in nächster Zeit gewonnen werden könnte. Dennoch scheint in der Literatur hinsichtlich der verfügbaren Expertenmeinung ein Konsens vorzuliegen, welcher zumindest implizit den Einsatz des IONM nahelegt. Bislang konnte keine überzeugende Begründung vorgebracht werden, warum alle Techniken des IONM für den N. facialis von falsch positiven Untersuchungsbefunden belastet sind.

Interessenkonflikt

Die Autoren geben an, dass kein Interessenkonflikt besteht.

Literatur

- [1] Samii M, Gerganov VM, Samii A. Functional outcome after complete surgical removal of giant vestibular schwannomas. *Journal of neurosurgery* 2010; 112: 860–867
- [2] House JW, Brackmann DE. Facial nerve grading system. *Otolaryngol Head Neck Surg* 1985; 93: 146–147
- [3] Rahman I, Sadiq SA. Ophthalmic management of facial nerve palsy: a review. *Surv Ophthalmol* 2007; 52: 121–144
- [4] Delgado TE, Bucheit WA, Rosenholtz HR et al. Intraoperative monitoring of facila muscle evoked responses obtained by intracranial stimulation of the facila nerve: a more accurate technique for facila nerve dissection. *Neurosurgery* 1979; 4: 418–421
- [5] Moller AR, Jannetta PJ. Preservation of facial function during removal of acoustic neuromas. Use of monopolar constant-voltage stimulation and EMG. *Journal of neurosurgery* 1984; 61: 757–760
- [6] Moller AR, Jannetta PJ. Monitoring of facial nerve function during removal of acoustic tumor. *Am J Otol* 1985; Suppl: 27–29

- [7] Kartush JM, Niparko JK, Bledsoe SC et al. Intraoperative facial nerve monitoring: a comparison of stimulating electrodes. *Laryngoscope* 1985; 95: 1536–1540
- [8] Kartush JM. Neurography for intraoperative monitoring of facial nerve function. *Neurosurgery* 1989; 24: 300–301
- [9] Prass RL, Kinney SE, Hardy RW Jr. et al. Acoustic (loudspeaker) facial EMG monitoring: II. Use of evoked EMG activity during acoustic neuroma resection. *Otolaryngol Head Neck Surg* 1987; 97: 541–551
- [10] Prass RL, Luders H. Acoustic (loudspeaker) facial electromyographic monitoring: Part 1. Evoked electromyographic activity during acoustic neuroma resection. *Neurosurgery* 1986; 19: 392–400
- [11] Romstock J, Strauss C, Fahlbusch R. Continuous electromyography monitoring of motor cranial nerves during cerebellopontine angle surgery. *Journal of neurosurgery* 2000; 93: 586–593
- [12] Schmitt WR, Daube JR, Carlson ML et al. Use of supramaximal stimulation to predict facial nerve outcomes following vestibular schwannoma microsurgery: results from a decade of experience. *Journal of neurosurgery* 2013; 118: 206–212
- [13] Prell J, Rachinger J, Scheller C et al. A real-time monitoring system for the facial nerve. *Neurosurgery* 2010; 66: 1064–1073, discussion 1073
- [14] Prell J, Rampp S, Romstock J et al. Train time as a quantitative electromyographic parameter for facial nerve function in patients undergoing surgery for vestibular schwannoma. *Journal of neurosurgery* 2007; 106: 826–832
- [15] Prell J, Strauss C, Rachinger J et al. Facial nerve palsy after vestibular schwannoma surgery: Dynamic risk-stratification based on continuous EMG-monitoring. *Clin Neurophysiol* 2014; 125: 415–421
- [16] Rampp S, Prell J, Thielemann H et al. Baseline correction of intraoperative electromyography using discrete wavelet transform. *J Clin Monit Comput* 2007; 21: 219–226
- [17] Rampp S, Rachinger J, Scheller C et al. How many electromyography channels do we need for facial nerve monitoring? *J Clin Neurophysiol* 2012; 29: 226–229
- [18] Dong CC, Macdonald DB, Akagami R et al. Intraoperative facial motor evoked potential monitoring with transcranial electrical stimulation during skull base surgery. *Clin Neurophysiol* 2005; 116: 588–596
- [19] Fukuda M, Oishi M, Takao T et al. Facial nerve motor-evoked potential monitoring during skull base surgery predicts facial nerve outcome. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 2008; 79: 1066–1070
- [20] Acioly MA, Liebsch M, Carvalho CH et al. Transcranial electrocortical stimulation to monitor the facial nerve motor function during cerebellopontine angle surgery. *Neurosurgery* 2010; 66: 354–361 discussion 362
- [21] Matthies C, Raslan F, Schweitzer T et al. Facial motor evoked potentials in cerebellopontine angle surgery: technique, pitfalls and predictive value. *Clin Neurol Neurosurg* 2011; 113: 872–879
- [22] Szelenyi A, Kothbauer KF, Deletis V. Transcranial electric stimulation for intraoperative motor evoked potential monitoring: Stimulation parameters and electrode montages. *Clin Neurophysiol* 2007; 118: 1586–1595
- [23] Pechstein U, Cedzich C, Nadstawek J et al. Transcranial high-frequency repetitive electrical stimulation for recording myogenic motor evoked potentials with the patient under general anesthesia. *Neurosurgery* 1996; 39: 335–343 discussion 343–334
- [24] Taniguchi M, Cedzich C, Schramm J. Modification of cortical stimulation for motor evoked potentials under general anesthesia: technical description. *Neurosurgery* 1993; 32: 219–226
- [25] Zentner J. Influence of anesthetics on the electromyographic response evoked by transcranial electrical cortex stimulation. *Funct Neurol* 1989; 4: 299–300
- [26] Szelenyi A, Deletis V. Motor evoked potentials. *Journal of neurosurgery* 2004; 101: 563–564, author reply 564
- [27] Deletis V. What does intraoperative monitoring of motor evoked potentials bring to the neurosurgeon? *Acta Neurochir (Wien)* 2005; 147: 1015–1017
- [28] Morota N, Deletis V, Constantini S et al. The role of motor evoked potentials during surgery for intramedullary spinal cord tumors. *Neurosurgery* 1997; 41: 1327–1336
- [29] Sala F, Manganotti P, Tramontano V et al. Monitoring of motor pathways during brain stem surgery: what we have achieved and what we still miss? *Neurophysiol Clin* 2007; 37: 399–406
- [30] Kombos T, Suess O, Pietila T et al. Subdural air limits the elicitation of compound muscle action potentials by high-frequency transcranial electrical stimulation. *Br J Neurosurg* 2000; 14: 240–243
- [31] Rampp S, Prell J, Rachinger JC et al. Does electrode placement influence quality of intraoperative monitoring in vestibular schwannoma surgery? *Cen Eur Neurosurg* 2011; 72: 22–27
- [32] Eisner W, Schmid UD, Reulen HJ et al. The mapping and continuous monitoring of the intrinsic motor nuclei during brain stem surgery. *Neurosurgery* 1995; 37: 255–265
- [33] Harner SG, Daube JR, Ebersold MJ et al. Improved preservation of facial nerve function with use of electrical monitoring during removal of acoustic neuromas. *Mayo Clin Proc* 1987; 62: 92–102
- [34] Harper CM, Daube JR. Facial nerve electromyography and other cranial nerve monitoring. *J Clin Neurophysiol* 1998; 15: 206–216
- [35] Prell J, Rampp S, Ache J et al. The potential of quantified lower cranial nerve EMG for monitoring of anesthetic depth. *J Neurosurg Anesthesiol* 2012; 24: 139–145
- [36] Nakao Y, Piccirillo E, Falcioni M et al. Electromyographic evaluation of facial nerve damage in acoustic neuroma surgery. *Otol Neurotol* 2001; 22: 554–557
- [37] Rampp S, Strauss C, Scheller C et al. A-trains for intraoperative monitoring in patients with recurrent vestibular schwannoma. *Acta Neurochir (Wien)* 2013; 155: 2273–2279, discussion 2279
- [38] Harner R. Automatic EEG spike detection. *Clin EEG Neurosci* 2009; 40: 262–270
- [39] Strauss C, Prell J, Rampp S et al. Split facial nerve course in vestibular schwannomas. *Journal of neurosurgery* 2006; 105: 698–705
- [40] Prell J, Strauss C, Rachinger J et al. The intermedius nerve as a confounding variable for monitoring of the free-running electromyogram. *Clin Neurophysiol* 2015; 126: 1833–1839
- [41] Alfieri A, Rampp S, Strauss C et al. The relationship between nervus intermedius anatomy, ultrastructure, electrophysiology, and clinical function. Usefulness in cerebellopontine microsurgery. *Acta Neurochir (Wien)* 2014; 156: 403–408
- [42] Sala F, Palandri G, Basso E et al. Motor evoked potential monitoring improves outcome after surgery for intramedullary spinal cord tumors: a historical control study. *Neurosurgery* 2006; 58: 1129–1143, discussion 1129–1143
- [43] Hou B. The medium and long-term effect of electrophysiologic monitoring on the facial nerve function in minimally invasive surgery treating acoustic neuroma. *Exp Ther Med* 2018; 15: 2347–2350
- [44] Sanna M, Taibah A, Russo A et al. Perioperative complications in acoustic neuroma (vestibular schwannoma) surgery. *Otol Neurotol* 2004; 25: 379–386
- [45] Samii M, Matthies C. Management of 1000 vestibular schwannomas (acoustic neuromas): the facial nerve–preservation and restitution of function. *Neurosurgery* 1997; 40: 684–694, discussion 694–685
- [46] Comey CH, Jannetta PJ, Sheptak PE et al. Staged removal of acoustic tumors: techniques and lessons learned from a series of 83 patients. *Neurosurgery* 1995; 37: 915–920, discussion 920–911
- [47] Howick J, Cohen BA, McCulloch P et al. Foundations for evidence-based intraoperative neurophysiological monitoring. *Clin Neurophysiol* 2016; 127: 81–90
- [48] Prell J. How to deal with the “Gordian knot” of evidence base? *Clin Neurophysiol* 2016; 127: 2970–2971