

Habilitační práce

**Intraoperační evokované odpovědi a elektromyografie  
v neurochirurgii**

MUDr. Svatopluk Ostrý, Ph.D.

2023

## Poděkování

Habilitační práce vychází z výzkumu, který jsem prováděl v letech 2001-2012 na Neurochirurgické klinice 1.LF UK, IPVZ a UVN a v letech 2013-2021 na také na Neurochirurgickém, později na Neurologickém oddělení Nemocnice České Budějovice, a.s.

Po dobu mého působení na Neurochirurgické klinice UVN jsem měl příležitost se při řešení odborných i vědeckých úkolů učit od mimořádně vzdělaných, odborně zkušených i lidsky charakterních kolegů, autorů i spoluautorů společných odborných sdělení.

Mým nesmírným štěstím byla příležitost poznávat pod vedením prof. MUDr. Luborem Stejskala, DrSc zákonitosti neurologie a klinické neurofyziologie. Tehdy jsem začal získávat nejen množství klinických zkušeností v neurofyziologické laboratoři a na operačním sále, ale také i návyků systematické vědecké práce. Díky jeho vedení jsem se naučil chápat důležitost znalostí a pochopení základních principů, schopnosti zjednodušení a zobecnění na první pohled i těch nejsložitějších problémů.

Vizionářský a osvícenský postoj přednosta neurochirurgické kliniky prof. MUDr. Vladimíra Beneše, DrSc. k intraoperační neurofyziologii mi umožnil, již jako mladému sekundáři, účastnit se a ovlivňovat průběh i těch nejnáročnějších neurochirurgických výkonů.

Zde bych rád poděkoval profesoru Luboru Stejskalovi za nesmírné úsilí, trpělivost, pochopení i nadhled jemu vlastní, kterými vedl mé kroky neurologií i klinickou neurofyziologií. Profesoru Vladimíru Benešovi za možnost uplatnit neurologické dovednosti v prostředí neurochirurgie, odvahu a důvěru, díky níž bylo možné intraoperační monitorování rozvíjet a přinést tak neurochirurgickým výkonům nový rozměr.

Kromě mých kolegů, odborníků, mají nemalý podíl na vzniku habilitační práce i lidé mně nejbližší.

Velký dík patří mé manželce Vladce za zázemí, které svou trpělivostí, soustavnou podporou a pochopením vytvářela, bez něhož bych se nemohl soustředěně vědecké činnosti věnovat. Stejně tak děkuji i celé své rodině i blízkým za soustavnou především psychickou podporu.

# Obsah

1	Úvod .....	6
2	Seznam zkratek.....	7
3	Soubor komentovaných prací .....	12
4	Evokované odpovědi na operačním sále.....	31
4.1	Bezpečnost intraoperační monitorace .....	32
4.2	Hodnocení biosignálu, odpovědí.....	34
4.3	Předoperační příprava.....	37
4.4	Anestezie .....	39
5	Monitorace při operacích v supratentoriální oblasti.....	47
5.1	Senzitivní dráhy a centrální sulkus .....	48
5.2	Motorické dráhy – mapování a monitorace.....	50
5.2.1	Kortikální a subkortikální mapování.....	50
5.2.2	Monitorace CST .....	57
5.3	Mapování a monitorace při operacích s bdělou fází .....	59
6	Monitorace při operacích na cévním řečišti mozku .....	62
6.1	Intrakraniální operace .....	63
6.2	Extrakraniální operace.....	67
7	Monitorace při operacích v zadní jámě a baze lební.....	71
7.1	Motorické dráhy .....	72
7.1.1	Mapování motorických drah .....	72
7.2	Monitorace motorických drah.....	73

7.2.1	Kortikobulbární dráha – CBT .....	73
7.2.2	Monitorace free-run EMG: .....	75
7.3	Senzitivní dráhy .....	76
7.4	Sluchová dráha .....	76
7.5	Hlavové nervy a jádra hlavových nervů.....	79
7.5.1	Mapování jader hlavových nervů .....	79
7.5.2	Mapování hlavových nervů .....	80
7.5.3	Okohybné a dolní hlavové nervy (n. III, IV, VI, IX, X, XI, XII) .....	82
7.5.4	Reflexní děje .....	83
7.5.5	Mikrovaskulární dekomprese .....	85
8	Monitorace operací spinálních a míšních.....	87
8.1	Motorické dráhy .....	90
8.2	Senzitivní dráhy .....	95
8.3	Kritéria hodnocení SEP a MEP .....	99
8.4	Míšní kořeny .....	101
8.5	Operace míšního konu a cauda equina .....	105
8.5.1	Selektivní dorzální rhizotomie - SDR .....	107
8.5.2	Tethered cord syndrom .....	108
9	Monitorace operací periferních nervů .....	110
9.1	Monitorace operací periferních nervů .....	110
9.2	Monitorace operací pažní pleteně .....	113
10	Literatura .....	114

11	Soubor prací tvořící habilitační práci.....	164
----	---	-----

# 1 Úvod

Téma habilitační práce vychází z dosavadní odborné a publikační činnosti autora zaměřené na intraoperační neurofyziologickou monitoraci evokovaných odpovědí a intraoperační elektromyografii. Práce shrnuje a stručně popisuje nejdůležitější a nejpoužívanější techniky monitorace a mapování.

Použití intraoperační neurofyziologie se neomezuje pouze na neurochirurgii, ale zasahuje do řady dalších oborů. Mezi hlavními jmenujme např. spondylochirurgii, otorhinolaryngologii, kardiovaskulární chirurgii a intervenční radiologii. Výčet oborů není ani zdaleka úplný, ani konečný. Spektrum i složitost výkonů narůstá. Neustále narůstající tlak na zvyšování bezpečnosti, snižování morbidity i komplikací operací vyžaduje detailnější funkční sledování během výkonů.

Obligatorní účastníci všech složitějších výkonů jsou tři. Rozhodnutí o výkonu a provedení výkonu je na chirurgovi, zajištění pacienta během výkonu na anesteziologovi, sledování funkcí na neurofyziologovi. K nim se přidávají další neméně důležití odborníci z řad radiologů, epileptologů, logopedů, neuropsychologů, otorhinolaryngologů, ophthalmologů, kardiologů a dalších. Do budoucna rozrůstání přidružených specialistů je logické a zároveň vítané.

V zájmu přehlednosti a srozumitelnosti se tato práce zabývá strategií a postupy intraoperačního neurofyziologického monitorování evokovaných odpovědí a elektromyografie u nejvýznamnějších neurochirurgických a spondylochirurgických výkonů.

## 2 Seznam zkratek

μs	mikrosekunda	microsecond
μV	mikrovolt	microvolt
ACA	arteria cerebri anterior	anterior cerebral artery
AComA	arteria communicans anterior	anterior communicans artery
AChR	acetylcholinový receptor	acetylcholine receptor
AMR	abnormální svalová odpověď	abnormal muscle response
AN	aneurysma	aneurysm
ASA	arteria spinalis anterior	anterior spinal artery
AVF	arteriovenózní fistule	arteriovenous fistula
AVM	arteriovenózní malformace	arteriovenous malformation
BAEP	sluchový kmenový evokovaný potenciál	brainstem auditory evoked potential
BCR	bulbokavernózní reflex	bulbocavernous reflex
BR	blink reflex	blink reflex
CBT	kortikobulbární dráha	corticobulbar tract
CCA	arteria carotis communis	common carotid artery
CEA	karotická endarterektomie	carotid endarterectomy
CMAP	souhrnný svalový akční potenciál	compound muscle action potential
CoMEP	kortiko bulbární motorický evokovaný potenciál	cortico bulbar motor evoked potential
CoN	cochleární nukleogram	cochlear nucleogram
CoNAP	cochleární nervový akční potenciál	cochlear nerve action potential
CRDT	kompletní resekce detekovatelného tumoru	complete resection detected tumor
CRET	kompletní resekce enhancujícího tumoru	complete resection enhancing tumor

CS	centrální sulkus	central sulcus
CST	kortikospinální dráha	corticospinal tract
CTA	CT angiografie	CT angiography
CUSA	ultrazvukový aspirátor	cavintron ultrasound aspirator
cx-MEP	kortikální motorický evokovaný potenciál	cortical motor evoked potential
dB	decibell	decibell
DCS	přímá kortikální stimulace	direct cortical stimulation
div	dílek	division
DRAP	akční potenciál zadního kořene	dorsal root action potential
DREZ	dorsal root entry zone	dorsal root entry zone
DSS	přímá subkortikální stimulace	direct subcortical stimulation
DTF	čas od prvních dveří do obnovy průtoku	door to flow time
DTI	difuzní tenzorové zobrazení	diffusion tensor imaging
DTT	tensorová traktografie	diffusion tensor tractography
DWI	difúzně vážený obraz	diffusion weighted image
ECA	arteria carotis externa	external carotid artery
ECoG	elektrokortikogram	electrocorticogram
EEG	elektroencefalografie	electroencephalography
eICA	extrakraniální arteria carotis interna	extracranial internal carotid artery
EMG	elektromyografie	electromyography
EP	evokovaný potenciál	evoked potential
EPSP	excitační postsynaptický potenciál	excitatory postsynaptic potential
fMRI	funkční magnetická rezonance	functional magnetic resonance imaging
GABA	kyselina gama-amino máselná	gama-amino butyric acid
HFS	hemifaciální spasmus	hemifacial spasm



Hz	Hertz	Hertz
ICA	arteria carotis interna	internal carotid artery
iDTT	intraoperační tensorová traktografie	intraoperative diffusion tensor tractography
iMRI	intraoperační magnetická rezonance	intraoperative magnetic resonance
IMSCT	intramedulární míšňí tumor	intramedullary spinal cord tumor
IONM	intraoperační neurofyziologická monitorace	intraoperative neurophysiological monitoring
ISI	interstimulus interval	inter-stimulus interval
ITI	intertrain interval	inter-train interval
LAR	laryngeální adduktorový reflex	laryngeal adductor reflex
LE	dolní končetina	lower extremity
m. ADV	musculus abductor digiti quinti	abductor digiti quinti muscle
m. APB	musculus abductor pollicis brevis	musculus abductor pollicis brevis
m. IDI	musculus interosseus primus	first interosseous muscle
m. OOc	musculus orbicularis oculi	orbicular oculi muscle
mA	miliampér	miliampere
MAC	střední alveolární koncentrace	mean alveolar concentration
MCA	arteria cerebri media	middle cerebral artery
MEP	motorický evokovaný potenciál	motor evoked potential
mIONM	multimodální intraoperační neurofyziologická monitorace	multimodal intraoperative neurophysiological monitoring
mJ	milijoule	milijoule
mm	milimetr	millimeter
mMEP	svalový motorický evokovaný potenciál	muscle motor evoked potential
MMK	mostomozečkový kout	cerebellopontine angle
MRC	svalová síla Medical Research Council	muscle strength Medical Research Council

MRI	magnetická rezonance	magnetic resonance
mRS	modifikovaná Rankinova škála	modified Rankin scale
ms	milisekunda	milisecond
MVD	mikrovaskulární dekomprese	microvascular decompression
N2O	oxid dusný	nitrogen oxid
NAP	nervový akční potenciál	nerve action potential
NMDA	N-methyl-D-aspartát	N-methyl-D-aspartate
nMEP	neurogení motorický evokovaný potenciál	neurogenic motor evoked potential
NVC	neurovaskulární konflikt	neurovascular conflict
OA	arteria ophthalmica	ophthalmic artery
OTF	čas od prvních příznaků do obnovy průtoku	onset to flow time
PMC	primární motorická kůra	primary motor cortex
PSA	arteria spinalis posterior	posterior spinal artery
PSC	primární senzitivní kůra	primary somatosensory cortex
rCBF	regionální mozkový krevní průtok	regional cerebral blood flow
RFP	období bez recidivy	recurrence free period
rS	Spearmanův korelační koeficient	Spearman correlation coefficient
SAE	zevní anální svěrač	sphincter ani externus
sc-MEP	subkortikální motorický evokovaný potenciál	subcortical motor evoked potential
SDR	selektivní dorzální rhizotomie	selective dorsal rhizotomy
SEF	spectral edge frequency	spectral edge frequency
SEP	somatosenzorický evokovaný potenciál	somatosensory evoked potential

SEP-amp	absolutní hodnota amplitudy somatosenzorického evokovaného potenciálu	absolute value amplitude of somatosensory evoked potential
SEP-ratio	mezistranový poměr amplitud somatosenzorického evokovaného potenciálu	side-to-side amplitude ratio of somatosensory evoked potential
SMA	suplementární motorická area	supplementary motor area
SNAP	sensitivní nervový akční potenciál	sensitive nerve action potential
SNR	poměr signálu k šumu	signal to noise ratio
TCD	transkraniální doppler	transcranial doppler
TcMEP	transkraniální motorický evokovaný potenciál	transcranial motor evoked potential
TES	transkraniální elektrická stimulace	transcranial electrical stimulation
TIVA	celková intravenózní anestezie	total intravenous anesthesia
TMS	transkraniální magnetická stimulace	transcranial magnetic stimulation
TOF	train čtyř pulzů	train of four
UE	horní končetina	upper extremity
VEP	zrakový evokovaný potenciál	visual evoked potential

### 3 Soubor komentovaných prací

Práce bezprostředně se týkající tématu: (A-F)

A - **Ostry S**, Stejskal L. Evokované odpovědi a elektromyografie v intraoperační monitoraci v neurochirurgii. [Evoked Responses and Electromyography in Intraoperative Monitoring in Neurosurgery]. *Cesk Slov Neurol N*. 2010;73/106(1):8-18. **IF 0,421**

B - **Ostry S**, Belsan T, Otahal J, Benes V, Netuka D. Is intraoperative diffusion tensor imaging at 3.0T comparable to subcortical corticospinal tract mapping? *Neurosurgery*. 2013;73(5):797-807; discussion 6-7. **IF 3,238 Q1**

C - **Ostry S**, Netuka D, Benes V. Rolandic area meningioma resection controlled and guided by intraoperative cortical mapping. *Acta Neurochir (Wien)*. 2012;154(5):843-53. **IF 1,878 Q2**

D - Stejskal L, Kramar F, **Ostry S**, Benes V, Mohapl M, Limberk B. Experience of 500 cases of neurophysiological monitoring in carotid endarterectomy. *Acta Neurochir (Wien)*. 2007;149(7):681-8; discussion 9. **IF 1,546 Q2**

E - **Ostry S**, Nevsimal M, Nevsimalova M, Reiser M, Fiedler J. Median somatosensory evoked potential as a predictor of clinical outcome after urgent surgical extracranial internal carotid artery recanalization. *Clin Neurophysiol*. 2021;132(2):372-81. **IF 4,861 Q1**

F - **Ostry S**, Nevsimal M, Reiser M, Voldrich R, Krticka O, Kubale J, Nevsimalova M, Fiedler J. Intraoperative neurophysiological monitoring during urgent surgical extracranial internal carotid artery recanalization. *Clin Neurophysiol*. 2022. **IF 4,861 Q1**

Další práce blízké tématu: (G-K)

G - Vanek P, Votavova M, **Ostry S**, Benes V, Pavelka K. Korekce kyfotické deformity krční páteře při ankylozující spondyloartritidě pedikl subtrakční osteotomií sedmého krčního obratle. [Correction of kyphotic deformity of the cervical spine in ankylosing spondylitis using pedicle subtraction osteotomy of the seventh cervical vertebra]. Acta Chir Orthop Traumatol Cech. 2014;81(5):317-22. **IF 0,564 Q3**

H - **Ostry S**, Stejskal L, Plas J. [Peroperative monitoring during microvascular decompression for facial hemispasm and trigeminal neuralgia]. Cesk Slov Neurol N. 2003;66/99(6):404-8. **IF 0,112**

I - Netuka D, **Ostry S**, Belsan T, Kramar F, Benes V. Intraoperative MR imaging in a case of a cervical spinal cord lesion. J Neurosurg Spine. 2011;14(6):754-7. **IF 2,000, Q2**

J - Benes V, III, Bradac O, **Ostry S**, Buchvald P, Kramar F, Kaiser M, Suchomel P, Benes V, Jr. Intramedullary Astrocytoma - a Series of 15 Patients and Literature Overview. Cesk Slov Neurol N. 2010;73/100(2):169-77. **IF 0,421**

K - **Ostry S**, Stejskal L, Kramar F, Netuka D, Mohapl M, Benes V. Hypercapnia impact on vascular and neuronal reactivity in patients before and after carotid endarterectomy. Zentralbl Neurochir. 2007;68(2):59-66. **IF 0,638**

A: Ostry S, Stejskal L. Evokované odpovědi a elektromyografie v intraoperační monitoraci v neurochirurgii. [Evoked Responses and Electromyography in Intraoperative Monitoring in Neurosurgery]. Cesk Slov Neurol N. 2010;73/106(1):8-18. IF 0,421

Práce má podobu přehledné minimonografie pojednávající o intraoperačním neurofyziologickém monitorování a mapování během neurochirurgických výkonů.

První obecná část se zabývá základními principy neurofyziologie, získání signálu v prostředí operačního sálu a způsobu hodnocení. Poukazuje na důležitost předoperační přípravy a úskalí plynoucí z anestezie.

Integrální součástí intraoperačního neurofyziologického monitorování (IONM) je pečlivá a podrobná předoperační příprava. Autoři zdůrazňují znalost klinického obrazu a předoperační vybavenosti evokovaných odpovědí. Ty významně ovlivňují možnosti a spolehlivost IONM. Integrální součástí monitorace je předoperační schůzka týmu. Úkolem schůzky je stanovit cíle operace, rozsah, možnosti i limity monitorace a mapování, strategie postupu při významných změnách odpovědí. Neméně významným je způsob vedení anestezie. Intravenózní celková anestezie (TIVA) s kontinuální aplikací propofolu a opiátů znamená optimální volbu. TIVA umožňuje monitoraci motorických evokovaných odpovědí (MEPs). MEPs umožňují přímé určení motorických oblastí a přímé sledování vodivosti drah. Díky intraoperačním MEPs lze přesněji stanovit okamžik ohrožení motorické oblasti. Díky účinném opatření tak lze spolehlivěji předcházet paréze.

Druhá část práce se zaměřuje na nejčastější operační výkony prováděné s IONM.

K jedněm z nejčastějších patří karotická endarterektomie (CEA). Spolehlivým markerem kortikální ischemie je amplituda somatosenzorických evokovaných potenciálů (SEP). Pokles amplitudy N20/P25 je v dobrém souladu s poklesem korového regionálního krevního průtoku (rCBF) a ukazuje na časný rozvoj ischemie. Ipsilaterální pokles amplitudy po uzávěru společné krkavice (CCA) je indikací k zavedení intraluminálního shuntu. Selektivní použití shuntu zvyšuje bezpečnost operace. Odezva

poklesu amplitudy SEP je v porovnání se změnou frekvenčního spektra v elektroencefalografii (EEG) rychlejší, hodnocení snazší a méně ovlivněno rušením okolí.

Operace na intrakraniálním řečišti s sebou přináší riziko ischemie korové – teritoriální, tak i subkortikální. Ke kortikální ischemii dochází stenózou nebo okluzí velkého kmene tepny, např. větve arteria cerebri media (MCA). Subkortikální ischemii má obvykle na svědomí okluze nebo zalomení (kink) perforátoru vycházejícího z některého z proximálních segmentů mozkových tepen. K oběma situacím může docházet nezávisle na sobě a bez ohledu na to, zda je zamýšlený uzávěr dočasný (proximální kontrola M1), nebo trvalý (vyřazení aneurysmatu). SEPs jsou spolehlivým markerem pro záchyt teritoriální korové ischemie, MEPs zachytí poruchu perfúze perforátory zásobující kortikospinální trakt (CST).

Během operací v rolandické krajině a v blízkosti CST je nutné určit nejprve uložení centrálního sulku (CS), poté rozsah primární motorické kůry (PMC) a nakonec sledovat průběh a vodivost CST během celé resekce. Tangenciální uložení generátoru primární somatosenzorické odpovědi v zadní stěně CS (area 3b) způsobuje, že polarita somatosenzorických odpovědí mezi svody parietálními a frontálními je opačná. Místo zvratu fáze SEP n. medianus ukazuje na uložení CS. Monopolární anodovou stimulací krátkým trainem mapujeme povrch mozku, abychom přesný rozsah PMC určili. Stejným trainem opakovaně stimulujeme PMC, abychom monitorovali vodivost celým CST. Monitorace vodivosti CST se během resekce doplňuje subkortikálním mapováním stěn resekční dutiny, které slouží k vyhledávání průběhu vláken CST. Při subkortikálním mapování je aktivní elektrodou katoda. Prahová intenzita motorických odpovědí je v přímé úměře se vzdáleností průběhu axonů CST za hranicí aktuální resekce.

Operace v zadní jámě lební a v oblasti baze lební s sebou nese riziko řady invalidizujících poruch plynoucích z léze hlavových nervů, jader, ale i dlouhých drah. K významným hendikepům je třeba řadit i takové poruchy jako jsou diplopie nebo dysfagie. Hlavní úlohy neurofyzologie jsou dvě: vyhledávání (*mapování*) průběhu hlavových nervů a uložení jader v operačním poli v oblasti baze, mostomozečkového koutu a v mozkovém kmeni; sledování (*monitorace*) vodivosti vláken hlavových

nervů a kmenových drah. Epizody mapování se střídají s epizodami resekce. Mapování vyžaduje přímou součinnost chirurga a přináší pouze epizodickou zprávu o funkčnosti tkáně mimo resekční fázi. Kritickou pro funkci hlavového nervu je výbavnost stimulační odpovědi od kmene (proximálně). Pokles proximální odpovědi v průběhu resekce je projevem poruchy vedení a důvodem ponechání rezidua tumoru adherujícího k nervu v zájmu zachování funkce nervu. Registrací spontánní svalové aktivity monitorujeme funkční integrity hlavových nervů během resekce. Výskyt injury potenciálů během manipulace s nervem mohou být projevem poranění jeho vláken. K prognosticky nejvýznamnějším fenoménům patří tzv. „A-train“. Na základě výskytu, ale i celkové doby trvání lze odhadovat riziko vzniku pooperační parézy. Monitorace kmenových drah se omezuje na somatosenzorické a sluchové. Obtíže s hodnocením kmenových sluchových evokovaných potenciálů (BAEPs) přináší dlouhý analyzační čas a náchylnost k rušení signálu okolními vlivy. Řadu kmenových drah monitorovat nelze. K monitoraci vodivosti sluchovým nervem je nejspolehlivější snímání invazivní v podobě kochleárního nervového akčního potenciálu (CoNAP) nebo kochleárního nukleogramu (CoN) registrovaného z laterálního recesu IV. komory.

Monitorace míšních drah během resekce intramedulárních expanzí (IMSCT) je jednou z nejpropracovanějších technik. Hlavní roli v IONM hraje monitorace motorických odpovědí. Spolehlivost monitorace IMSCT zvyšuje kombinace svalových MEPs (mMEPs) a míšních odpovědí (D-vlny). Svalové MEPs jsou citlivější než D-vlna, proto i kritéria mMEPs jsou mírnější, než u D-vlny. Pooperační parézu predikuje ztráta mMEPs. Pokles amplitudy D-vlny o > 50 % baseline pak určuje, zda paréza bude dočasná, nebo trvalá.



B: Ostry S, Belsan T, Otahal J, Benes V, Netuka D. Is intraoperative diffusion tensor imaging at 3.0T comparable to subcortical corticospinal tract mapping? *Neurosurgery*. 2013;73(5):797-807; discussion 6-7. IF 3,238 Q1

Podmínkou zachování motorické funkce je funkční integrita PMC i CST. Resekce gliálních nádorů v blízkosti motorické zóny s sebou nesou riziko poškození CST. Expanze v podkoří CST mohou odtlačovat, nebo infiltrovat. Rozsah resekce v bílé hmotě musí zohlednit průběh CST, jehož vlákna musí být uchráněna.

Mnoho úsilí bylo vynaloženo na zobrazení CST v obraze navigace magnetické rezonance (MRI) pro lepší orientaci chirurga během operace. Difuzní tenzorová traktografie (DTT) umožní rekonstrukci CST na předoperačním skenech. Po dekompresi mozku durotomií nebo částečnou resekcí dochází k nepredikovatelnému posunu mozkové tkáně tzv. „brain-shiftu“ co do vzdálenosti i směru. Spolu s posunem tkáně mozku dochází ke změně skutečného průběhu CST, které již neodpovídá rekonstrukci DTT na předoperační MRI. Předpokládáme, že by intraoperační MRI (iMRI) s intraoperační traktografií (iDTT) měla aktualizovat průběh CST, který by pak měl odpovídat skutečnosti.

Cílem práce bylo porovnat spolehlivost předoperačního zobrazení CST v DTT a intraoperačního v iDTT s intraoperačním subkortikálním mapováním.

Byla porovnáována prahová intenzita monopolárního katodového subkortikálního podnětu v miliampérech [mA] pro vybavení motorického evokovaného potenciálu (sc-MEP) a vzdálenosti místa stimulace v milimetrech [mm] od hranice rekonstrukce průběhu vláken CST zobrazeného pomocí 3,0 T MRI předoperačně i intraoperačně.

Prospektivní soubor čítal 25 pacientů se solitární intrisickou supratentoriální expanzí komprimující, nebo infiltrující CST. Všichni pacienti podstoupili resekci potenciálně elokventní expanze s intraoperační monitorací a mapováním CST a MRI zobrazením CST předoperačním v DTT a intraoperačním v iDTT.

Během operace byla do navigačního systému uložena všechna místa subkortikální stimulace s hodnotou prahové intenzity proudu pro vybavení MEP. Pooperačně byla změřena vzdálenost místa stimulace od hranice CST zobrazeného DTT a iDTT.

Na vzorku bylo hodnoceno 155 míst subkortikální stimulace s DTT daty a 103 míst s obrazem iDTT. Intraoperační traktografii – iDTT bylo možné rekonstruovat pouze u 16 pacientů (64 %). Důvodem byla špatná kvalita zdrojového difuzně váženého obrazu (DWI) iMRI.

Nejnižší prahová intenzita proudu byla 1,0 mA před iMRI a 0,5 mA po provedení iMRI. Uložená pozice stimulační elektrody se nacházela uvnitř CST dle MRI (v 12 % dle DTT a v 31 % dle iDTT). Pozice elektrody dle MR navigace ukazovala přímou destrukci CST. Stimulační práh sc-MEPs i pooperační klinický nález destrukci CST souhlasně vylučovaly. Distribuci vzdáleností subkortikální stimulace v předoperačním a intraoperačním obraze ukazuje Tabulka B-1.

Radikalita resekce (kompletní resekce detekovatelného – CRDT, resp. enhancujícího tumoru – CRET) byla dosažena v 68 %. Přechodný motorický deficit rozvinulo 7 pacientů (32 %), trvalý neinvalidizující, pouze jeden pacient (4 %).

<b>Minimal Probe Tip-CST Distance, mm</b>	<b>Pre-Dist</b>	<b>%</b>	<b>Post-Dist</b>	<b>%</b>
>10.0	8	32	4	25
5.1-10.0	6	24	4	25
0.1-5.0	8	32	3	19
≤0.0	3	12	5	31
Total	25		16	

#### **Tabulka B-1**

##### **Minimální vzdálenost stimulace od hranice CST v MRI obraze**

*(záporné hodnoty znamenají pozici stimulátoru uvnitř traktu).*

Statistickým zpracováním bylo dosaženo lineární závislosti prahového podnětu a vzdálenosti nízké síly  $R = 0,470$  a  $R = 0,338$  pro předoperační DTT, resp. intraoperační iDTT.

Nepřesnost předoperačních MRI dat a skutečnosti byla jednoduše vysvětlitelná tkáňovým posunem (brain-shift). Toto zjištění bylo v plném souladu s dosavadními literárními daty. Nesoulad iMRI dat byl paradoxně významnější než u dat předoperačních. Vysvětlení je nasnadě v podobě významně horší kvality intraoperačních DWI, které byly zdrojem pro rekonstrukci CST v iDTT. Distorze DWI byla způsobena nejčastěji přítomností vzduchu v intrakraniu při iMRI. Navzdory vysoce benevolentnímu kritériu dobré kvality intraoperačního obrazu nebylo u třetiny pacientů možné intraoperačně CST v iDTT zrekonstruovat vůbec.

Koeficienty lineárních závislostí byly vždy významně menší než 1 (0,257 pro extraoperační data a 0,098 pro data intraoperační). Ani jedna z uvedených závislostí nepodporují teorii extrapolace prahové intenzity subkortikálních MEPs v [mA] a vzdálenosti místa stimulace o vláken CST v [mm] v poměru 1:1.

Naše výsledky nijak nepodporují hojně užívanou extrapolaci prahové intenzity sc-MEPs a vzdálenosti místa stimulace od průběhu vláken CST za hranici resekce v bílé hmotě.

Dosažená zjištění ukazují superioritu intraoperačního neurofyziologického subkortikálního mapování nad MR zobrazením. Hlavním důvodem byla dokonalá spolehlivost intraoperační neurofyziologie.

IONM ani mapování nesehaly v žádném případě, k selhání (nehodnotitelná data) iDTT došlo v 36 %.

Brain shift velkého mozku ve všech rovinách devaluje traktografii a zvyšuje cenu intraoperačních SEPs i MEPs.

C: Ostry S, Netuka D, Benes V. Rolandic area meningioma resection controlled and guided by intraoperative cortical mapping. Acta Neurochir (Wien). 2012;154(5):843-53. IF 1,878 Q2

Meningeomy, ačkoliv extracerebrální procesy, mohou představovat intraoperační riziko poškození mozkové kůry. V místech píálního zásobení anatomická hranice mezi tumorem a mozkem mizí. Má-li být resekce radikální, pak musí být v těchto místech subpíální. Pokud to nastane v PMC, vzniká paréza.

Ačkoliv konvexitární meningeomy patří k lézím s nejmenší incidencí pooperačního deficitu (1,8 % – 5,6 %), lze předpokládat, že dominantní podíl paréz vzniká, zasahuje-li expanze do rolandické oblasti. V naší práci byly vyhledávány místa adheze meningeomu v PMC. Adherující část meningeomu by měla být ponechána pouze v PMC v zájmu zachování motorické funkce, mimo PMC by měla být resekována v zájmu radikality.

Do souboru byli zahrnuti retrospektivně pacienti s konvexitárním, parasagitálním nebo falcinním meningeomem, u kterých dle předoperační MRI v T2 obraze tumor zasahoval do precentrálního gyru, postcentrálního gyru nebo CS.

Monopolární anodovou stimulací krátkým trainem bylo provedeno kortikální mapování. Dle prahové intenzity pro vybavení MEP bylo určeno přesné uložení PMC.

Kritéria výběru splňovalo 42 pacientů. Předoperační a pooperační klinická i grafická data shrnuje Tabulka C-1.

Monopolární anodovou stimulací bylo provedeno kortikální mapování se stanovením prahu motorické odpovědi v každém místě stimulace, zvláště pak na hranici kontaktu meningeomu s povrchem mozku. Došlo-li ke ztrátě hranice tumor-mozek v PMC, pak bylo ponecháno reziduum v podobě co nejtenčí vrstvy tumoru adherující ke kůře a pouze v nezbytném rozsahu odpovídajícímu PMC. Vrstva rezidua v PMC byla postupně zmenšována za soustavné kontroly motorického prahu při stimulaci přes vrstvu tumoru. Vrstva rezidua byla zmenšována tak dlouho, až rozdíl motorického prahu mezi stimulací přes vrstvu rezidua a přímé stimulace přiléhající kůry byl < 2 mA. Mimo PMC byla resekce včetně adherujících částí radikální.

Hranice tumor-kortex vymizela v PMC u 15 (35,7 %) pacientů. Parciální resekce (Simpson – IV) bylo dosaženo u 11 (26,2 %). Pooperační motorický deficit se rozvinul u 8 (19,0 %), trvalý zůstal ve 3 (7,1 %) případech. Ani radikalita resekce ani histologický stupeň nádoru neovlivnily významně dobu přežití do progresu (viz Tabulka C-2).

Díky intraoperačnímu mapování PMC byly identifikovány ty oblasti kůry, kde ponechání malého rezidua předešlo poškození kůry primární motorické oblasti subpiální resekcí. Vrstva rezidua byla redukována na minimum (viz Tabulka C-2) na základě difference mezi prahovou intenzitou MEP vybaveného přes reziduum a přímou stimulací kůry v bezprostřední blízkosti rezidua.

Autoři pracovali s předpokladem nepřímé úměry objemu rezidua a rizika pooperační recidivy.

Pooperační trvalá morbidita našeho souboru (7,1 %) se přiblížila horní hranici publikované trvalé morbidity konvexitárních meningeomů jako celku (5,6 %).

Intraoperační mapování PMC přispělo ke snížení trvalé pooperační morbidity po resekcích meningeomů rolandické oblasti. Snížení radicality resekce nebylo na úkor zvýšeného výskytu recidiv v pooperačním sledování. Kontroly recidiv bylo v časných fázích progresu dosaženo reresekcí nebo alternativními způsoby léčby.

Clinical data		Preop	%	6 months postop	%	
Muscle strength (MRC)	UE	5	21	50.0%	26	61.9%
		4	13	31.0%	10	23.8%
		3-2	8	19.0%	5	11.9%
		1-0	0	0.0%	1	2.4%
	LE	5	18	42.9%	28	66.7%
		4	15	35.7%	10	23.8%
		3-2	9	21.4%	3	7.1%
		1-0	0	0.0%	1	2.4%
Morphological data						
Tumour volume (cm <sup>3</sup> )	Min	Preop		3 months postop		
	Max	0.5		0.1		
	Median	183.7		7.6		
Extent of resection						
Resection radicality	S-I	25		59.5%		
	S-II	6		14.3%		
	S-IV	11		26.2%		

#### Tabulka C-1

##### Klinický nálezn dle svalové síly, objem expanze před operací a při 3měsíční kontrole.

Radikalita resekce hodnocena dle Simpsonovy škály. *MRC – svalová síla dle Medical Research Council*

Radicality	S-I, II		S-IV	
<i>n</i> (%)	31 (73.8%)		11 (26.2%)	
Grade	I	II	I	II
<i>n</i> (%)	22 (71.0%)	9 (29.0%)	6 (54.5%)	5 (45.5%)
Recurrence	0	1 (11.1%)	2 (33.3%)	2 (40.0%)
Mean follow-up (months)	32.3		44.0	
Mean RFP (months)	-	20	28	21.5
Treatment	-	Res	RT, obs	RT, Res

#### Tabulka C-2

**Dlouhodobé pooperační sledování.** Výskyt recidiv byl zaznamenán po neradikální resekci a u vyššího stupně tumoru. Rozdíl rizika recidiv byl mezi podskupinami nesignifikantní.

*S-I, II; S-IV – Radikalita hodnocena dle Simpsonovy škály; RFP – recurrence free period.*

D: Stejskal L, Kramar F, Ostry S, Benes V, Mohapl M, Limberk B. Experience of 500 cases of neurophysiological monitoring in carotid endarterectomy. Acta Neurochir (Wien). 2007;149(7):681-8; discussion 9. IF 1,546 Q2

Benefit CEA v redukci ischemického iktu je dosažen za podmínky minimalizace perioperačních komplikací. Hlavní komplikací představuje mozková ischemie. Uzávěr CCA patří ke kritickým fázím operace. Selektivní použití intraluminálního shuntu by mělo zajistit dostatečnou perfúzi a zároveň snížit výskyt komplikací spojených s implantací shuntu.

Cílem práce bylo porovnat spolehlivost tří způsobů intraoperační monitorace během CEA v celkové anestezii.

Byla provedena retrospektivní analýza souboru 500 CEA pro stenózu vnitřní krkavice (ICA) provedených během sedmi let. Stenóza byla v 306 případech symptomatická. Všichni pacienti byli operováni v celkové anestezii.

Intraoperační monitorace mozkové perfúze probíhala u všech pomocí SEP n. medianus, a rychlost průtoku v MCA byla sledován pomocí transkranální dopplerometrie (TCD). U 240 pacientů bylo snímáno navíc 4svodové EEG.

Kritéria významných změn byly pro SEP pokles amplitudy o > 50 % nebo prodloužení latence o korových odpovědí o > 1 ms, pro TCD pokles rychlosti průtoku o > 40 % a u EEG pokles rychlých frekvencí o > 50 % a zmnožení pomalé aktivity na dvojnásobek nebo pokles ve spektrální analýze – spectral edge frequency (SEF-95) na < 7,0 Hz.

Úspěšnost monitorace SEP i EEG přesahovala 98 %, monitorace TCD selhala kvůli absenci insonačního okna v 9,2 %.

Určující modalitou vedoucí k varování nebo alarmu byly SEP v 80 případech (16 %), TCD ve 4,2 % a EEG pouze v 0,4 % (viz Tabulka D-1).

	N	%
SEPs	80	16.0
EEG	2	0.4
TCD	21	4.2

**Tabulka D-1**

**Určující modalita monitorace pro varování.**

Alarm byl celkem vyhlášen v 50 případech (10 %) na základě významných změn SEPs a pouze ve dvou (0,4 %) na základě zpomalení EEG. EEG zpomalení v uvedených dvou případech krátce předcházelo významnému poklesu amplitudy SEPs. V dalších 32 případech (6,4 %) nebylo EEG zpomalení provázeno významnými změnami SEPs. TCD změny byly ve všech 21 případech provázeny změnami v SEPs. Ve zbývajících 59 případech významného poklesu amplitudy SEPs byly změny v TCD nevýznamné.

Alarm vyhlášený ve fázi preparace ICA vedl ve dvou případech (0,4 %) k předčasnému ukončení výkonu. Intraluminální shunt byl na základě alarmu po uzavření CCA zaveden ve 14 případech (2,8 %).

Pooperační motorický deficit se rozvinul u 13 pacientů (2,6 %), u devíti z nich byla hemiparéza přechodná, u čtyř (0,8 %) zůstala peréza trvalá. Pouze u dvou pacientů (0,4 %), u nichž vznikla pooperační hemiparéza byly SEPs falešně negativní. Na pooperačním CT byla potvrzena lakuna ischemie v oblasti capsula interna.

Výsledky práce ukazují na vysokou spolehlivost SEP jako časného markeru rozvoje intraoperační korové ischemie během CEA. Ke změnám v EEG dochází v porovnání se změnami v SEPs později. Monitorace rychlosti průtoku pomocí TCD se ukázala být nespolehlivou.



E: Ostry S, Nevsimal M, Nevsimalova M, Reiser M, Fiedler J. Median somatosensory evoked potential as a predictor of clinical outcome after urgent surgical extracranial internal carotid artery recanalization. Clin Neurophysiol. 2021;132(2):372-81. IF 4,861 Q1

Rekanalizace okluze velké tepny je hlavním faktorem ovlivňující klinický výsledek rekanalizační léčby akutního iktu. Navzdory propracovaným doporučením favorizující endovaskulární rekanalizaci okluzí intrakraniálního řečiště předního povodí, zmínky týkající se pravidel rekanalizační léčby okluze extrakraniálního úseku vnitřní krkavice (eICA) jsou strohé. Absence doporučení pro chirurgickou rekanalizaci jsou nedostatečně určitá. Důvodem je pravděpodobně vyšší míra nepříznivých klinických výsledků urgentní chirurgické rekanalizace.

Cílem práce bylo zpřesnit výběr vhodných kandidátů na základě předoperačních neurofyzilogických parametrů a porovnat je s používanými klinickými prediktory .

Úkolem rekanalizace eICA je obnova perfúze především mozkové kůry supratentoriální oblasti, která je nejnáchylnější k ischemii. Teritoriální pomezí mozkových tepen „watershed zóny“ jsou nejvulnerabilnější oblasti kůry. Při okluzi eICA se stávají nejhůře perfundovanými oblastmi mozku a ischemie.

Práce se zaměřuje na prediktivní hodnotu amplitudy předoperačních SEP n. medianus pořízených bezprostředně před zahájením chirurgické rekanalizace okluze eICA, po uvedení do celkové anestezie. Amplituda primární korové odpovědi SEPs velmi dobře koreluje s korovým rCBF. Normální neuronální aktivita v podobě amplitudy SEP n. medianus je obrazem přežívajících korových neuronů rolandické oblasti, abnormální ipsilaterální pokles amplitudy N20/P25, nebo vymizení evokovaných odpovědí lze považovat za projev dokončené kortikální ischemie.

Soubor tvořilo 27 prospektivně zařazených pacientů s akutní jednostrannou okluzí eICA, kteří podstoupili urgentní chirurgickou rekanalizaci do 24 hodin od vzniku klinických příznaků. Vstupně se u 20 z nich (70,4 %) klinicky jednalo o dokončený ischemický iktus.

Byl hodnocen soulad celkem osmi parametrů (čtyř klinických, dvou časových a dvou elektrografických) s 3měsíčním klinickým výsledkem po chirurgické rekanalizaci okluze eICA dle modifikované Rankinovy škály (mRS). Porovnání neparametrických statistických analýz Mann-Whitneyho U testu a Spearmanova korelačního koeficientu ( $r_s$ ) shrnuje Tabulka E-1.

Variable	Z value	p	$r_s$
MRC-UE	-2.443	0.0107	0.486
MRC-LE	-1.317	0.2158	0.265
NIHSS-door	0.413	0.6688	0.088
NIHSS-CEA	2.544	0.0060	0.506
OTF	0.171	0.8693	0.040
DTF	0.036	0.9716	0.014
SEP-amp	-2.902	0.0008	0.576
SEP-ratio	-3.105	0.0001	0.616

**Tabulka E-1**

**Vzájemné porovnání prediktorů 3měsíčního klinického výsledku.**

*MRC-UE, MRC-LE – svalová síla dle Medical Research Council horní končetiny, resp. dolní končetiny; NIHSS-door, NIHSS-CEA – National Institute of Stroke Scale vstupní, resp. před karotickou endarterektomií; OTF, DTF – čas od vzniku příznaků do rekanalizace, resp. od vstupu do nemocnice do rekanalizace; SEP-amp, SEP-ratio – somatosenzorický evokovaný potenciál – ipsilaterální amplituda, resp. mezistranový poměr amplitud ipsilaterální/kontralaterální*

Statistická významnost obou neurofyzilogických parametrů SEP byla zřetelně vyšší než u parametrů ostatních (viz tabulka E-1). Nejspolehlivější predikce klinického výsledku bylo dosaženo u mezistranového poměru amplitud N20/P25 SEP n. medianus (SEP-ratio). Zde bylo dosaženo úplné shody mezi předoperačním SEP-ratio a 3měsíčním mRS. Normální SEP-ratio (tzn. > 0,5) znamenal vždy příznivý funkční outcome (mRS 0-2) a vice versa.

Těžký předoperační neurologický deficit (hemiparéza) nemusí vždy znamenat definitivní ztrátu neuronální funkce mozku. Ve sledovaném souboru byla podskupina 6 pacientů (22.2 %) s těžkým

předoperačním deficitem – NIHSS-CEA  $\geq 10$ , kteří měli zároveň normální SEP-ratio  $> 0,5$ . U všech těchto pacientů došlo po rekanalizaci eICA ke zlepšení klinického deficitu a v 3měsíčním odstupu dosáhli plné soběstačnosti, tzn. mRS  $\leq 2$ .

Celková trvalá morbidita a mortalita dosáhla 14,8 %. Dosažené výsledky v porovnání s publikovanými daty urgentní rekanalizace eICA ukazují na vysokou spolehlivost předoperačního SEP-ratio v pozitivní i negativní predikci funkčního outcome urgentní chirurgické rekanalizace eICA. Výběr kandidátů urgentní rekanalizace na základě neurofyzilogické predikce by pravděpodobně přispěl k dalšímu zvýšení bezpečnosti chirurgické rekanalizační léčby.

F: Ostry S, Nevsimal M, Reiser M, Voldrich R, Krticka O, Kubale J, Nevsimalova M, Fiedler J.

Intraoperative neurophysiological monitoring during urgent surgical extracranial internal carotid artery recanalization. Clin Neurophysiol. 2022. IF 4,861 Q1

Klinický výsledek chirurgické rekanalizace akutní okluze eICA lze spolehlivě předvídat na základě korové neuronální aktivity ipsilaterální ke straně okluze. Korové neurony přežívají díky kolaterální perfúzi. Při okluzi eICA je mozková perfúze zajištěna kolaterálním oběhem. Hlavními kolaterálami jsou anastomózy Willisova okruhu, leptomeningeální spojky a větev zevní krkavice – arteria ophthalmica (OA).

Chirurgická technika rekanalizace eICA vyžaduje přechodný uzávěr CCA, tzv. „cross-clamp“. Během této fáze je uzavřeno i řečiště arteria carotis externa (ECA) a tím i kolaterální perfúze cestou OA. Ačkoliv je eICA uzavřena, může být během cross-clamp CCA mozková perfúze zásadním způsobem ovlivněna. Pokud by byla OA hlavní nebo dokonce jedinou významnou kolaterálou, pak by mohlo dojít během cross-clamp k prohloubení hypoperfúze natolik, že by doposud přežívající korové neurony podlely zániku a vznikla tak definitivní ischemie.

Intraoperační ischemie tak může zhoršovat klinický outcome a současně falešně snižovat spolehlivost predikce předoperačních SEPs.

Předmětem práce bylo zhodnotit výskyt intraoperační hypoperfúze během chirurgické rekanalizace eICA.

Výskyt intraoperační ischemie v obraze SEPs byl porovnán s předoperačními vzorci kolaterál v obraze CT angiografie (CTA), která je součástí standardního vstupního iktového protokolu.

Klinický výsledek urgentní chirurgické rekanalizace eICA s IONM byl porovnán s dosavadními publikovanými výsledky chirurgické rekanalizace bez IONM i nechirurgickými rekanalizačními technikami.

Pro intraoperační monitoraci mozkové perfúze byly použity SEP n. medianus oboustranně. Metodika i kritéria hodnocení byla shodná s těmi používanými během CEA pro stenózu eICA.

Prospektivní soubor se sestával z 33 pacientů s jednostrannou akutní symptomatickou okluzí eICA u nichž byla provedena urgentní chirurgická rekanalizace. SEP n. medianus oboustranně byly provedeny předoperačně a monitorovány během celé operace.

K jednostrannému ipsilaterálnímu významnému poklesu amplitudy SEP N20/P25 došlo v 6 případech (18,2 %). U tří z nich se amplituda SEPs restituovala po zvýšení systémového tlaku, u jednoho, kdy k poklesu došlo s latencí 5 minut po cross-clamp, byla rekanalizace urychleně dokončena a obnoven průtok v eICA. U zbývajících dvou (6,1 %) byl indikován intraluminální shunt. U pěti z těchto šesti pacientů byla rekanalizace úspěšná a všech pět úspěšně rekanalizovaných dosáhlo po 3 měsících funkční nezávislosti ( $mRS \leq 2$ ).

Žádný z předoperačních vzorců kolaterál v CTA zobrazení nedosáhl statistické významnosti v predikci rozvoje intraoperační hypoperfúze vyjma jediného, kterým byla nedostatečnost arteria communicans anterior (ACoM). Ačkoliv nedostatečnost ACoM dosáhla  $p = 0,0112$ , tak negativní prediktivní hodnota (tzn. dostatečnost ACoM v obraze CTA) predikovala pouze ve 35 % správně absenci intraoperační hypoperfúze v obraze SEPs.

Klinické výsledky souboru byly porovnány s doposud publikovanými výsledky urgentní chirurgické rekanalizace eICA.

Úspěšně rekanalizovaná eICA byla u 31 (93,9 %), což bylo v souladu s literárními daty. Příznivý klinický outcome  $mRS 0-2$  (84,8 %) v našem souboru významně převyšoval zjištění posledního systematického review urgentní chirurgické rekanalizace eICA o více než 20 %. Rozdíly s výsledky endovaskulární léčby byly obdobné. Celková pooperační morbidita byla 30 %, trvalá morbidita a mortalita dosáhla v našem souboru 15,2 %. Mortalita našeho souboru 9,1 % byla zřetelně vyšší než 5 %, které uvádí systematické review.

Naše zjištění ukazují, že k intraoperační hypoperfúzi během chirurgické rekanalizaci dochází ve významné části pacientů (18 %). Intraoperační hypoperfúzi lze zvrátit odpovídající změnou operačního postupu na základě změn intraoperačních evokovaných odpovědí. Změna operačního postupu vyvolaná ipsilaterálním poklesem amplitudy SEPs významně pozitivně ovlivnila klinický výsledek urgentní chirurgické rekanalizace eICA v porovnání s chirurgickou rekanalizací prováděnou bez intraoperační monitorace.

## 4 Evokované odpovědi na operačním sále

Snímání biosignálu na sále v průběhu operačního výkonu má proti elektrofyziologické laboratoři své odlišnosti. Snímací elektrody zaznamenávají změny elektrického pole bez ohledu na jeho zdroj.

Generátory odpovědí jsou v širokém rozpětí amplitudy od jednotek milivoltů až po desetiny mikrovoltů. Zdroje elektrického pole v okolí mohou generovat signál i o několik řádů vyšší. Nejsou-li zdroje dobře odstíněny, mohou zcela znemožnit hodnocení biosignálu.

Zdroje rušení se nachází na operačním sále, ale také mimo něj. Na operačním sále se nachází v bezprostřední blízkosti pacienta, resp. místa snímání odpovědí řada přístrojů nutných pro zajištění pacienta (anesteziologický přístroj – ventilátor, monitor vitálních funkcí, ohřívač pacienta, infuzní pumpy, dávkovače, ...) nebo pro provedení samotného výkonu (operační mikroskop, bipolární a/nebo monopolární koagulace, odsávačka, ultrazvukový aspirátor (CUSA), navigace apod.), které se mohou podílet na rušení signálu. Spuštění nestíněného elektrozařízení v budově zapojeného do společného okruhu elektroinstalace znemožnilo jakékoliv smysluplné snímání na sále.

V porovnání s neurofyziologickou laboratoří je operační sál pro neurofyziologa mimořádně hostilním prostředím. Díky vhodnému rozmístění a zapojení ostatních přístrojů, vedení kabelů, úpravě frekvenčních filtrů (pásmové propusti), zprůměrnění odpovědí lze i v takovém prostředí získat hodnotitelné odpovědi. Přesáhne-li intenzita šumu únosnou hranici, znehodnotí veškeré snímané odpovědi. Monitorace tak přestane být užitečnou.

Velmi důležité pro získání hodnotitelné odpovědi je poměr signálu a šumu („signal to noise ratio“ – SNR). Je-li poměr vysoký, pak je pro hodnocení dostatečná jediná odpověď. Se snižujícím se poměrem SNR vzrůstá nutnost i počet zprůměrnění, aby byla odpověď konsistentní a hodnotitelná. Souhrnný svalový akční potenciál (CMAP) a MEP zprůměrnovat není třeba. Neurogram periferního nervu (NAP) nebo D-vlna vyžaduje zprůměrnění přibližně 20 záznamů. Kortikální SEP vyžaduje zprůměrnění 20-50, skalpový SEP přibližně 200 a BAEP dokonce až 2000 přeběhů.

SNR je možno zvýšit snížením rušení okolí (elektrická síť, okolní přístroje), úpravou pásmové propusti, eliminací svalové aktivity (myorelaxace), zvýšením amplitudy signálu (snížení impedance elektrod, volba vhodného svodu, invazivní „near-field“ registrace).<sup>1</sup>

Na eliminaci rušivých signálů a artefaktů se nyní významnou měrou podílí také výpočetní technika. Pokročilé aplikace softwarů pro IONM mají integrované algoritmy potlačující rušení okolí. Díky uvedeným skutečnostem je neúspěšné intraoperační snímání nyní již spíše výjimkou.

#### 4.1 Bezpečnost intraoperační monitorace

Hlavní prioritou každého operačního výkonu je bezpečnost pacienta. Ne jinak tomu je i u výkonů s IONM.

Aby byla zajištěna elektrická bezpečnost pacienta je nutné dodržovat následující pravidla:

Veškeré používané přístroje během výkonu musí plnit bezpečnostní normy.<sup>2,3</sup> Souhrnná hodnota unikajících proudů musí být pod bezpečnostní hladinou danou typem přístroje (0,01- 1,0 mA). Pro monitoraci lze používat přístroj pouze v dokonalém technickém stavu, včetně jeho síťového kabelu. Přístroj má být zapojen do samostatného síťového okruhu. Společné zapojení k dalším přístrojům (např. koagulace) do jednoho okruhu přes prodlužovací kabel s vícečetným výstupem je nevhodné. Může tak docházet k ohrožení pacienta z důvodu překročení souhrnné hodnoty unikajících proudů z přístrojů zapojených do stejného okruhu.<sup>4</sup>

Kabely stimulačních a registračních elektrod musí být vedeny odděleně od kabelů elektrokoagulace. Zemní elektrodu je třeba umístit na jinou končetinu, resp. vzdáleně od návratové elektrody monopolární koagulace.

Jelikož elektrody spojené s pacientem se nesmí dostat do kontaktu s kovovými částmi stolu, je nutné kontrolovat nejen jejich umístění na pacientovi, ale také zajistit bezvadný technický stav včetně neporušené izolace.



V zájmu prevence srdeční arytmie vyvolané unikajícími parazitickými proudy při transkraniální stimulaci, by registrační svody z hlavy, horních a dolních končetiny měly být připojeny do oddělených předzesilovačů.<sup>5</sup>

Elektrická stimulace může za určitých podmínek způsobovat různé druhy tkáňového poškození.

Bezpečnostní hranicí přenesené energie pro poranění tkáně je 50 mJ.<sup>6</sup>

*Excitotoxické* poškození souvisí s přímou stimulací nervové tkáně. Hlavním parametrem je přenesený náboj, resp. denzita náboje.<sup>7</sup> Parametry přímé kortikální stimulace (DCS) (Penfieldova technika i krátký train) experimentální hranici přesahují. Navzdory tomu absence klinického i histologického průkazu tkáňového poškození umožňuje tyto stimulační techniky považovat v intencích publikovaných stimulačních parametrů za bezpečné.<sup>8-10</sup>

Riziko *termického* poškození roste s energií předanou tkáni při stimulaci. Funkce energie na šíři pulzu má parabolický průběh. Pokud šíře pulzu odpovídá chronaxii, pak je energie stimulace nejnižší. Pro přímou korovou i transkraniální stimulaci je chronaxie 0,2 ms.<sup>11, 12</sup> Zkrácením šíře podnětu hyperbolicky vzrůstá hodnota proudu potřebného k depolarizaci membrány, proto jsou ultrakrátké pulzy vysoce energetické. Z těchto důvodů nesmí být šíře pulzu DCS kratší než 100  $\mu$ s.<sup>10</sup>

K *elektrochemickému* poškození dochází v místě přímého kontaktu elektrody s tkání. Může vzniknout při dlouhodobé monofázické stimulaci pulzy  $\geq 1$  ms. Proto je třeba zvláštní opatrnosti při přímé stimulaci nervové tkáně.<sup>5, 7, 9</sup> Prevencí poškození je stimulace pulzy kratšími než 1 ms, nebo pulzy bifázickými (Penfieldova technika kortikální stimulace, dlouhotrvající stimulace).<sup>7, 10</sup>

Transkraniální elektrická stimulace (TES) s sebou nese, mimo jiné, riziko poranění v dutině ústní zuby, tzv. „bite injury“. TES vyvolá kontrakci žvýkacích svalů, zvláště m. temporalis, buď přímou depolarizací (obvykle stimulace C3-C4), nebo cestou n. trigemius. Poranění jazyka, rtů nebo tváře se obvykle hojí spontánně a bez následků. Závažné komplikace, např.: zlomenina čelisti, nebo prokousnutí armované endotracheální rourky jsou naštěstí extrémně vzácné. Ochrana zubů, ať už

v podobě smotaného obinadla nebo originální pomůcky „bite-block“ umístěné mezi moláry musí být vždy měkká. Tvrdé materiály vedou k poškození zubů a zubní skloviny.<sup>13-15</sup>

Riziko epileptického záchvatu je závislé na použité technice stimulace. Nejvíce „epileptogenní“ je Penfieldova technika DCS s frekvencí záchvatů 5-20 %.<sup>16, 17</sup> K terminaci následných výbojů „afterdischarges“ vyvolaných stimulací se používá přímé ochlazení kůry ledovým fyziologickým roztokem. V případě neúspěchu je nutné i.v. podání propofolu a midazolamu, případně thiopentalu. Riziko vyvolání záchvatu DCS krátkým trainem je 1-4 %, při TES dokonce 0,03 %.<sup>10, 18, 19</sup> Riziko provokace záchvatu vzrůstá, je-li frekvence stimulace dlouhodobě > 1 Hz.

Epilepsie v předchorobí riziko intraoperačních záchvatů nezvyšuje. Navzdory tomu epilepsie, defekty kalvy, přítomnost korových lézí, intrakraniálních klipů, elektrod, shuntu nebo implantovaná bioelektrická zařízení představují relativní kontraindikaci TES.

Doposud však neexistuje průkaz zvýšeného výskytu komplikací při TES u žádné z uvedených situací. Proto je doporučeno pečlivě posoudit a náležitě zdokumentovat, zda riziko pooperačního deficitu způsobené operací bez monitorace MEPs převáží nejisté riziko vyplývající z relativní kontraindikace monitorace.<sup>10</sup>

## 4.2 Hodnocení biosignálu, odpovědí

V laboratoři jsou obvykle pořízeno několik málo (obvykle 2-3) záznamů odpovědí pro doklad konsistence. Ty jsou pak porovnávány s normativními hodnotami.

Na sále se odpovědi zaznamenávají opakovaně po celou dobu operace. Tak je pořízeno desítky i stovky odpovědí. Hodnotí se změny odpovědí (především amplitudy, méně latence) v čase bez ohledu na normativní laboratorní hodnoty. Monitorace začíná co nejdříve po úvodu do anestezie, probíhá během celého operačního výkonu, včetně úvodního polohování pacienta, končí nejdříve po

dokončení kožní sutury. Baseline odpovědí je tradičním způsobem stanovována v samotném úvodu monitorace, po ustálení hladiny anestezie.

Amplituda odpovědí se v čase mění. Prvním důvodem je přirozená *trial-to-trial variabilita* dosahující 20 % hodnot baseline. Druhým důvodem je *drift amplitudy* způsobený kolísáním systémových vlivů spojených především s anestézií. V souhrnu změna amplitudy může přesahovat 50 % baseline oběma směry (snížení i zvýšení), i kolísavě v rámci jedné operace. K driftům dochází plynule a projevují se generalizovaně (např.: oboustranný pokles SEP n. medianus při karotické endarterektomii (CEA), pokles amplitudy/výbavnosti MEPs horních i dolních končetin při resekci intramedulární léze v hrudní etáži).

Baseline by proto měla být před zahájením kritické fáze operace přizpůsobena změnám odpovědí způsobených systémovými vlivy. Tak lze předejít nepřesnostem v hodnocení lokálních změn.<sup>20-22</sup>

Hodnocení a interpretace intraoperačních záznamů se od laboratorních liší. Během monitorace je třeba reagovat na změnu včas, správným způsobem, se správnou naléhavostí. Zprávu je třeba adresovat tomu, v jehož moci je příčina změny odpovědí, tak i zvratu nepříznivé situace. Projevy systémových změn směřuje obvykle anesteziologovi. Jsou-li příčiny změn odpovědí lokální, z operačního pole, pak je varován neurochirurg.

Je zavedený dvoustupňový (*varování, alarm*), až třístupňový systém (*informace, varování, alarm*) naléhavosti.

Trendem v intraoperačním monitorování je mnohokanálové a multimodální snímání. Technické vybavení nyní umožňuje 32, 64 i 128kanálové snímání se zpracováním signálu v reálném čase.

Vícekanálové snímání je v některých případech citlivější pro záchyt abnormality a tím snižuje falešnou negativitu IONM.<sup>23</sup> Současně je třeba si uvědomit racionální hranice a úskalí multimodální IONM (mIONM). Během multimodální monitorace může vybavení odpovědi jedné modalit oddalovat snímání odpovědi modalit jiné, popřípadě jiných. Např.: Svalová kontrakce šíjových svalů při TES interferuje s registrací a zprůměrnováním všech ostatních odpovědí. Analyzační čas pro získání

hodnotitelného záznamu SEPs i BAEPs se prodlužuje. Spontánní („free-run“) elektromyografie (EMG) aktivita se stává během TES nehodnotitelná. Spontánní svalová aktivita ruší signál SEPs nebo BAEPs. Myorelaxace sice rušivou svalovou aktivitu potlačí a zlepší tak diferenciaci SEPs nebo BAEPs, avšak zároveň zhorší spolehlivost, nebo dokonce znemožní hodnocení svalových odpovědí (CMAP, mMEPs). Pro rychlost odezvy na změnu odpovědí je podstatný čas obnovy „recovery time“ odpovědí. Pro porovnání uvádím obnovovací časy různých modalit: MEP je 2-10 s, NAP a D-vlna 10-20 s, SEP 40-60 s, BAEP i více než 100 s. Čas obnovy lze za určitých podmínek zkrátit. Kromě zvýšení SNR lze zkrátit analyzační čas odpovědi mírným zvýšením frekvenci stimulace (pozor, příliš vysoká frekvence stimulace snižuje amplitudu odpovědí).

Při multimodální monitoraci jsou monitorované modalities seřazeny za sebou a cyklicky se opakují. Způsob sledování odpovědí během multimodální monitorace může probíhat dvěma hlavními způsoby.

Odpovědi různých modalit mohou být snímány *sukcesivně / sériově*. Následující modalita se začne zprůměrnovat až poté, co je dokončeno zprůměrnování celého setu odpovědí předchozí modalities.

Druhou možností je zprůměrnování *synchronní / paralelní*. Zprůměrnování všech modalit je postupné a probíhá zároveň. Ke změně modalities dochází po několika málo přebězích modalities předchozí.

Celkový čas obnovy všech odpovědí je u obou způsobů shodný. U druhého způsobu se proti prvnímu způsobu sice úměrně sníží frekvence stimulace každé z modalit, ale postupné zprůměrnování umožní za příznivého SNR hodnotit odpovědi dříve, než je zprůměrnování zcela dokončeno. Tím se reálný čas obnovy zkrátí. Multimodální snímání je třeba volit racionálně. Je-li modalit příliš mnoho, čas obnovy každé z modalit se prodlužuje. Protože je věnován čas a pozornost nepodstatným modalitám odpovědí, může být významná změna klíčové odpovědi zaznamenána pozdě, nebo dokonce přehlédnuta úplně.

Každá monitorovaná modalita musí mít řádné odůvodnění a význam pro klinický výsledek, tzn. musí být ušita na míru každému zvlášť. Je potřeba důrazně varovat před paušální extenzivní multimodální monitorací bez logiky vycházející z charakteru léze, klinického obrazu i provedení zamýšlené operace.

Invazivní stimulace slouží pro přímé mapování funkčních oblastí: vyhledání, stanovení rozsahu, určení bezpečné zóny pro vstup do nervové tkáně, mapování průběhu vláken drah pod spodinou resekcí dutiny. Invazivní stimulace umožňuje selektivní stimulaci cílové oblasti, snížení intenzity stimulačního podnětu a tím snížení nebo eliminaci vedlejších a nežádoucích vedlejších projevů stimulace (např.: kontrakce axiálního a žvýkacího svalstva při TES). Při invazivní „near-field“ registraci díky vyššímu SNR mají odpovědi v porovnání s „far-field“ registrací vyšší amplitudu a stačí zprůměrnit jen několik desítek přeběhů (neurogram n. VIII vs skalpové BAEPs; D-vlna snímaná subdurálně vs interspinosně). Významně se tak zkracuje čas obnovy odpovědí, zrychluje se reakce na intraoperační změny a zvyšuje se tak i spolehlivost monitorace.

#### 4.3 Předoperační příprava

Na sále se setkávají tři hlavní aktéři: neurochirurg, anesteziolog a elektrofyziolog. Podmínkou správné souhry aktérů během operace je vzájemná znalost obsahu práce ostatních členů týmu a intenzivní a korektní komunikace na ekvivalentní úrovni.

Výkony s IONM jsou zcela výjimečně emergentní. Předoperační příprava významně zlepšuje souhru hlavních aktérů na sále. Proto je důležité před každou operací s IONM stanovit „pravidla hry“.

Předoperační schůzku svolává a koordinuje neurochirurg. Mělo by k ní dojít dříve, než pacient vstupuje na sál.<sup>24</sup> Během schůzky je třeba stanovit tři hlavní body: cíl operace, úlohu IONM a hlavní trigger pro změnu operačního postupu a ukončení operace. Předoperační plán navíc omezuje četnost i intenzitu zbytečně eskalovaných situací na sále.<sup>25</sup>

Intraoperačně ohrožených funkcí je nezdárka více. Řadu z nich můžeme sledovat. Ačkoliv disponujeme multimodálním snímáním je třeba předem stanovit posloupnost důležitosti sledovaných funkcí, a tímto pravidlem se během operace řídit. V tomto bodě je třeba upozornit na důležitou rozhodovací roli pacienta. Pacientovy preference mají vysokou prioritu a nelze je přehlížet.

Dále je třeba vyjasnit možnosti, podmínky a limity mIONM. Výběr a rozsah modalit monitorování vymezuje dráhy a zóny, které sledovat lze, stejně tak i ty, které monitorovat nemůžeme. Nutné je vždy připomenout kritéria hodnocení a jejich spolehlivost. Důležitý je kontext s předpokládanou biologickou povahou předmětu operace (histologií). Dlouhodobá prognóza po radikální resekci intramedulárního ependymomu je významně lepší i za cenu přechodné paraparézy, než kdyby byla resekce parciální. Naproti tomu pooperační paréza po resekci vysokostupňového astrocytomu představuje hendikep, vzhledem ke krátké životní prognóze, nezřídka doživotní, tzn. trvalý. Zásadním bodem schůzky je invazivní stimulace i registrace. Ta s sebou nese požadavky na neurochirurga. Někdy jde pouze o umístění a fixaci snímacích elektrod v operačním poli, jindy se požaduje opakované mapování resekční dutiny.

Mapování vyžaduje přerušování resekce a přímou účast neurochirurga. Jsou-li epizody mapování příliš časté, odvádí pozornost neurochirurga od předmětu operace, postup operace se zpomaluje, vzrůstá netrpělivost a nervozita. Řešení přináší technika dynamického mapování, jejíž spolehlivost byla ověřena při mapování subkortikálním i v mostomozečkovém koutu (viz kap.5.2.1.5 a 7.5.2).<sup>26, 27</sup> Každý plán monitorování a mapování vyžaduje odpovídající vedení anestezie. Zde je příležitost pro správný výběr anestetik, rozhodnutí o přísně kontinuálním podávání anestetik i shodu na způsobu, resp. nepoužívání myorelaxace. Nesmí se zapomenout na bezpečnostní opatření, např.: ochrana zubů a endotracheální rourky při TES.<sup>9, 10, 28</sup>

Systematická předoperační příprava významně zlepšuje mimo jiné komunikaci a efektivitu práce operační skupiny všeobecně.<sup>29</sup> Vedoucí úloha chirurga v předoperačním plánování je opakovaně silně zdůrazňována.<sup>24</sup> Vysoká důležitost komunikace mezi neurofyziologem, neurochirurgem a anesteziologem během operace s IONM je důvodem pro obligatorní adekvátní předoperační přípravu.

## 4.4 Anestezie

K poškození nervové tkáně a může dojít nejen během operace samotné, ale během celé anestezie.

Proto by také monitorace měla probíhat samého úvodu anestezie, kdy dostatečné klinické hodnocení není možné. K obvyklým příčinám léze patří extrémní polohy hlavy (anteflexe, lateroflexe, rotace hlavy a krku, nebo přílišné stažení ramen), které mohou vést např. ke kompresi míšní, trakčnímu poranění pažní pleteně apod.

Opatrnosti je třeba v prevenci otlakových paréz vzniklých nevhodnou operační polohou, např.: n. ulnaris nebo n. peroneus v predilekčních místech. Tyto léze mohou vznikat velmi rychle, už před zahájením vlastní operace. Je-li IONM zahájena až později, moment alterace odpovědi (pokles amplitudy, vymizení odpovědi) unikne. Tyto již alterované odpovědi jsou falešně považovány za baseline (normu). Absence odpovědi pak je zbytečným důvodem k pátrání po technické příčině, jelikož předoperačně byly odpovědi normální. To vše pak je příčinou falešné negativy monitorace (pooperační léze bez intraoperační změny odpovědi).

Anestetika ovlivňují výbavnost evokovaných odpovědí různou měrou. K nejcitlivějším k anestezii patří MEPs, nejdolnější jsou BAEPs. Vzhledem k tomu, že hlavní úlohou IONM je sledování změn odpovědi v čase, mělo by tomu být přizpůsobeno i vedení anestezie.

Během výkonů s IONM je důležité, aby bylo podávání anestetik výhradně kontinuální a sérové hladiny anestetik byly ustálené (steady state). Bolusovému podávání je třeba se vyhnout, jelikož výkyv hladin anestetik může vést k natolik významným změnám odpovědí, že znemožní jejich spolehlivé hodnocení.<sup>30-34</sup>

TIVA s kontinuálním podáváním propofolu, remifentanilu a případně dexmedetomidinu nyní představuje nejčastější, a také pravděpodobně nejvhodnější, způsob vedení anestezie během výkonů s IONM v neurochirurgii.

Během celkové anestezie je nutné zajistit všechny její hlavní komponenty: amnézii, sedaci, analgezii a imobilizaci.

**Amnézie** je navozena inhalačními anestetiky (isofluran, sevofluran, desfluran) při koncentraci 0,3 – 0,5 MAC (mean alveolar concentration). Možno kombinovat s malou dávkou midazolamu, nebo dexmedetomidinu. Velký potenciál amnézie má i N<sub>2</sub>O a etomidát.

**Sedační** účinky mají inhalační anestetika v koncentraci > 0,5 MAC, propofol, benzodiazepiny, metohexital, etomidát. Dexmedetomidin v kombinaci umožňuje snížení dávek anestetik k dosažení dostatečného efektu.

**Analgetické** (anitinocicepční) účinky mají opiáty (sufentanil, remifentanil, alfentanil apod.).

V kombinaci umožňují snížit dávky inhalačních anestetik nebo propofolu. Potentní analgetický účinek má ketamin. Efekt opiátů zvyšují alfa-2 agonisti.<sup>35</sup>

**Imobilita** je nejčastěji zajišťována bloádou nervosvalového přenosu. Myorelaxancia snižují amplitudu a zvyšují práh výbavnosti všech svalových odpovědí. Je-li nutné monitorovat svalové odpovědi a operační výkon nevyžaduje myorelaxaci, pak vhodnější se myorelaxanciím zcela vyhnout.<sup>10, 28, 33, 36</sup> Je-li myorelaxace nevyhnutelná (některé spinální fúze, operace thorakoabdominální aorty) pak se užívá myorelaxace částečná. Úroveň myorelaxace se sleduje pomocí „train-of-four“ (TOF).

Potlačením svalové aktivity se z důvodu zvýšení SNR zvyšuje amplituda a zlepšuje diferenciaci všech nemotorických EP (SEP, BAEP, zřakový evokovaný potenciál – VEP). Odolné k myorelaxaci jsou i D-vlna a NAPs (viz Obrázek 1).<sup>37</sup>

*Inhalační anestetika* (isofluran, sevofluran, desfluran) blokují především transmisi přes receptory pro kyselinu gama-amino-máselnou, typ A (GABA-A). Tlumí tak korové SEPs, eliminují magnetické transkraniální MEPs. Závislost dávky na pokles amplitudy SEP je nelineární. Malé zvýšení koncentrace způsobí významný pokles amplitudy SEP.



Oxid dusný (N<sub>2</sub>O) - agonista GABA-A a centrálních alfa-2 receptorů rovněž snižuje amplitudu korových SEP. Na rozdíl od isofluranu poklesu amplitudy na dávce je lineární, proto se N<sub>2</sub>O lépe dávkuje.<sup>38, 39</sup>

Kombinace inhalačních anestetik s N<sub>2</sub>O má více než aditivní efekt na útlum korových SEP.<sup>40</sup>

Propofol ve vyšších dávkách snižuje amplitudu korových SEP a tlumí výbavnost mMEPs.

*Metohexital*, barbiturát působící rovněž na GABA-A receptory nemá zdaleka takový, jako propofol a umožňuje snazší monitoraci SEP i MEP.<sup>41</sup> Na rozdíl od propofolu nedochází k redistribuci do tukové tkáně.

*Etomidát* - agonista GABA-A receptorů má dvoufázový efekt. V nižších dávkách působí excitačně a zvyšuje amplitudu SEP.<sup>39, 42-44</sup> Zvyšuje kortikální excitabilitu, může způsobovat myoklonus.

Provokace epileptického záchvatu nebyla spolehlivě dokumentována.<sup>45, 46</sup> Ve vyšších dávkách působí etomidát na SEP tlumivě.

*Midazolam* (agonista GABA-A) snižuje amplitudu SEP. V malé dávce umožňuje výbavnost transkraniálních MEPs.<sup>31, 42, 47-49</sup>

Opiáty mohou při bolusovém podání snižovat amplitudu všech odpovědí.

*Ketamin* - agonista N-methyl-D-aspartát (NMDA) a částečně GABA-A receptorů působí excitačně.

Zvyšuje tak amplitudu SEPs,<sup>50, 51</sup> usnadňuje výbavnost svalových i spinálních MEPs,<sup>34, 52, 53</sup> zvyšuje amplitudu H-reflexu.<sup>54-56</sup> K nežádoucím účinkům patří pooperační halucinace, ojediněle insuficience nadledvin.<sup>34, 38, 57</sup>

*Dexmedetomidin* - agonista centrálních alfa-2 receptorů v nízkých dávkách zvyšuje výbavnost mMEPs, ve vyšších dávkách tlumí.<sup>54, 58, 59</sup>

*Myorelaxancia*: Je-li možnost operaci s IONM provést bez myorelaxace, pak je lepší se jí zcela vyhnout. Účinek myorelaxancií není na všechny svaly konstantní a v čase je nepředvídatelně kolísavý. Nestejná je i interindividuální výbavnost a amplituda motorických odpovědí.<sup>36</sup> To přináší při monitoraci motorických drah více nebezpečí než usnadnění. Z těchto důvodů se podávání myorelaxancií nedoporučuje. Myorelaxace (i částečná) snižuje spolehlivost monitorace všech

motorických odpovědí. Vede k falešné pozitivě axonální léze (zvýšený práh, snížená amplituda) nebo falešné nevybavnosti odpovědí od počátku operace.

Sukcinylocholin je krátkodobé depolarizující myorelaxans, které se užívá jen pro úvod do anestezie a intubaci. Zbytek operace je již veden bez myorelaxace. Pokud přeci jen není možné se bez myorelaxace obejít (některé rozsáhlé spinální výkony, nebo operace aorty), pak se imobility a myorelaxace dosahuje jinými způsoby:

Kombinací preparátů s dominantním efektem na jiné komponenty anestezie: opiátů, malé dávky inhalačních anestetik, propofolu nebo etomidátu, lze dosáhnout dostatečnou imobilitu a zároveň menší útlum svalových odpovědí. Přidaný dexmedetomidin umožňuje snížení dávek ostatních anestetik. Inhalační anestetika účinek myorelaxancií potencují a snižují tak jejich potřebu přibližně na polovinu.<sup>36</sup> Efekt myorelaxace kromě uvedených dále potencují některé vlivy fyzikální (hypotermie), farmakologické (antibiotika, diuretika ...) i metabolické (acidóza). Parciální myorelaxace představuje kompromis mezi požadavky chirurga a neurofyziologa.

Myorelaxancia netlumí všechny svalové odpovědi shodně. Rychlost nástupu, trvání i stupeň blokády se mezi svaly liší. Nejcitlivější jsou m. orbicularis oculi (m. OOC), akrální svaly končetin a svaly břicha.<sup>36</sup> Na svalech laryngu a bránice je rychlost nástupu mnohem vyšší a trvání myorelaxačního účinku mnohem kratší než na akrálních svalech horní končetiny.<sup>60</sup> CMAP na periferní stimulaci je snížen více než mMEP.<sup>61, 62</sup> Pokles CMAP je významnější na akrálních končetinových svalech než u svalů mimických a bulbárních. Zvýšená citlivost k myorelaxaci se objevuje, je-li předoperační paréza, u dětí velmi malých, nebo s vývojovou vadou nervového systému, a u seniorů.<sup>33</sup>

Je-li vlivem myorelaxace CMAP m. abductor digiti quinti (m. ADV) snížen na 20-25 %, je amplituda CMAP mimických svalů je přibližně poloviční než bez myorelaxace.<sup>63, 64</sup> Za daných podmínek dochází k vzestupu stimulačního prahu CMAP v myotomech L4-S1. Zvýšení prahu se zvýrazní předoperační lézí.<sup>65</sup>

K myorelaxaci dochází v úzkém intervalu obsazenosti receptorů. První elektrografické změny v CMAP nastávají, je-li obsazeno 75 % acetylcholinových receptorů (AChR), klinicky užitečná blokáda vzniká při 95 % obsazenosti AChR.<sup>66</sup> V anestezii používaný termín „zrušení efektu myorelaxace“ znamená stálé obsazení > 50 % AChR myorelaxanciem.

Ke zrušení myorelaxačního efektu u succinylcholinu dochází prostou difuzí do okolí, spontánním rozkladem molekuly, nebo podáním blokátoru acetylcholinesterázy, který způsobí zvýšení koncentrace acetylcholinu – kompetitivního agonisty AChR.<sup>36</sup> Pouze vecuronium a rocuronium lze aktivně eliminovat velmi silnou a stabilní vazbou na molekulu sugammadexu.<sup>36</sup>

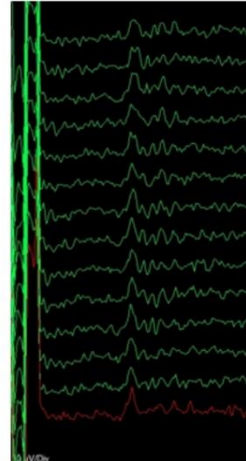
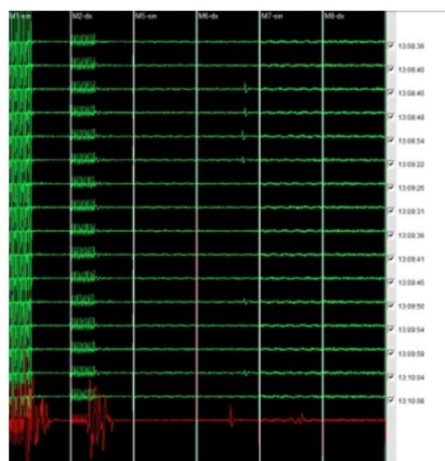
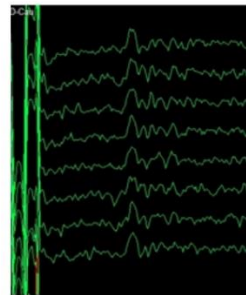
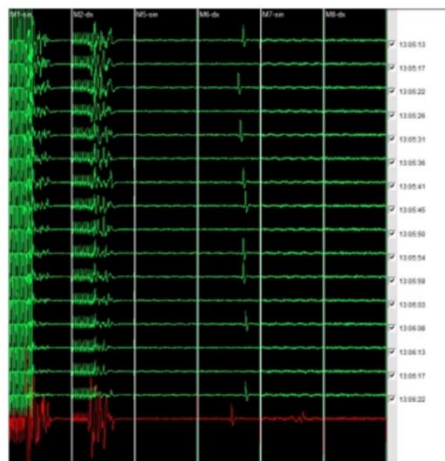
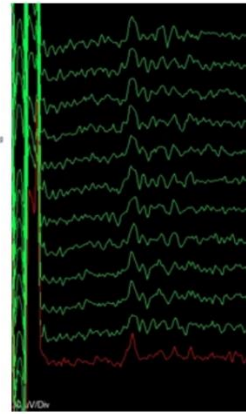
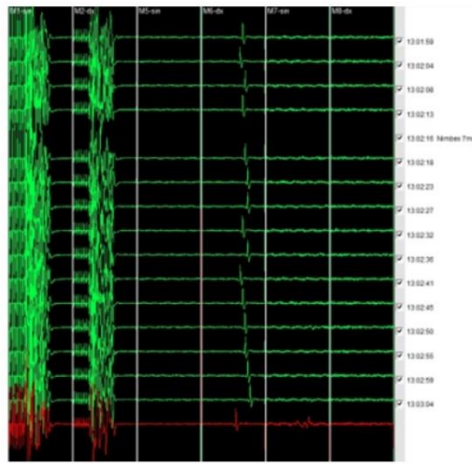
### **Obrázek 1**

**Vliv myorelaxace na motorické odpovědi svalové (mMEPs) a míšní (D-vlna).** Ukončena resekce intramedulárního ependymomu T3-5. Svalové odpovědi registrovány z m. abductor pollicis brevis vlevo a vpravo, m. tibialis anterior vlevo a vpravo, m. abductor hallucis vlevo a vpravo. Míšní odpovědi registrovány kaudálně o místa resekce. V čase 13:02 podán intravenózně bolus 7 mg cisatracurium. V 13:06 úplné vymizení všech svalových odpovědí, D-vlna se nezměnila. Červené křivky – baseline všech odpovědí před zahájením resekce.

*mMEP – svalový motorický evokovaný potenciál*

# mMEPs

# D-vIna



200  $\mu$ V  
50 ms

L

30  $\mu$ V  
5 ms

L

Pro umožnění monitorace motorických odpovědí a zároveň zajištění dostatečné imobility lze použít částečnou svalovou blokádu. Doporučena je při monitoraci transpedikulárních vrutů.

Cílem parciální svalové blokády bylo omezit nežádoucí pohyby pacienta, a přitom umožnit snímání svalových odpovědí. Ke sledování hloubky/stupně myorelaxace je užíván test TOF.

Ačkoliv je svalová blokáda parciální, dochází ke snížení amplitudy spontánního i evokovaného EMG záznamu. Parciální myorelaxace s sebou nese i významná úskalí:

- Může napodobit akutní neurogení lézi a ovlivnit tak hodnocení během IONM.
- Zvyšuje se práh výbavnosti při TES pro mMEP. Proto je nutná vyšší intenzita podnětu. Tak dochází k depolarizaci CST kaudálněji v capsula interna, nebo až v mozkovém kmeni. Léze v proximálním segmentu, např. lakunární ischemie v capsula interna tak unikne pozornosti a dochází k falešné negativitě MEPs.<sup>36</sup>
- Velmi citlivou na parciální relaxaci je výbavnost abnormální svalové odpovědi (AMR) při hemifaciálním spasmu (HFS). Vymizení odpovědi tak může falešně ukazovat na dostatečnost dekomprese n. VII.

Stupeň myorelaxace se hodnotí pomocí TOF. Hodnotí se amplituda čtyř svalových odpovědí T1-T4 na stimulaci periferního nervu čtyřmi supramaximálními monofázickými pulzy. TOF představuje hrubě orientační zprávu o stupni svalové blokády a je závislý na řadě faktorů.<sup>67</sup> Všechny 4 odpovědi TOF jsou výbavné, je-li myorelaxanciem obsazeno 75 % receptorů na nervosvalové ploténce, jedna odpověď (T1) je výbavná při obsazení 90 %.<sup>36</sup>

Je důležité, aby metodika TOF byla prováděná standardizovaně a hodnocena monitorujícím elektrofyziologem. Stimuluje se jehlovými elektrodami n. ulnaris na zápěstí čtyřmi supramaximálními pulzy šíře 500  $\mu$ s, frekvence 2 Hz. Registrace odpovědí je jehlová z m. ADV, event m. interosseus dorsalis primus (m. IDI).

Hodnocení TOF může být vizuální, akcelerometrické, nebo elektrofyziologické - CMAP.

Nejspolehlivější je hodnocení elektrofyziologické, jelikož umožňuje přesnou kvantifikaci. Výsledky různých způsobů hodnocení jsou mezi sebou navzájem neporovnatelné a nelze je volně zaměňovat.<sup>68-70</sup>

Hodnocení: 1) pokles amplitudy CMAP aktuální T1 proti baseline (bez myorelaxace); 2) poměr amplitudy T4/T1. Depolarizující myorelaxancia snižují amplitudu všech CMAP (T1-T4) stejně, nedepolarizující způsobí dekrement odpovědí T2-T4. Se zvyšujícím se účinkem myorelaxace, se snižuje i T1 a zvýrazňuje se dekrement odpovědí T2-T4.<sup>71</sup> Během operací v parciální blokádě musí být v TOF výbavné vždy všechny čtyři odpovědi a poměr  $T4/T1 > 0,1-0,2$ . Pokud by byla blokáda hlubší, dochází ke zvýšení prahu pro vybavení CMAP a tím falešné negativitě.<sup>70, 72, 73</sup> Stupeň i trvání myorelaxačního efektu se na jednotlivých svalech navzájem liší. Dekrement amplitudy T4 je větší (poměr  $T4/T1$  je nižší) na svalech horních končetin, než na svalech dolních končetin nebo bránice.<sup>74, 75</sup>

K hlavním úskalím spolehlivosti TOF patří použití povrchových elektrod a volba nesprávného místa testování. 1) Povrchové elektrody na rozdíl od jehlových mohou snadněji vlivem opakovaných kontrakcí změnit svou pozici. Stimulace pak nemusí být supramaximální, nebo dokonce kolísá. Parametry registrace nemusí být konstantní, dochází k falešným dekrementům, nebo dokonce inkrementům. 2) Z důvodů rozdílné citlivosti svalů k myorelaxancím, by měl být TOF prováděn na svalové skupině, která je současně i monitorována. Logicky se tak nabízí, aby TOF byl součástí IONM spolu s exaktním měřením amplitudy CMAP T1-T4.

Naopak se nedoporučuje, aby TOF prováděl anesteziolog. Test provádí na místě pro něj přístupném, které bývá obvykle od monitorovaných svalů vzdálené, používá obvykle povrchové elektrody, intenzita stimulace je nejspíše supramaximální a hodnocení odpovědí je nejčastěji vizuální.

## 5 Monitorace při operacích v supratentoriální oblasti

Během výkonů v supratentoriální části mozku je velká pozornost věnována motorice a řeči. K hlavním cílům mapování a monitorace patří CS, PMC, CST, řečová kůra, fasciculus arcuatus, případně další spoje řečových oblastí.

Málo údajů doposud máme o mapování a monitoraci retrochiasmatické části zrakové dráhy a kognitivních funkcích.

Radikalita resekce expanzí zejména gliální řady a zároveň pooperační zachování funkce zlepšují klinický outcome a prognózu pacienta. Koncept „maximální bezpečné resekce“ je prioritou moderní neurochirurgie a neuroonkologie. Na základě předoperačního zobrazení je považováno uložení až poloviny expanzí za elokventní.<sup>76, 77</sup> Díky IONM je předoperační předpoklad elokvence ve více než polovině případů korigován. IONM tak paradoxně zvyšuje radikalitu i bezpečnost resekce expanzí v elokventní oblasti.<sup>26, 76-79</sup>

Uložení funkčních zón pro potřeby rozsahu funkčně bezpečné resekce je nutné určit neurofyziologickými technikami nikoliv na základě anatomických „landmarks“. Dle předoperačních zobrazovacích vyšetření je identifikace natolik významné anatomické struktury, jakou je CS, nepřesné ve 12–17 %.<sup>80, 81</sup>

Funkční MRI (fMRI) a traktografie v difuzním tenzorovém zobrazení (DTI) slouží jako pomocná vyšetření pro předoperační představu topografických vztahů cílového ložiska a elokventních zón, plánování operačního přístupu a pravděpodobných scénářů operace. Ani korová aktivace v oblasti léze, ani infiltrace dráhy tumorem v příslušných obrazech nevylučují možnost resekce. Proto čistě na základě fMRI, ani DTI nelze rozhodovat o způsobu léčby.<sup>79, 82-85</sup>

Přesná korová reprezentace funkční oblasti nerespektuje striktně anatomické hranice dané například gyrifikací. Přesný rozsah funkčních zón má interindividuální variabilitu. K druhotným změnám funkční

korové reprezentace může docházet i vlivem patologických procesů zasahujících do elokventních oblastí.<sup>86</sup>

## 5.1 Senzitivní dráhy a centrální sulkus

Určení průběhu CS je důležitým úvodním krokem, který umožní rychlou orientaci v operačním poli, usnadní a urychlí návazné určení PMC kortikálním mapováním.

Díky tangenciálnímu uložení dipólu generátoru somatosenzorického kortikálního vstupu v zadní stěně CS, v area 3b, dochází k obrácení polaritě záznamu SEP mezi parietálními a frontálními svody.<sup>81, 87-90</sup>

Spolehlivý generátor primární somatosenzorické korové odpovědi je uložen v zadní stěně centrálního sulku, v area 3b. Existence dalších korových generátorů SEP je nejistá a důkazy jejich existence jsou nespolehlivé.<sup>91</sup> Na základě zvratu fází SEP lze CS lokalizovat. Na uložení PMC pak usuzujeme nepřímou, na základě lokalizace SC, resp. generátoru somatosenzorické odpovědi.

Stimulován je kontralaterální n. medianus bipolárně povrchovou, nebo subdermálními jehlovými elektrodami, na volární straně zápěstí, vzdálenost mezi póly stimulace 2-3 cm, katoda je uložena proximálně. Stimulus je monofázický pravoúhlý pulz, šíře pulzu 200  $\mu$ s, frekvence 4,7 Hz, intenzita 30 mA.

Registrace je stripovou elektrodou uloženou na povrch mozku, zapojení elektrod je referenční.

Aktivní elektrody jsou kontakty stripu (ideálně 6pólový), reference je umístěna na skalpu na Fz/Fpz, případně kontralaterálně na C3/C4 (dle mezinárodního rozdělení 10-10).<sup>92</sup> Bipolární snímání je pro obtížnější interpretaci a nižší amplitudu odpovědí méně užívané.<sup>93</sup> Registrační parametry: časová základna 10 ms/div, zesílení 2-10  $\mu$ V/div, pásmová propust 30-2000 Hz, zprůměrnění 50-150 přeběhů. Uložení stripu v operačním poli je dobré po 2-3 konsistentních záznamech změnit tak, aby bylo dosaženo tzv. „on-axis“ uložení.<sup>81, 89</sup> „On-axis“ polohou stripu se rozumí dosažení vzorce odpovědí N20/P25 z parietálních a zároveň P20/N25 z frontálních pólů stripu. Změna polaritě



frontálních a parietálních odpovědí je způsobena rozdílným vzájemným vztahem frontálních a parietálních elektrod k tangenciálně uloženému vektoru generátoru v zadní stěně centrálního sulku. Zvrat fází je pozorován nejen u primární, ale i u střednělatentních odpovědí. Lze je registrovat nejen z kůry, ale i epidurálně nebo ze skalpu. Amplituda SEPs klesá se vzdáleností od místa generátoru. Skalповé odpovědi jsou nižší než odpovědi snímané přímo z kůry.<sup>87, 91</sup> Z elektrody uložené přímo nad dipólem můžeme pořídit záznam přechodový obvykle s trifázickou vlnou. Pokud směr stripu není paralelní s průběhem vektoru dipólu, nebo je dipól z tangenciálního směru významně dislokován dosahujeme záznamu „off-axis“ u něhož nejčastěji vymizí odpověď frontální.

Expanzivně se chovající ložiska způsobují posun a distorzi okolních struktur mozku. Průběh CS, umístění a orientace dipólu se tak mění. Posun může být frontálním nebo parietálním směrem o 2 cm, i více. Průběh sulku může být skloněn horizontálně i vertikálně. Změnou orientace dipólu dochází ke změně architektury SEPs. Pokud se vlivem expanze změni orientace dipólu radiálním směrem k povrchu mozku, ke zvratu fáze odpovědi nedochází.

Na základě obrazu SEPs lze v přehledu rozhodnout, která část operačního pole je parietální. Na uložení motorické kůry v tuto chvíli usuzujeme pouze nepřímou. Nicméně parietální oblast lze označit za bezpečnou pro chirurgický vstup a resekci. Přesto je vhodné při mapování motorické kůry ověřit absenci motorické odpovědi při parietální stimulaci. Strip používaný k registraci korových SEP je týmž stripem, který později slouží jako stimulační elektroda uložená na PMC k monitoraci kortikálních MEP (cx-MEP).

Zvrat fáze SEP n. tibialis je obtížněji použitelný vzhledem k topografii uložení dipólu generátoru a vyšší míře variability směru dipólu somatosenzorické odpovědi z dolní končetiny.<sup>1</sup>

## 5.2 Motorické dráhy – mapování a monitorace

Technikou DCS určujeme korovou reprezentaci PMC. Průběh CST v bílé hmotě mapujeme přímou subkortikální stimulací (DSS). Stimulace může být bipolární nebo monopolární. Bipolární stimulace podává informaci o funkčnosti tkáně mezi póly elektrody a v jejich bezprostřední blízkosti.

Depolarizační účinek je patrný pouze povrchově, v místě kontaktu elektrod.<sup>94</sup> Při častěji používané monopolární stimulaci (reference je vzdálená – na skalpu) proud prostupuje od kontaktu aktivní elektrody do hloubky tkáně. Při monopolární stimulaci probíhá proud od aktivní elektrody radiálně, a proniká do hloubky tkáně. Densita proudu se čtvercem vzdálenosti od elektrody klesá. Na základě prahu výbavnosti odpovědi lze usuzovat na průběh dráhy ve tkáni za hranicí resekce. Monopolární stimulace tak umožňuje mapování a vyhledávání funkčních struktur i hlouběji pod povrchem, za hranicí resekce.<sup>95, 96</sup>

### 5.2.1 Kortikální a subkortikální mapování

K mapování motorické kůry i pro subkortikální mapování motorické dráhy lze použít jak Penfieldovy techniky, tak i techniky stimulace „krátkým trainem“.<sup>97, 98</sup>

Odlíšné parametry stimulace s sebou nesou odlišné použití i rizika. *Penfieldova technika* umožňuje mapování primární motorické i premotorické oblasti. Je ideální pro mapování řečové oblasti a některých nemotorických oblastí při operacích s bdělou fází.

Stimulace *krátkým trainem* je ideální pro mapování PMC a monitoraci CST. V prefrontální oblasti umožňuje určení korové reprezentaci svalů laryngu. Neumožňuje a ani nenahrazuje mapování řečové oblasti.<sup>99</sup>

Místo vstupu do tkáně, cerebrotomie, i hranice, případně rozsah resekce respektuje hranice funkčních zón zjištěných mapováním na povrchu mozku, tak i subkortikálně.

### 5.2.1.1 Penfieldova technika

Stimulace je bipolární, tvořena sérií monofázických pravoúhlých pulzů o šířce 1 ms, frekvence trainu 50-60 Hz, interstimulus interval (ISI) 20 ms, trvání stimulace je 1-4 s (při mapování PMC 1-2 s, při mapování řeči a kognitivních funkcí 3-4 s), intenzita podnětu nepřesahuje 20-25 mA.<sup>98</sup> Kontakty elektrody jsou kuličkové, vzdálenost mezi kontakty stimulační elektrody je 5 mm. Stimulační elektrodu obsluhuje neurochirurg v operačním poli.

V úvodu je nutné stanovit mapovací intenzitu, provést mapování funkčních korových oblastí ke zjištění jejich vztahu k hranicím léze a nakonec subkortikálně mapovat průběh drah během resekce. Intenzita stimulace určená pro mapování (*mapovací intenzita*) se interindividuálně liší a je třeba ji před samotným mapováním nastavit. Stimuluje se kortikálně, optimálně ve ventrální premotorické (vPM) oblasti, při současném snímání elektrokortikogramu (ECoG) stripem uloženým rovněž ve vPM. Intenzita úvodního podnětu je 2,0 mA a zvyšuje se vždy o 0,5 mA. Mapovací intenzita je buď nejvyšší, která nevyvolává následné výboje „after-discharges“ (obvykle 5-15 mA), nebo nejnižší, která konsistentně a spolehlivě ve vPM oblasti vyvolá anartrii (obvykle 2-7 mA). Riziko provokace intraoperačních záchvatů se liší jak dle použité mapovací intenzity (2-25 %, respektive 0,5-5 %), tak se významně liší i mezi jednotlivými centry.<sup>17</sup> Současné snímání ECoG v zájmu redukce intraoperačního epileptického záchvatu a/nebo falešné positivity vyvolané šířením následného výboje je v prvním případě nutností, v druhém je doporučeno.<sup>100, 101</sup>

Přetrvávající after-discharges po stimulus artefaktu vyžadují terminaci rozvíjejícího se epileptického záchvatu ochlazením kortexu ledovým fyziologickým roztokem. S prodloužením trvání stimulace a s vyšší intenzitou podnětu se zvyšuje výskyt after-discharges a s tím i intraoperačního záchvatu.<sup>102</sup> Profylaktická protizáchvatová léčba frekvenci intraoperačních záchvatů neovlivňuje, a proto se ani nedoporučuje.<sup>17, 103</sup>

U opakovaných resekcí, po předcházející radioterapii, nebo u dětí se ve zvýšené míře vyskytuje falešná absence/nevýbavnost motorických odpovědí při Penfieldově stimulaci.<sup>100</sup>

### 5.2.1.2 Krátký train

Stimulace je nejčastěji monopolární. Při kortikální stimulaci je aktivní elektrodou *anoda*, subkortikálně pak *katoda*, referenční elektroda je na skalpu (Fz/Fpz).<sup>104, 105</sup>

Simulační podnět je krátkou sérií (train) pravoúhlých pulzů, obvykle 4-7, šíře pulzu je 200-500  $\mu$ s (nejčastěji 400  $\mu$ s), ISI 2-4 ms frekvence pulzů 250-500 Hz, intenzita stimulace do 25 mA.

Motorická odpověď na krátký train je jasně určena latencí. Krátký train umožňuje kvantifikaci v podobě stimulačního prahu a amplitudy MEP, sledování a hodnocení změn odpovědi v čase.<sup>26, 95, 96, 106-109</sup> Epileptogenicita krátkého trainu je nízká (1-4 %), proto není současně při stimulaci zapotřebí ECoG snímat. Dostačujícím opatřením prevence záchvatu je v udržení frekvence stimulace pod 1 Hz, u epileptiků pod 0,4 Hz.<sup>110</sup> Bezpečnostní parametry stimulace jsou příznivé a umožňují krátký train použít i pro kontinuální monitoraci cx-MEP.<sup>10, 18, 19</sup> (více viz kap. 4.1)

### 5.2.1.3 Registrace odpovědi

Vizuální registrace svalových záškubů (pouze u Penfieldovy techniky stimulace) je proti elektrografickému snímání značně nespolehlivá. Je zatížena subjektivitou hodnotitele, pozornosti mohou snadno uniknout malé záškuby při prahové stimulaci. Hodnocení negativně ovlivňuje únava a kolísání pozornosti pacienta i hodnotitele. Vizuální registrace neumožňuje časově vázanou evidenci odpovědi včetně latence, amplitudy nebo prahu výbavnosti.

Při stimulaci krátkým trainem je registrace elektrografická. Snímání je možné dvěma hlavními způsoby. Povrchovými nebo jehlovými elektrodami.

Registrace z velkých svalů může být povrchová (bříško-šlacha), nebo jehlová. Optimální jsou monopolární subdermální jehlové elektrody, které jsou zavedeny do svalu 2-3 cm od sebe.

Koncentrické elektrody se nedoporučují, jelikož snímají signál z příliš malého objemu tkáně svalu a mohou být zdrojem falešné positivity (absence odpovědi) při prahové stimulaci. Stálost impedance

i riziko dislokace se dle literárních zdrojů mezi oběma způsoby registrace neliší.<sup>10</sup> Dle zkušeností autora je snímání povrchovými elektrodami nespolehlivé, jednak kvůli měnlivé impedanci v čase, tak i zvýšené tendenci dislokace elektrod a ztráty odpovědí.

Z malých svalů je registrace pouze jehlová – párem monopolárních subdermálních jehlových elektrod.<sup>111</sup>

Z velmi malých svalů, v oblasti hlavy a krku, včetně laryngu, je ke snímání optimální použít tzv. „hook-wires“, jemné drátkové elektrody, na konci odizolované.<sup>112</sup> Jedná se o velmi tenký drátek s odizolovaným koncem provlečený lumen 15G zaváděcí jehly, na jejímž konci je ohnutý zpět přes hranu stěny jehly. Díky zpětnému háčku je elektroda spolu s jehlou zanořena do svalu, při vytažení jehly elektroda ve svaly zůstává. Elektroda je pak je připojena přes spojovací kabel k předzesilovači. Hook-wires jsou fixovány je ke kůži průhlednou folií a volný konec je napojen přes konektory k předzesilovači. Hook-wires minimalizují traumatizaci tkáně, potlačují příměs rušivé aktivity přilehlých svalů, snižují riziko falešné negativity (falešná přítomnost odpovědi) vzdálené odpovědi z přilehlého svalu inervovaného jinou drahou, nervem, nebo kořenem. (viz kap 7.2). Tento typ elektrod byl prvně používán při hodnocení posturálních reflexů.<sup>113</sup>

Registrační parametry: časová základna 10 ms/div, citlivost 50-100  $\mu$ V/div, pásmová propust 100-1500 Hz. Pro významnější potlačení stimulus artefaktu lze dolní hranici posunout až na 300 Hz.<sup>114</sup>

Odpovědi jsou bez zprůměrnění. Výběr svalů není striktně dán odpovídá charakteru a místu operace.

#### 5.2.1.4 Kortikální mapování u extrinsických lézí

Dlouhodobá prognóza po resekci meningeomu, je rovněž závislá na radikalitě resekce. Ačkoliv je meningeom extrinsickou lézí, může v různém rozsahu k mozkové tkáni adherovat a ohraničení tumoru proti nervové tkáni se ztrácí. Při záměru radikální resekce v místech adheze/invaze meningeomu ke kortexu se resekce zákonitě stává subpiální a vede k mechanickému a/nebo vaskulárnímu poškození povrchové vrstvy kůry. Nachází-li se adheze v oblasti PMC, pak je bezpečnější

ponechat drobné adhezující reziduum než dosáhnout radikality za cenu trvalého motorického deficitu.

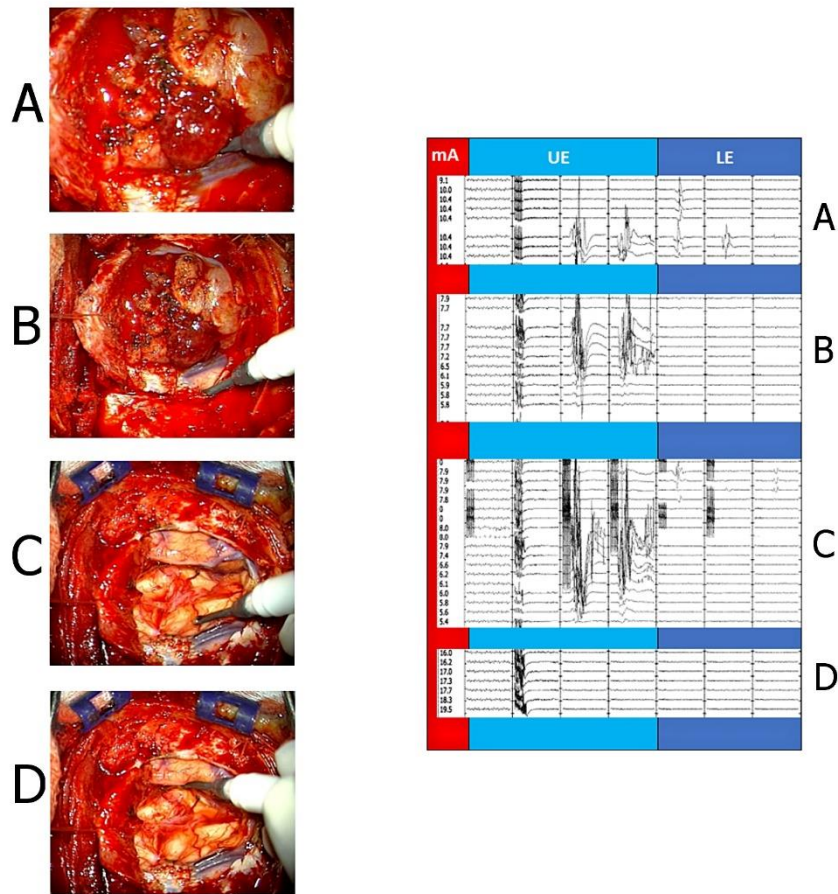
Prahová intenzita MEPs v PMC je nejnižší v porovnání s oblastí senzitivní nebo premotorickou.

Nejnižší pro vybavení MEP byl v průměru 15,1 mA (3-25 mA), práh > 19 mA byl u méně než 7 % pacientů. Prahová intenzita MEPs se v PMC zřetelně lišila od okolí.

Mapování PMC mělo za úkol, určit ta místa, kde ponechat tenkou slupku adhezujícího rezidua meningeomu, aby byla PMC ochráněna a předešlo se tak vzniku parézy (viz Obrázek 2).

Ačkoliv resekce v těchto případech je neradikální (reziduum bylo na hranici rozlišitelnosti MRI).

Četnost časných recidiv v řádu let se nelišila od resekcí radikálních. Radiochirurgie zůstává pro terapii pozdních rekurencí.<sup>80</sup>



**Obrázek 2**

**Resekce konvexitárního meningeomu centrálního sulku.** Kortikální monopolární mapování během resekce se sledováním prahové intenzity pro MEPs. Registrace ze svalů horní končetiny (UE) – m. biceps brachii, m. brachioradialis, m. abductor pollicis brevis, m. abductor digiti quinti; a dolní končetiny (LE) – m. quadriceps, m. tibialis anterior, m. abductor hallucis. Mapování před zahájením resekce v lůžku tumoru frontálně (**A**), na konvexitě frontálně od tumoru (**B**), po resekci na stěně lůžka frontálně – primární motorická kůra pro ruku (práh 5,8 mA) (**C**), po resekci na stěně lůžka parietálně – primární senzitivní oblast (práh > 19,5 mA) (**D**). (Intenzita podnětu u křivek je uvedena v miliampérech).

#### 5.2.1.5 Subkortikální mapování

Ačkoliv je zachována integrita primární motorické kůry, během subkortikální fáze resekce může dojít k poškození průběhu CST. Průběh CST může být tumorem dislokován a/nebo infiltrován.

K topografické představě průběhu dráhy slouží subkortikální mapování. Stimulace se provádí obdobně, jako při kortikálním mapování (viz kapitola 5.2.1.2). Elektroda je invazivní, monopolární, stimulace je krátkým trainem, aktivní elektroda je *katoda*, reference je skalpová na Fz/Fpz.

Vyhledává se prahová intenzita podnětu pro vybavení MEPs, čím nižší práh, tím blíže pod povrchem resekční dutiny probíhají axony CST. Hranice bezpečného prahu sc-MEP vybavených DSS pro mechanické poškození CST se tak pohybuje mezi 3-6 mA v závislosti na přesných parametrech stimulace.<sup>95, 115</sup>

Příliš nízký práh DSS znamená přímý kontakt s axony CST a jejich mechanické poškození. Vybavení sc-MEPs umožňuje i přímá stimulace distálního pahýlu akutně přerušeno axonu CST. DSS je vždy nutno kombinovat s kontinuální monitorací cx-MEP, která umožňuje sledovat vodivost celou motorickou dráhou.

Náhlá ztráta sc-MEPs bez ohledu na aktuální intenzitu DSS odpovídá vaskulárnímu poškozením (např. koagulace/kink perforátoru) distálně od místa stimulace.

Pro extrapolaci prahové intenzity DSS [mA] na vzdálenost CST od místa stimulace [mm] ve stěně resekční dutiny neexistují dostatečně spolehlivé údaje.<sup>116-121</sup> Nebylo dosaženo jednoty ani v linearitě, ani ve vzájemném poměru mA vs mm.<sup>108, 115, 116, 118, 120</sup> Velmi často uváděná závislost 1 mA = 1 mm nemůže být považovaná za platnou, jelikož nikdy tato závislost nebyla cíleně studována ani validována.

Doposud běžně používaná technika mapování přináší pouze intermitentní informaci o průběhu CST ve vztahu k místu provedené a aktuálně zamýšlené resekce. Samotná resekce tak probíhá bez informace vztahu aktuálního místa resekce a průběhu CST s rizikem jeho poškození. Aby se riziko



poškození CST snížilo, fáze resekce a mapování v krátkých intervalech alternují. Tyto alternace ruší pozornost neurochirurga, prodlužují výkon a mohou vést k úplnému opuštění mapování.

Technika kontinuálního „dynamického“ subkortikálního mapování přináší významné zpřesnění proti intermitentnímu mapování. Integrací stimulační elektrody do neurochirurgické odsávačky umožňuje soustavné mapování CST přímo v místě probíhající resekce v reálném čase, během celého postupu resekce.<sup>26, 122</sup>

Aktivní elektroda je katoda, stimulace je krátkým trainem (viz výše kap. 5.2.1.2), frekvence stimulace je 1-3 Hz . Při zahájení subkortikální fáze je prahová intenzita podnětu stanovena na 10-15 mA. Jak resekce postupuje, chirurg se přibližuje k průběhu axonů CST, tak se i snižuje práh pro vybavení MEPS. Jakmile je odpověď vybavena, snižuje se prahová intenzita simulace pro mapování a pokračuje se v resekci. V úvodu, kdy je práh vysoký (10-15 mA), se snižuje o 2-3 mA, později, přiblíží-li se chirurg k CST na cca 7 mA, snižuje se o 1 mA. Hranicí bezpečné resekce je prahová intenzita 3 mA.<sup>26, 95</sup> Postup a rozsah resekce nedosahuje vždy limitů bezpečnosti. Vždy je třeba uvažovat v kontextu s biologickou povahou léze a legitimní možnosti ovlivnění prognózy radikalitou resekce.

Integrace stimulační elektrody do ultrazvukového aspirátoru (CUSA) přináší podobné výsledky.<sup>121, 123</sup> Důležitost dynamického mapování vzrůstá s klesajícím prahem pro sc-MEP. Autoři tak snížili trvalou pooperační morbiditu na 3 %.<sup>26</sup> Schucht et al. následně referuje o zvýšení radikality resekce až na 69 % při trvalé morbiditě 4 %.<sup>124</sup> Vždy se jednalo o vaskulární poškození CST.

### 5.2.2 Monitorace CST

Mapování přináší statický a intermitentní obraz o situaci a topografickém vztahu motorické kůry nebo traktu a resekovaného ložiska. Sc-MEP je obrazem integrity dráhy distálně od místa stimulace v resekční dutině.

Informace o funkčnosti celé CST nám podávají cx-MEPs. Během resekce je nutné mít informaci o funkci a změně vodivosti CST kontinuálně. Proto vodivost CST pomocí cx-MEP monitorujeme. Stimuluje se jedním z pólů stripové elektrody, uložené na povrchu mozku v oblasti PMC. Používá se monopolární anodová stimulace krátkým trainem. (viz kap. 5.2.1.2). Výběr pólu stripu je dle nejnižšího prahu pro konsistentní MEP. Volba sledovaných svalu(ů) závisí na uložení ložiska, klinických příznacích a nejvíce ohroženém segmentu končetiny. Kontinuální monitorace cx-MEPs, pokud je frekvence stimulace < 1 Hz, je natolik bezpečná, že může probíhat během celé kritické fáze resekce v řádu vyšších desítek minut.

Monitorací cx-MEP lze lézi CST dobře zachytit. Na základě rychlosti poklesu/ztráty MEPs můžeme spíše usuzovat na příčinu změny (vaskulární vs mechanická), než riziko trvalé parézy. U mechanicky podmíněných změn dochází obvykle k progresivnímu snižování amplitudy (obvykle při současném zvyšování prahu) MEPs. Vaskulárně podmíněné změny vodivosti CST přicházejí náhle. Až 40 % změn cx-MEPs je náhlých a ireverzibilních.<sup>95, 125, 126</sup> Zdaleka ne všechny vaskulární poruchy jsou ireverzibilní. Nastane-li vazospasmus, MEP náhle vymizí. Přerušením resekce, uvolněním retrakce, výplachem resekční dutiny se spasmus uvolní a průtok tepnou i MEPs se obnoví.

Trvalá ztráta cx-MEPs predikují těžký deficit nebo dokonce hemiplegii.<sup>127</sup> Pokud jsou cx-MEPs výbavné, pak je riziko deficitu velmi nízké.<sup>78, 95, 125-129</sup> Podkladem motorického deficitu při zachování cx-MEP jsou rozsáhlé léze prefrontální a/nebo parietální. Vznik parézy se vysvětluje poruchou plánování a programování.<sup>130, 131</sup> Intraoperační pokles amplitudy cx-MEP o > 50-80 % je považován za signifikantní z poškození CST a prediktorem pooperační parézy.<sup>129</sup>

Fujiki et al. popsali techniku monitorace míšních odpovědí (D-vlny, I-vlny) z horní krční úrovně (C3). Snímací elektroda je zavedena Tuohy jehlou epidurálně. Za významnou změnu je považován pokles amplitudy D-vlny o > 30 %.<sup>132, 133</sup>

### 5.3 Mapování a monitorace při operacích s bdělou fází

Vzhledem k tomu, že řeč je komplexní činnost, intraoperační testování je možné v bdělém stavu pacienta. Tyto výkony jsou prováděny nejčastěji v koncepci „asleep – awake – asleep“.

Výkony s testováním řeči vyžadují na rozdíl od ostatních neurochirurgických výkonů komplexnější přístup. Kromě samotného intraoperačního testování, každý z těchto výkonů by měl být pacientovi „ušit na míru“ jak po stránce provedení operace, tak i způsobu a rozsahu testování funkce. Neexistuje standard pro operační přístupy, techniky mapování, monitorace, výběr intraoperačních testů, ani vedení anestezie.<sup>134</sup>

Je-li indikace k operaci s bdělou fází, je věcí neurochirurga vytvoření plánu operace spolu se způsobem intraoperačního testování dle ohrožených funkčních oblastí. Strategie operačního postupu musí vždy brát v úvahu časová omezení bdělé fáze.

Kromě plánu a techniky intraoperačního testování, tyto výkony vyžadují pečlivou a rozsáhlou předoperační přípravu i odpovídající pooperační klinické sledování. Obligatorní je účast neuropsychologa a logopeda ve všech třech fázích výkonu.

Obsahem *předoperační fáze* je stanovení důvodů a schopnosti testování. Je-li pacient schopen testování, absolvuje podrobné standardizované neuropsychologické vyšetření včetně vyšetření řeči. Dalším krokem je předoperační trénink, který slouží k ověření porozumění intraoperačních testů, seznámení s průběhem, operace, zvláště pak průběhu awake fáze.

Součástí předoperačního plánování slouží i zobrazovací metody včetně fMRI a DTI.

*Intraoperační fáze* obsahuje dvě části, kortikální a subkortikální.

Kortikální i subkortikální stimulace je bipolární a provádí se Penfieldovou technikou (viz kap. 5.2.1.1).

Před zahájením resekce se provádí kortikální mapování s testováním testování řeči. Při testu pojmenování má pacient za úkol každé 3 sekundy pojmenovat promítaný obrázek. Chirurg stimuluje

každý druhý, eventuelně třetí, obrázek. Místa stimulace na kortexu se mění. Každé místo stimuluje opakovaně, ale nikdy ne 2krát za sebou, aby nezvyšoval riziko provokace záchvatu.

Mapování se zaměřuje prioritně na hranici mezi tumorem a předpokládanou funkční oblastí.

Funkční řečovou zónou jsou ty oblasti, kde došlo k řečové interferenci alespoň ve třech nekonektivních stimulacích.<sup>135, 136</sup> Za řečovou interferencí jsou považovány: anartrie, záraz v řeči („speech arrest“), dysartrie, fonémické, sémantické a verbální parafázie, anomie, latence (opožďení odpovědi), neologismy, nebo cikumlokuce.

Během resekce za soustavného testování pacienta probíhá kontinuální mapování subkortikální.

V bdělé fázi se mapuje bipolární stimulací Penfieldovou technikou. Není-li již řeč v ohrožení, pokračuje se s mapováním v celkové anestezii monopolárním krátkým trainem (viz kap. 5.2.1.5).

Ne všichni pacienti tolerují bdělou fázi stejně dobře. Proto výběr a počet testů je potřeba zohlednit nejen k charakteru a uložení léze, ale také k předpokládané délce kooperativní bdělé fáze. Kooperace pacienta závisí na řadě faktorů. Zhoršuje se s délkou testování, během resekce v dominantní suplementární motorické arey (SMA) nebo parietální oblasti. Naopak ke zlepšení spolupráce vedou: urychlená lokalizace hranice funkčních zón a léze; zkrácení subkortikálního mapování během resekce v bdělé fázi; redukce trvání samotné bdělé fáze. Významný pozitivní vliv na spolehlivost a úspěch mapování má pečlivá neuropsychologická předoperační příprava spolu s instruktáží pacienta o dění během operace před operací i v průběhu resekce přímo na sále.<sup>137, 138</sup>

Bdělá fáze se díky dobré přípravě významně zkracuje a zlepšuje se tolerance pacienta i spolehlivost monitorace. K selhání intraoperační spolupráce dochází ve 2-15 %.<sup>134</sup>

*Pooperační fáze* obnáší časné neuropsychologické vyšetření za týden a dále v měsíčních intervalech od operace. Neurologická vyšetření a rehabilitační intervence se provádějí dle povahy pooperačního deficitu.

Intraoperační mapování a monitorace řeči a kognitivních funkcí vyžaduje multioborový a cíleně vyškolený tým včetně chirurga i anesteziologa. Operace s bdělou fázi musí být součástí komplexního

řešení. Aby byl operační výkon s bdělou fází pro pacienta přínosem, musí na sebe důsledná a pečlivá příprava, intraoperační mapování a monitorace řeči i optimální pooperační péče logicky navazovat.

## 6 Monitorace při operacích na cévním řečišti mozku

K monitoraci funkcí korových jsou nejvhodnější SEPs nebo EEG. Pro sledování funkce, resp. vodivosti CST v bílé hmotě jsou nejvhodnější MEP. Nativní i evokovaná neuronální aktivita je závislá na rCBF.<sup>139-145</sup> Pokles kortikální aktivity je spolehlivým markerem rozvoje ischemie.<sup>146</sup> Při poklesu korového rCBF pod 15-20 ml/100g/min se amplituda SEP snižuje až mizí. Přežívání korových neuronů inverzně závisí na hloubce hypoperfúze.<sup>142, 143, 147</sup> Doba přežívání je omezena na několik desítek hodin.<sup>148-150</sup> Obnova neuronální aktivity v chronicky hypoperfundované korové oblasti způsobené stenózou nebo okluzí ICA se nepodařila prokázat.<sup>151, 152</sup>

SEP n. medianus podávají informaci nejen o aktivitě primární senzitivní kůry (PSC), ale také o vodivosti thalamokortikální radiace.<sup>141, 153, 154</sup> Generátor korových SEP v area 3b je v bezprostřední anatomické blízkosti PMC pro ruku. PMC i PSC pro ruku jsou zásobeny společnými periferními větvemi MCA.<sup>155</sup> Rolandická oblast pro ruku se nachází v samotné periférii řečiště MCA a přiléhá mediálně k teritoriu přední mozkové tepny (ACA). Uzávěr ICA, nebo MCA ovlivňuje perfúzi v celém řečišti, nejvýznamněji v jeho periférii, tzv. „watershed“ zóně. Proto jsou změny v rolandické oblasti citlivým markerem regionální hypoperfúze celé MCA. Ačkoliv SEP jsou obrazem neuronální aktivity senzitivní arey 3b, lze na základě změn amplitudy SEP poměrně spolehlivě usuzovat na změnu neuronální aktivity i v přilehlé PMC. Hypoperfúze snižuje amplitudu, hypotermie prodlužuje latenci korových SEPs.

## 6.1 Intrakraniální operace

Cílem ošetření intrakraniálního aneurysmatu (AN) je naložení klipu tak, by bylo AN zcela vyřazeno z cirkulace a zároveň průtok a průsvit mateřské tepny nebyl ovlivněn. Proximální kontrola (dočasná okluze mateřské tepny) ovlivňuje perfúzi v distálním řečišti a představuje riziko korové ischemie. Změnou průtoku v perforátorech vystupujících z mateřské tepny může být ovlivněna perfúze v bílé hmotě, a tak porušena vodivost axonů drah včetně CST.

Změny SEP jsou citlivým markerem korové ischemie.<sup>140, 156, 157</sup> Kritéria korové ischemie jsou pokles amplitudy primární odpovědi N20/P25 o > 50 %, nebo prodloužení latence vlny N20 o > 10 %.

Nepřímá informace o vodivosti CST je důvodem falešné negativity SEPs. Falešná negativita unimodální monitorace SEP během klipu AN MCA byla popisována opakovaně.<sup>158-161</sup>

MEPs jsou spolehlivým markerem subkortikální vodivosti CST.<sup>162, 163</sup> Současná monitorace SEPs a MEPs je tak díky vzájemné komplementaritě technik monitorace považována za optimální.<sup>162, 164</sup>

Během operací intrakraniálních ANs dochází ke změnám SEP přibližně v 8 %, změny MEP jsou zaznamenávány v předním povodí v 5-10 %, v zadním povodí až ve 43 %.<sup>127, 130, 157, 165</sup>

Strategie mIONM odpovídá uložení výdutě, resp. teritoriu zásobení mateřské tepny.<sup>166</sup> Obligatorními jsou SEP n. medianus a MEP horních končetin. Při operaci v povodí ACA se přidává monitorace SEP n. tibialis a MEP dolních končetin. Je-li operováno AN v zadním povodí, přidává se monitorace BAEP a kortikobulbární MEP (CoMEP), hlavně n. VII a n. XII.<sup>167</sup>

Monitorace oboustranných SEP n. tibialis při operaci v povodí ACA je nutné, jelikož korová ischemie v ACA není SEP n. medianus zachytitelná. Změny v SEP i MEP horních končetin mohou být detekovatelné pouze díky perfúzi části thalamokortikální dráhy a CST pro svaly obličeje a části krčních segmentů cestou Heubnerovy arterie.

Při operaci v povodí MCA má význam rozšířit monitoraci o SEP n. tibialis tedy, je-li nutnost zajistit proximální kontrolu až na úrovni distální ICA. Význam MEPs je během operace v povodí MCA klíčový z důvodů zachytu poruchy perfúze bílé hmoty zásobené perforátory (viz Obrázek 3).

Stimulace při monitoraci MEPs může být buď TES, nebo DCS. Při TES jsou simulační elektrody subdermální spirálové, umístěny na skalpu. Aktivní elektrody jsou C3/C4, reference na Fz. Stimulace je buď jednostranná svody C3-Fz, C4-Fz, nebo oboustranná svodem C3-C4. Aktivní elektroda je vždy anoda. Stimulus je v podobě krátkého trainu (4-7 pulzů, šíře 400  $\mu$ s, ISI 2 ms, frekvence podnětu 1 Hz, krátkodobě až 3 Hz).<sup>97</sup> Při oboustranné stimulaci se polarita trainu každý druhý podnět změní, aby byla stimulace obou hemisfér identická. Intenzita stimulace je prahová, nebo mírně nadprahová (< 120 % prahové intenzity).

Příliš vysoká intenzita stimulace může způsobit příliš distální depolarizaci CST a tím vznik falešné negativy (zachování MEPs) při rozvoji ischemie v proximálním segmentu dráhy.

Pro DCS se používá stripová elektroda zavedena subdurálně z durotomie do centrální oblasti.

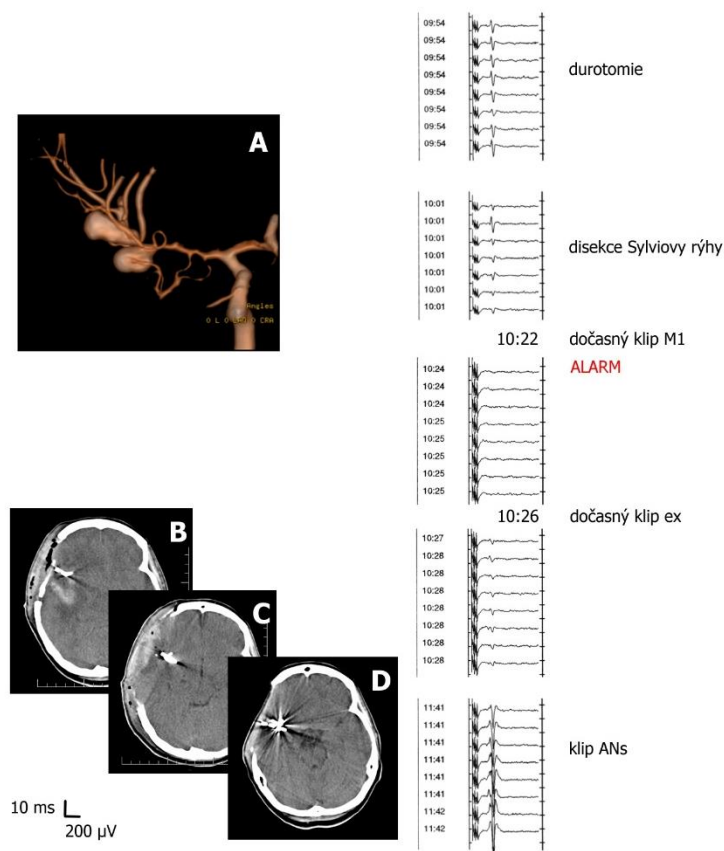
Stimulační pól je ten, s nejnižší prahem pro MEP. Obtíže se zavedením stripu pro DCS nejsou časté.

Nejčastějšími překážkami jsou edém po subarachnoidálním krvácení, subdurální adheze, nebo přítomnost přemostujících žil.

DCS umožňuje depolarizaci CST v proximálních segmentech axonů, na hranici kortiko-subkortikálního přechodu.<sup>163, 164</sup> Nehrozí zde falešná negativita v podobě distální stimulace jako při TCS. DCS nelze použít pro monitoraci MEP dolních končetin z důvodů anatomické nedosažitelnosti korové oblasti pro dolní končetinu.<sup>164, 168, 169</sup> Krvácivé komplikace v souvislosti s DCS vznikají přibližně ve 2 % a jsou vždy dobře kontrolovatelné. Riziko provokace epileptického záchvatu se v porovnání s TES téměř neliší: 1 % u DCS, vs 0,85 % u TES.

Záchyt významných změn je při DCS nevýznamně vyšší v porovnání s TES: 12 % vs 8 %.<sup>163, 164</sup>





**Obrázek 3**

**Alterace MEPs při dočasné okluzi M1 vpravo.** Žena 56 let, subarachnoidální krvácení, dvoulaločnaté aneurysma M1/2 vpravo (A). Intraoperační monitorace skalpových SEP n. medianus a transkraniální MEPs. Po uzavření M1 dočasným klipem proximálně od aneurysmat vyhasly MEPs z m. APB. Dvě minuty po uzávěru M1 byl vyhlášen alarm. Na základě alarmu byl dočasný klip odstraněn. Během jedné minuty se motorické odpovědi obnovily, za 15 minut znormalizovaly. Po operaci pacientka bez motorického deficitu. Pooperační CT ukazuje hypodenzitu temporálně vpravo pouze v okolí klipu (B-D).

*MEP – motorický evokovaný potenciál, m. APB – musculus abductor pollicis brevis*

Kritéria významných změn MEPs jsou pokles amplitudy o > 50-80 % v kombinaci se vzestupem prahové intenzity odpovědí. Zpřesnění přináší tzv. „bilateral threshold criterion“, které hodnotí změny oboustranně. Umožňuje mimo jiné odlišit systémové změny od lokálních (z operačního pole).<sup>170</sup>

K hlavním momentům operace AN patří proximální kontrola dočasným klipem mateřské tepny. Tolerance dočasné okluze se interindividuálně liší a je nepredikovatelná.<sup>159, 162</sup> Čím delší je okluze, tím vyšším riziko alterace MEP a rozvoje ischemie. Čím delší čas do restituce MEP, tím vyšší riziko parézy. Nastane-li alterace SEP nebo MEP po okluzi rychle, znamená to absenci kolaterál a ošetření aneurysmatu je třeba provést bez dočasné proximální okluze mateřské tepny. Na druhou stranu, je-li jediným řešením trvalá okluze mateřské tepny, pak je třeba na změny odpovědí dostatečně dlouho vyčkat, i déle než 30 minut.<sup>166</sup>

Při proximální kontrole tepny může dojít ke kompresi, trakci, nebo kinku perforátoru. Neurofyziologie zachytí i takové změny průtoku v perforátorech, které jsou jinými způsoby, včetně fluorescenční angiografie nebo mikrodoppleru, nezachytitelné. Nastane-li změna odpovědí, je nutné se vydat v operaci chronologicky zpět, dokud není příčina alterace MEPs nalezena a odstraněna. Je třeba si uvědomit, že ke změně průtoku perforátory může dojít i při jiných manévrech, i mimo zorné pole neurochirurga. Nutnost monitorace zůstává po celou dobu operace, zvláště pak během intradurální fáze.

Ke správnému pochopení významu změn odpovědí, i reakcí na tyto změny, je vysoce důležité alespoň základní porozumění chirurga o neurofyziologických zákonitostech a použitých metodách monitorace a mapování.

## 6.2 Extrakraniální operace

Odstranění aterosklerotického plátu eICA během CEA probíhá při uzavěru CCA proximálně od bifurkace, tzv. „cross-clamp“. Perfúze ipsilaterální části mozku závisí na stavu kolaterál, zejména Willisova okruhu. Potřeba intraluminálního shuntu se pohybuje do 6 %.<sup>154, 171</sup> Selektivní použití shuntu je proto považováno za odůvodněné.

GA-LA studie ukázala srovnatelné výsledky CEA v lokální i celkové anestezii.<sup>172</sup> Při CEA v celkové anestezii by intraoperační monitorace mozkové perfúze pomocí EEG nebo SEP n. medianus měla být standardem.<sup>173-176</sup> Spolehlivost obou způsobů monitorace je podobná. SEP n. medianus je považován za excelentní marker především korové ischemie.<sup>140, 156, 177</sup> SEP proti EEG snímají sice jen omezenou, ale klíčovou, oblast mozku. Díky vyšší stabilitě odpovědí, nižší citlivosti k anestetikům a artefaktům, snadnějšímu a přesnějšímu hodnocení se SEP ukazují výhodnější. Ačkoliv EEG snímá aktivitu většího objemu mozku, objevují se projevy ischemie později než u SEP.<sup>154</sup>

Snadná a rychlá instalace elektrod a hodnocení SEP n. medianus umožňuje predikovat klinický výsledek i monitorovat urgentní rekanalizace akutních symptomatických okluzí eICA.<sup>178, 179</sup>

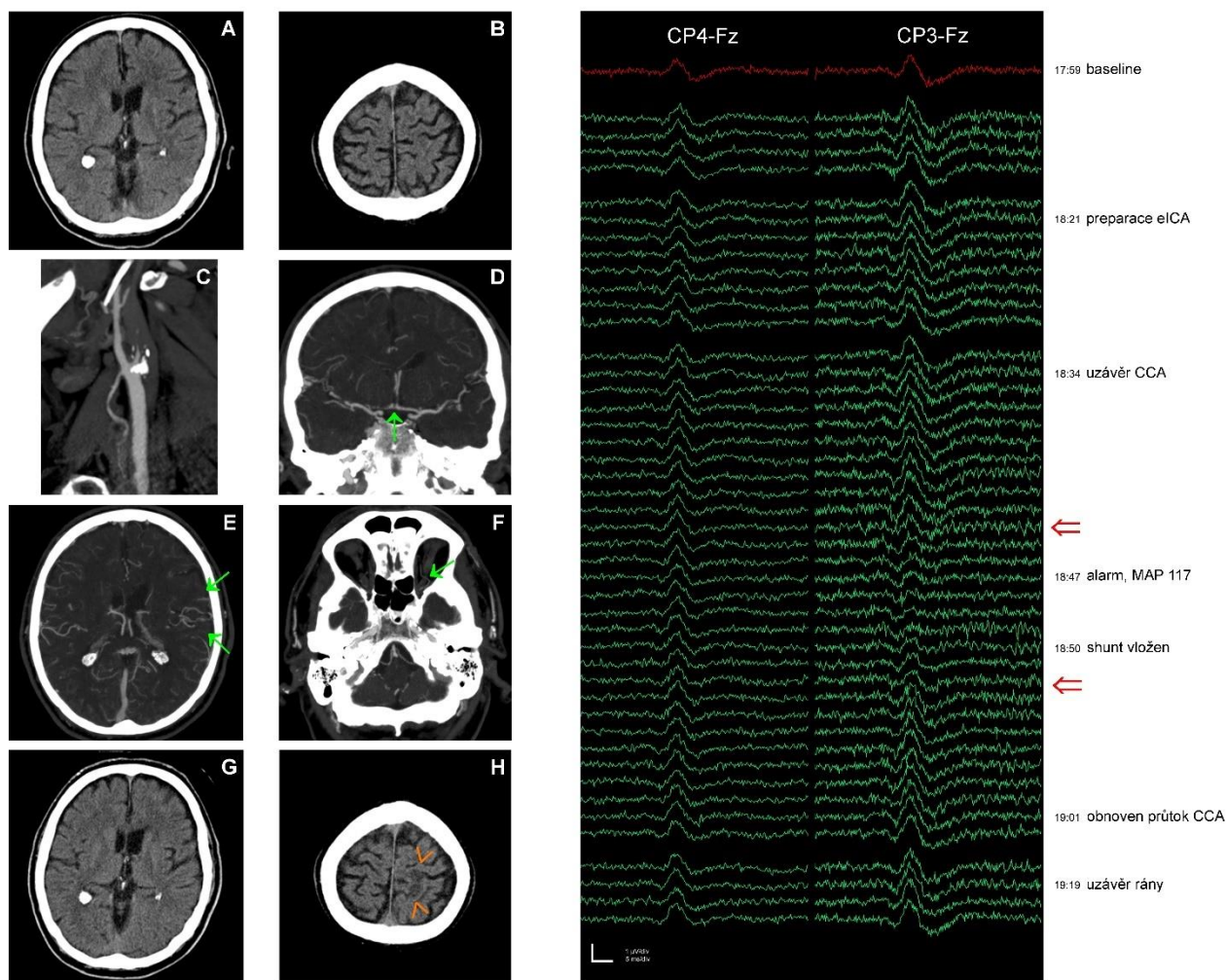
Kritéria významné změny SEP je pokles amplitudy primární odpovědi N20/P25 o > 50 % úvodní hodnoty (baseline). Prodloužení latence N20 o > 2 ms, případně o > 10 % nejsou považovány některými autory za významné.<sup>180, 181</sup>

Hodnocení EEG je obtížnější, vyžaduje delší trénink a je zatíženo větší mírou subjektivity. Posuzují se nativní záznam i frekvenční analýzy. Kritéria hodnocení nejsou zcela jednotná.<sup>182</sup>

Monitorace SEP během CEA je oboustranná. Stimulační elektroda je povrchová, bipolární elektrodou na kontralaterálním zápěstí, katoda proximálně. Stimulace n. medianus je pravoúhlým pulzem šíře 200  $\mu$ s, intenzita stimulace 30 mA, frekvence 3,7 Hz. Registrace odpovědí je v ipsilaterálním Erbově bodě s referencí kontralaterálně (Epi-EPc), případně na spinální úrovni se skalpovou referencí (Cv5-Cz), a na skalpu ve svodech CP3/CP4-Cz nebo CP3/CP4-Fz. Volba skalpových svodů je na základě amplitudy a diferenciací odpovědí, resp. SNR v úvodu operace. Periferní odpověď z Erbova bodu

nebo spinální slouží jako průkaz funkční stimulace a periferního vedení. Oboustranná monitorace umožňuje rozlišení systémových a lokálních příčin změn odpovědí. Systémové příčiny (hypotenze, vliv anestezie) se projeví oboustrannou změnou SEP. Lokální příčina z operačního pole (cross-clamp, embolizace) způsobí změny pouze jednostranné, ipsilaterální (viz Obrázek 4).

Falešná negativita monitorace SEP n. medianus (pooperační motorický deficit při absenci poklesu intraoperačních SEP) se uvádí ve 3,5 %.<sup>183, 184</sup> Důvody mohou být dvojí. Prvním je izolovaná hypoperfúze v ACA, druhým selektivní ischemie vláken CST v bílé hmotě (viz kap. 6.1) na podkladě uzávěru perforátoru. Navzdory racionálnímu vysvětlení, je izolovaný pokles amplitudy SEP n. tibialis extrémně vzácný. Pravděpodobně k tomu přispívá i skutečnost, že v 8-12 % je monitorace SEP n. tibialis z technických důvodů neúspěšná.<sup>185, 186</sup> Detekce čisté hemiplegie byla dokumentována při monitoraci transkraniálních MEP (TcMEP). Záchyt izolovaných poruch motorického vedení dle různých sérií byl (0-3 %).<sup>158, 185, 187</sup> Monitorace TcMEPs s sebou přináší zvýšené nároky na vedení anestezie a obtíže spojené s pohybovými artefakty. Změny rychlosti průtoku MCA pomocí TCD nejsou v souladu s intraoperačními změnami SEP n. medianus. Monitorace pomocí TCD je nespolehlivá.<sup>188</sup>



**Obrázek 4**

**Intraoperační kortikální hypoperfúze během urgentní rekanalizace akutní okluze eICA vlevo.**

Vstupní CT zobrazení „iktový protokol“ nativní CT (**A,B**), CTA (**C-F**) s vyznačením hlavních kolaterál (zelené šipky). AComA – insuficientní. **Vpravo:** monitorace SEP n. medianus oboustranně. Po okluzi CCA ipsilaterálně pokles amplitud SEP o > 50 %. Vyhlášen alarm: zvýšení krevního tlaku bez odezvy v SEPs, restituce amplitudy SEPs nastala až po zavedení shuntu. Snížená amplituda SEPs – červené dvojité šipky. Do konce operace amplituda SEPs zůstala symetrická. Po operaci lehká monoparéza vpravo, kontrolní CT za 24 hodin s drobnou ischemií v rolandické krajině (**G, H**, oranžové hroty šipek). (AComA = arteria communicans anterior, CCA = arteria carotis communis, CTA = CT angiografie, eICA = extrakraniální arteria carotis interna, SEP = somatosenzorický evokovaný potenciál).

Není zřejmé, že by mIONM během CEA přinášela zásadní benefit proti unimodální monitoraci SEP n. medianus. Reprodukovatelnost výsledků mIONM CEA nebyla spolehlivě prokázána.<sup>185</sup> Na jedné straně máme technicky snadnou a rychlou unimodální monitoraci SEP n. medianus s dostatečnou spolehlivostí, resp. velmi nízkou mírou (< 3,5 %) falešné negativity. Na druhé straně stojí náročnější na provedení, hodnocení i vedení anestezie mIONM čtyřkončetinových SEPs a TcMEPs. Multimodální monitorace si klade za cíl zachytit změny u 3 % případů falešně negativních SEP n. medianus. Předpokládaný benefit mIONM je třeba korigovat četností selhání monitorace, která se uvádí pro SEP n. medianus i TcMEPs kolem 1 %, SEPs n. tibialis selhávají v nemalých 8-12 %.<sup>185-187</sup> Multimodální snímání zákonitě prodlužuje čas obnovy jednotlivých odpovědí. Tím se může prodloužit čas reakce na změnu odpovědí, který se může v souhrnu negativně promítnout na klinickém výsledku.

## 7 Monitorace při operacích v zadní jámě a baze lební

Historicky byl mozkový kmen považován za chirurgicky zcela nedostupnou oblast.<sup>189-191</sup> Bylo však zjištěno, že existují místa, kde vstup do kmene je možný, tzv. zóny bezpečného vstupu „safe entry zones“.<sup>192-195</sup> Navzdory existenci bezpečných zón je mozkový kmen pro neurochirurga oblastí nejvyššího nebezpečí. I minimální zásah do systému zajišťujícího vědomí, probouzecí reakci, centraci pohledu, regulaci svalového napětí může mít katastrofální následky. Častá distorze tkáně kmene expanzí a současně ne vždy spolehlivá diferenciacie colliculus facialis a striae medullares ukazují, že anatomické učení bezpečných zón je nespolehlivé. Morota et al. anatomicky správně určili striae medullares v 9 ze 14 případů a colliculus facialis pouze ve 3 z 12.<sup>196, 197</sup> Neurofyziologické mapování mozkového kmene určení bezpečných zón zpřesňuje.<sup>196-202</sup> Proto intraoperační neurofyziologické mapování má být obligatorní součástí každé operace mozkového kmene.<sup>196-198, 203-205</sup>

Morfometrická definice dle Strausse et al. je proti anatomickému a cytoarchitektonickému určení sice přesnější, avšak na úkor významného zmenšení bezpečných trigon pro operační vstup do kmene.<sup>193, 194</sup> Navzdory propracovanosti morfometrické techniky je její reálná použitelnost značně omezena, jelikož nepočítá s distorzí tkáně způsobené expanzivním chováním léze.

Kmenové expanze způsobují distorzi tkáně a mění skutečnou polohu významných struktur. Morota et al. popsali několik typických vzorců posunu pozice jader na základě uložení expanze.<sup>197, 203</sup> Obvyklým je posun jader v opačném směru, než je expanze uložena. Vedle obvyklých vzorců Morota upozorňuje na možnost ventrální distorze kaudálních jader, typicky u ložisek dorzální oblongaty a obexu. Absence odpovědí na stimulaci kmene od úvodu operace může vedle destrukce naznačovat i ventrální distorzi jader. Když se během postupné resekce s mapováním vrstva nádoru ztenčí, odpověď z jader se objeví. Pokud je na ventrální distorzi pomýšleno, jádro bude na spodině resekční dutiny uchráněno.

K hlavním limitům mapování mozkového kmene patří: 1) Časové *epizody mapování a resekce alternují* a nepřekrývají se jako je to u monitorace. Proto mapování přináší informaci o funkci jader a nervů pouze intermitentně a mimo fázi resekce, na rozdíl monitorace, kdy dostáváme aktuální informaci kontinuálně, a hlavně během resekce. 2) Nemožnost sledování funkce *senzitivní aferentů jader i internukleárních spojů* může mít za následek pooperační poruchu reflexních dějů (polykání, kašel, ...), navzdory zachování integrity příslušných motorických jader. 3) Nespolehlivost mapování *kortikobulbárního traktu (CBT)*.

## 7.1 Motorické dráhy

### 7.1.1 Mapování motorických drah

Supranukleární poškození je méně obvyklé i proto, že nejčastější přístup do kmene je z dorzálního směru, tzn. spodiny IV. komory.<sup>206</sup> Dle Kriegova popisu mnohotně rozvětvený CBT se dostává k jádrům hlavových nervů ve ventrodorzálním směru.<sup>207</sup> Supranukleární zásobení jader je obvykle mnohotné (např.: jádro n. VII je zásobeno čtyřmi větvemi traktu). Jelikož operační přístup do kmene je nejčastěji z dorzální strany, pak vícečetná supranukleární aferentace jader přicházející z ventrální strany je hlavním důvodem malé pravděpodobnosti izolované léze CBT (bez současné léze jádra).<sup>208</sup> Při anterolaterálním přístupu je důležitou součástí hledání bezpečné zóny i mapování průběhu CST, zvláště pak v úrovni mesencefala.<sup>209</sup> Registrace odpovědí může být míšní – epidurální, nebo svalová – z kontralaterálních končetin.<sup>210</sup> Role DTI a neuronavigace je pro operace v mozkovém kmeni značně nejistá.<sup>211, 212</sup>



## 7.2 Monitorace motorických drah

Sledování funkční integrity hlavových donedávna naráželo na omezení způsobená epizodičností mapování a přílišnou falešnou pozitivitou spontánní aktivity. Monitorace přináší kontinuální informaci o funkční integritě bez nutnosti zásahu neurochirurga. Oblast hlavy a krku kvůli vzájemné blízkosti stimulace a registrace vyžaduje přizpůsobení techniky monitorace.

### 7.2.1 Kortikobulbární dráha – CBT

Technika monitorace CoMEP vychází z techniky monitorace končetinových motorických opovědí.

CoMEP ukazují na integritu nejen hlavových nervů, ale i jader, kortikobulbárních drah i motorického kortexu. Technika monitorace CoMEP n. VII a n. X je rozpracována podrobněji.<sup>112, 114, 213</sup>

Stimulační elektrody jsou spirálové umístěné na skalpu, aktivní (anoda) na C3/C4, reference na Cz. Stimulace je duální. První stimulus je krátký train a druhý je monofázický pulz. Pro vybavení centrální odpovědi v celkové anestezii je nutný krátký train, jednotlivým pulzem vybavíme pouze odpověď periferní. Parametry stimulace: 1) krátký train monofázických 3-5 pravouhlých pulzů o šíři 500  $\mu$ s, ISI 2 ms, frekvence trainu 2-3 Hz, intenzita stimulace 50-150 mA. 2) Jednotlivý monofázický pulz má shodnou šíři a intenzitu jako pulzy trainu a je zpožděn o 90 ms po začátku trainu. Sled duální stimulace může být i obrácený. Train slouží k vyvolání „centrální“ odpovědi depolarizací axonů CBT, jednotlivý pulz slouží k ověření absence „periferní“ odpovědi vyvolané depolarizací axonu periferního motoneuronu.<sup>114, 214, 215</sup>

Intenzitu stimulace je zapotřebí přizpůsobit také intenzitě rušivých svalových záškubů. Vyšší frekvence stimulace umožní snížit intenzitu. Registrace odpovědí je alespoň ze čtyřech mimických svalů. Práh výbavnosti centrální odpovědi se zvyšuje kaudo-kraniálním směrem od m. mentalis k m. OOc.

Registrace ze svalů hlavových nervů je jehlová, nejlépe pomocí hook-wires.

Všechny intrinsické svaly laryngu jsou inervovány n. laryngeus recurrens vyjma m. cricothyreoideus, který je inervován n. laryngeus superior. Registrace z hlasivkových svalů (m. thyreoarytenoideus, m. vocalis) je buď jehlová (hook-wires), nebo povrchová (elektrody na endotracheální rource). Instalace hook-wires se provádí v celkové anestezii po intubaci za pomoci rigidního laryngoskopu. Elektrody zavádí specialista se znalostí laryngeální anatomie.<sup>216</sup> Pro monitoraci n. laryngeus recurrens je to nejbezpečnější způsob registrace. Registrace pomocí hook-wires snižuje výskyt falešné negativity způsobenou snímáním vzdálené aktivity z okolních svalů.<sup>217</sup> Z hook-wires získáváme odpověď podstatně vyšší amplitudy než z povrchových elektrod.<sup>218</sup> Registrace z m. cricothyreoideus (n. laryngeus superior) se provádí pomocí hook-wires zaváděných perkutánně na anterolaterální straně krku v prostoru mezi thyroideální a cricoideální chrupavkou v bdělém stavu za soustavné fonace pacienta. Kontrolou správného zavedení elektrod je fonace hlásky „í“.<sup>112, 219</sup> Časová základna registrace je 15 ms/div, pásmová propust 50-1500 Hz. Kritéria hodnocení používají dekrement amplitudy CoMEP o > 50-80 %, nebo zvýšení prahu CoMEP o > 20 mA.<sup>114, 220-222</sup> Pokles amplitudy o > 80 % predikuje přechodnou parézu, ztráta CoMEP trvalou.<sup>223</sup> Povrchová registrace z hlasivkových svalů je pomocí elektrod umístěných na endotracheální rource. Správnost pozice povrchových elektrod vůči hlasivkám musí být po intubaci anesteziologem laryngoskopicky ověřena. Povrchová registrace je zatížena zvýšeným rizikem jak falešné positivity – ztrátou odpovědi způsobené posunem/rotací rourky, tak i falešné negativity – registrace far-field odpovědí z okolních svalů.

Omezení a úskalí monitorace CoMEP n. VII.:

- Motorická odpověď z m. OOc může být i blink reflexem (BR). Proto před zahájením monitorace CoMEP n. VII je ověřena výbavnost, k celkové anestezii významně citlivějšího, BR. Pokud je BR

výbavný, pak při monitoraci CoMEP odpovědi z m. OOc nehodnotíme, jelikož není možné rozlišit jejich původ.

- Duální stimulace umožňuje odlišit centrální a periferní odpověď. Avšak u pacientů s HFS je třeba zvláštní opatrnosti. Díky hyperexcitabilitě jádra n. VII lze centrální odpověď vyvolat i jednoduchým pulzem.
- Existuje možnost periferní facilitace periferní odpovědi z n. VII. Jednotlivý pulz je podprahový k vyvolání motorické odpovědi, avšak navazující train již nerv depolarizuje.<sup>224</sup>

Specifika a úskalí monitorace CoMEP n. X:

- Monitorace integrity n. X, je vhodná jak pro extrakraniální, tak pro intrakraniální operace v úrovni baze lební. Technika CoMEP n. X umožňuje monitoraci vokálních svalů inervovaných n. laryngeus recurrens a zároveň m. cricothyreoideus zásobeného n. laryngeus superior.<sup>112, 114</sup>
- Jednostranná transkraniální stimulace vyvolá oboustrannou odpověď laryngeálních svalů. Duální stimulace umožňuje rozlišení centrální a periferní odpovědi. Periferní odpověď je navíc pouze jednostranná.
- Spontánní aktivita laryngeálních svalů, která je četnější než u mimických, může překrývat odpovědi evokované. Rušivé kontrakce šijových svalů vyvolané transkraniální stimulací lze zmírnit zvýšením frekvence stimulace na 2-3 Hz, které umožní snížení intenzity jednotlivého podnětu.

7.2.2 Monitorace free-run EMG:

Mechanické a/nebo termické dráždění vyvolávají výboje v inervovaných svalech, tzv. „injury potentials“. Pro tyto výboje je užíván termín „spontánní“, zejména pro odlišení od CMAP vyvolaného elektrickou stimulací při mapování.

Hodnocení spontánní aktivity v podobě bylo intenzivně rozpracováno pro n. facialis.<sup>213, 225-228</sup>

Spontánní aktivita byla rozřazena na celkem pět typů.<sup>227, 229</sup> Klinicky a prognosticky nejvýznamnější se ukazuje neurotonický výboj, tzv. „A-train“.<sup>227, 229</sup> Kromě samotného výskytu A-trainu je prognosticky významné jeho kumulativní trvání, označované jako „train-time“. S rostoucím časem train-time roste i riziko trvalé pooperační parézy.<sup>226, 230</sup>

Navzdory pečlivé metodice i automatické analýze a evidenci kumulativního výskytu je technika zatížena příliš vysokou falešnou pozitivitou i negativitou.<sup>213, 225-228, 231, 232</sup> Prell et al. vysvětlují falešnou pozitivitu způsobenou iritací n. intermedius.<sup>213</sup> Riziko falešné negativy se snižuje zvýšením počtu kanálů, resp. svalů jejichž spontánní aktivitu monitorujeme.<sup>23</sup> Monitorace spontánní aktivity je součástí mIONM nejen n. VII, ale i ostatních motorických hlavových nervů. Při operacích kmene se s dalšími modalitami mIONM kombinují monitorace CoMEP i monitorace a mapování jader a axonů hlavových nervů.

### 7.3 Senzitivní dráhy

Historicky byla monitorována vodivost mozkovým kmenem pomocí SEPs a BAEPs. Aktuálně jsou to především MEPs. I když se literární údaje značně liší, spolehlivost MEPs je v predikci motorické léze vysoká: senzitivita 33-94 %, , specificita 74-88 %.<sup>127, 233, 234</sup> SEPs a BAEPs nyní tvoří součást mIONM a přispívají k dalšímu zvýšení spolehlivosti monitorace. Důležitost SEP zůstává při monitoraci během středočárového přístupu v úrovni oblongaty a cervikomedulárního přechodu.<sup>235</sup>

### 7.4 Sluchová dráha

Porucha sluchu představuje významný hendikep a snížení kvality života. Monitorace sluchu je indikována u všech výkonů v mostomozečkovém koutu, zvláště pak při resekci vestibulárního schwannomu a mikrovaskulární dekomprese (MVD).<sup>236, 237</sup> Poškození n. VIII je nejčastěji *trakční*

v latero-laterálním směru nebo *termické* vyvolané bipolární koagulací v blízkosti průběhu nervu.

Šance na zachování užitečného sluchu je nepřímě úměrná stupni předoperační poruchy.<sup>238</sup>

Předoperační výbavnost BAEP je podmínkou užitečné monitorace. Pokusy o intraoperační snímání při předoperační významné alteraci BAEPs nebo dokonce nevýbavnosti jsou zcela zbytečné.

Stimulace je pomocí ultrakrátkého nefiltrovaného clicku generovaného externím audiostimulátorem.

Impulz je přenášen silikonovou trubičkou s pěnovým tamponem na konci, který je zaveden do

zevního zvukovodu. Latence odpovědí je tak přibližně o 1 ms opožděna v porovnání se stimulací

sluchátky (čas šíření zvuku 34 cm dlouhou trubičkou) a velikost stimulus artefaktu je snížena. Šíře

pulzu je 100  $\mu$ s, intenzita je nejvýše 100 dB s maskovacím šumem 30 dB kontralaterálně. Rarefakce je

výhodnější než kondenzace kvůli lepší diferenciaci odpovědí.<sup>239</sup> Alternující stimulace diferenciaci

odpovědí zhoršuje, a proto se nedoporučuje. Registrovat můžeme tři druhy odpovědí: far-field ze

skalpu v podobě BAEPs a near-field neurogram přímo z cochleárního nervu jako - CoNAP, nebo

nukleogramu kochleárního jádra - CoN.<sup>240-242</sup>

Snímání BAEPs je ze svodů A1-A2 (aktivní elektroda kontralaterálně ke straně stimulace), a Cv5-Cz

(aktivní elektroda na skalpu), časová základna 2 ms/div, citlivost 0,5-1,0  $\mu$ V/div, pásmová propust

100-3000 Hz, s možným snížením horní meze až na 1000 Hz. Zprůměrnit je třeba 1000-2000 přeběhů.

Ke zlepšení diferenciaci odpovědí a k eliminaci stimulus artefaktu je zapotřebí použít digitální

filtrování. Frekvence stimulace na 40-50 Hz zkracuje analyzační čas bez významného poklesu

amplitudy odpovědí.<sup>243</sup>

Hodnocenými odpověďmi BAEPs jsou: *vlna I* z distální porce n. VII s nejvyšší amplitudou

v horizontálním svodu, *vlny III a V* (negativní výchylky) generované při výstupu z jádra a z úrovně

dolních colliculů s nejvyšší amplitudou z vertikálního svodu.<sup>244-246</sup>

Prodloužení latence je významnější parametr než amplituda z důvodů nižší train-to-train variability.

Kritéria významných změn pro změnu operačního postupu se mezi autory liší, ačkoliv přísnější

hodnocení se jeví jako odůvodněné. Úplná ztráta odpovědi *vlny V* se jeví jako příliš mírné kritérium

hodnocení.<sup>247</sup> Nejčastěji užívaným kritériem je prodloužení latence o > 1 ms nebo snížení amplitudy o > 50 %.<sup>248-250</sup> Je-li uvolněna retrakce mozečku při prodloužení latence o > 0,5 ms nebo při kolísání amplitudy vlny V, mohou být změny BAEPs odpovědí reverzibilní.<sup>251</sup> Někteří autoři za vhodnější považují jakoukoliv změnu vlny V (latence i amplitudy) za významnou a vyžadující reakci chirurga. Prodloužení latence o > 0,25 ms znamená alarm.<sup>245</sup> Prodloužení latence vln III a V znamená poruchu vedení nervem, izolované prodloužení vlny V poruchu supranukleární. Absence všech odpovědí vč. vlny I je obrazem ischemie cochley a trvalé ztráty sluchu.<sup>236</sup>

Abychom lépe zhodnotili pooperační změnu je důležité mít dostatečné vstupní údaje i pooperační sledování. Obligatorními vyšetřovanými parametry by měla být prahová audiometrie, audiometrie řeči a BAEPs. Hlavním parametrem funkčně užitečného sluchu je schopnost diskriminace řeči. Desynchronizace CoNAP je v souladu s pooperační poruchou diskriminace řeči. U BAEPs toto neplatí.<sup>252</sup>

K near-field registraci se používá tenká aktivní monopolární drátková elektroda, na konci odizolovaná a opatřená teflonovým smotkem. Elektroda je uložena na proximální porci nervu mezi tumor a kmen pro snímání CoNAP, resp. do laterálního recesu IV. komory cestou foramen Luschkae pro snímání CoN. Reference je uložena na kontralaterálním mastoidu. Časová základna je 1 ms/div, pásmová propust 20-2000 Hz.<sup>238-240, 242, 253, 254</sup>

CoNAP má podobu trifázické vlny PNP, amplitudy 1-5  $\mu$ V, zprůměrnuje se 10-50 přeběhů.

Desynchronizace vedení se projevuje rozšířením negativní výchylky. Jde o časnou známku poruchy vedení (např. vlivem trakce), která ještě může být reverzibilní. Při poruše vodivosti se negativita snižuje a zvýrazňuje se první pozitivní výchylka. Monofázická pozitivní vlna vysoké voltáže (tzv. killed-end potential) znamená těžkou poruchu vedení. Tyto změny jsou již obvykle trvalé.

Odpověď CoN se sestává ze dvou komponent: *rychlé*, difázické N-P vlny, a *pomalé*, dlouhé positivity se superponovanou polyfází. CoN dosahuje amplitudy 2-10  $\mu$ V, zprůměrnuje se 100-500 přeběhů.

Latence obou odpovědí jsou kritickým parametrem pro hodnocení vodivosti n. VIII.

Význam BAEPs pro IONM je značně omezený. Analyzační čas dosahuje běžně až 1-3 minuty. Artefakty způsobené koagulací, ultrazvukovým aspirátorem, nebo vrtačkou během odvrtávání meatu silně interferují se skalpovou registrací. Stimulace proto musí být často a opakovaně přerušována, čas obnovy se prodlužuje a varování tak přichází obvykle pozdě.

Čas obnovy během invazivního snímání je významně kratší než u BAEP a umožňuje tak včasější reakci na změny.<sup>245, 255, 256</sup> Umístění elektrody v operačním poli může interferovat a je riziko její dislokace, zvláště při snímání CoNAP. U schwannomů gr. III a větších nelze elektrodu umístit k proximální porci nervu, aniž by musel být tumor nejdříve zmenšen. Zavedení elektrody do laterálního recesu pro registraci CoN je možné i při větších rozměrech schwannomů. Snímání proximálně od léze je tak zajištěno vždy a riziko dislokace elektrody je nižší než při registraci CNAP. Alternativní možností snímání CoN je z laterální stěny oblongaty v místě vstupu n. X.<sup>245, 246</sup>

## 7.5 Hlavové nervy a jádra hlavových nervů

Neurofyziologické techniky mapování mozkového kmene umožňují určit uložení jader motorických hlavových nervů a průběh axonů v kmeni.

### 7.5.1 Mapování jader hlavových nervů

Hlavními cíli mapování jsou jádro a axony n. VII v oblasti colliculu, případně jádro n. VI, dále jádra n. IX a n. X v oblasti calamus scriptorius a jádro n. XII v blízkosti obexu.<sup>194</sup> Při zákrocích rostrálněji se mapuje uložení jader okohybných nervů (n. III, n. IV).<sup>257</sup>

Simulace: Monopolární elektrodu ovládá neurochirurg v operačním poli. Aktivní elektrodou je katoda. Anoda je umístěna na Fz, nebo ve svaly na okraji operačního pole. Stimulační podnět je

v podobě pravoúhlého monofázického pulzu šíře 200  $\mu$ s, intenzita 0,2-2,0 mA (zcela výjimečně a ojediněle 4,0 mA), frekvence stimulace 1,0-5,0 Hz. Prostorové krokování by mělo být přibližně 1 mm. Při nízké intenzitě podnětu je stimulace spodiny IV. komory bezpečná.<sup>197</sup> Bezpečnostní limity stimulace stanovené Straussem et al. jsou významně vyšší a podporují tak bezpečnost doporučených parametrů mapování.<sup>201</sup> Stimulace v blízkosti n. X může být provázeno srdeční arytmií, nebo hypertenzí, nebo dechovou zástavou.<sup>198</sup>

Registrace: Obvyklý způsob je pomocí párů monopolárních subdermálních jehlových elektrod zavedených do břicha příslušného svalu. K registraci z laryngeálních a extraokulárních svalů je doporučeno použití hook-wire elektrod, které umožňují spolehlivou registraci bez příměsí přenesených odpovědí z okolí.<sup>217</sup> Registrační parametry: jednotlivá odpověď bez zprůměrnění, časová základna 2 ms/div, citlivost 100  $\mu$ V/div, pásmová propust 30-3000 Hz.

## 7.5.2 Mapování hlavových nervů

Nejvíce propracovanou technikou mapování motorických hlavových nervů je n. VII během resekce vestibulárního schwannomu. Riziko pooperační parézy n. VII je závislé na velikosti schwannomu a radikalitě resekce.<sup>258-263</sup> Po radikálních, resp. „near-total“ resekcích velkých schwannomů se pohybuje léze n. VII nejčastěji v rozmezí 15-51 %.<sup>258, 261</sup> V některých sériích dosahuje až 70 %.<sup>264, 265</sup> Po subtotálních resekcích se uvádí v rozmezí 0-53 % lézí.<sup>258, 261-263</sup>

Technik mapování n. VII a způsobů hodnocení je celá řada. Společným pro všechny je sledování stimulované odpovědi z proximální porce nervu (od kmene).<sup>266, 267</sup> Spolehlivost predikce přináší kombinace parametrů, obvykle prahové intenzity a maximální amplitudy CMAP.

K pozitivním markerům pooperačního zachování funkce n. VII jsou CMAP > 240  $\mu$ V při proximálním prahu odpovědi  $\leq$  0,05 mA,<sup>268</sup> resp. CMAP > 200  $\mu$ V a prahu < 0,1 V.<sup>269</sup> Sobottka et al. považuje za pozitivní prediktor CMAP > 800  $\mu$ V při stimulaci 0,4 mA.<sup>270</sup>



Spolehlivost poměru proximální a distální amplitudy CMAP není hodnocena souhlasně. Převažují práce, které význam poměru amplitud podporují.<sup>271-273</sup> Zatímco Taha et al. 1995 uvádí spolehlivost poměru proximální/distální CMAP amplitud 2:3 za významný, Sobottka et al. 1998 nepovažují poměr amplitud za benefit v porovnání s absolutní hodnotou proximálního CMAP.<sup>270, 274</sup> Příčina nejednotnosti výsledků a kritérií pravděpodobně tkví v nestejných parametrech stimulace a registrace. Při monopolární stimulaci se proud šíří do okolí elektrody radiálně a depolarizuje struktury i v hloubce tkáně. To je v protikladu s přísně fokální depolarizací tkáně při stimulaci bipolární nebo koncentrickou elektrodou. Vyšší počet kanálů pro registraci svalové odpovědi je souhlasně benefitem.<sup>23</sup>

Pouze intermitentní informace v čase i prostoru o poloze a vodivosti n. VII je společným limitem všech klasických mapovacích technik. Tento hendikep z velké části překonává technika kontinuálního (v čase) a „dynamického“ (v prostoru) mapování založená na zapojení jednoho z operačních nástrojů, obvykle klasické odsávačky, jako monopolární elektrodu (katodou), během preparace i resekce plní funkci stimulační elektrody.<sup>26, 27, 122</sup>

Parametry stimulace dynamického mapování se významně neliší od jiných technik mapování: pravoúhlý pulz 300  $\mu$ s, 0,05-2,0 mA, frekvence 2 Hz. Hlavním rozdílem a výhodou je možnost získání odpovědi během preparace/resekce díky soustavně probíhající stimulaci během právě probíhající resekce. Součástí mapování je duální akustická kontrola stimulace a svalové odpovědi (nadprahové amplitudy CMAP – autory stanovena nad 300  $\mu$ V). Zahajuje se vyšší intenzitou podnětu (kolem 2,0 mA). Jak se neurochirurg během preparace a resekce přibližuje k vláknům n. VII je vybavena odpověď, tak se postupně intenzita snižuje až k 0,5-0,25 mA. Cílem je zachytit odpověď dříve, než je nerv zcela odhalen. Vzdálenost elektrody od nervu a prahová intenzita podnětu jsou v přímé úměře, tzn. čím blíže je elektroda, tím nižší je práh podnětu. Linearita závislosti není jasná, transformace miliampér na milimetry je pouze orientační.<sup>27</sup>

Tato technika umožňuje používat „no-touch n. VII“ strategii při resekci velkých (grade-IV) schwannomů s průměrnou 93 % redukcí objemu a pouze 23 % lézí n. VII.<sup>27</sup>

### **Invazivní monitorace n. VII**

Dalším způsobem monitorace vodivosti n. VII během resekce vestibulárního schwannomu je pomocí elektrody zavedené a umístěné proximálně od nádoru k n. VII při výstupu z kmene. Tzv. „ball-type“ elektroda je přizpůsobena tak, aby nezpůsobila mechanické poškození kmene.<sup>275</sup> Tak je umožněna opakovaná stimulace bez asistence neurochirurga během preparace i resekce. Tato slibná technika monitorace n. VII naráží na dvě hlavní obtíže: Svízelná instalace elektrody v operačním poli zvláště při velkých tumorech. Elektroda může být uložena až po parciálním zmenšení, během kterého může být n. VII již poškozen, nebo přerušen. Druhou obtíží je častá dislokace během pokračující resekce a tím i falešná změna amplitudy CMAP, nebo ztráta odpovědi.

### **7.5.3 Okohybné a dolní hlavové nervy (n. III, IV, VI, IX, X, XI, XII)**

Jelikož diplopie i dysfagie jsou invalidizující deficity, je ochrana funkce okohybných i dolních hlavových nervů stejně důležitá, jako ochrana n. facialis. Zpráv zabývajících se mapováním ostatních hlavových nervů je málo.

Technika stimulace se velmi málo liší od stimulace n. VII . Stimulace je popisována bipolární i monopolární s referencí na skalpu nebo v okolí operačního pole. Stimuluje se monofázickým pravouhlym pulzem šíře 100  $\mu$ s, intenzity 0,5-1 mA (výjimečně až k 5 mA, event 7 mA) frekvence stimulace je 2-5 Hz, ojediněle až 30 Hz.<sup>227, 257, 276-280</sup> Při monopolární stimulaci proud proniká do hloubky tkáně a lze tak zachytit průběh vláken i pod vrstvou nádoru. Při stimulaci bipolární, event. koncentrickou elektrodou dochází k depolarizaci pouze v bezprostřední blízkosti elektrody. Jehlová registrace, zvláště pak hook-wires, se ukazuje jako optimální. Elektrody lze zavádět transpalpebrálně a pod ultrazvukovou kontrolou.<sup>279, 281</sup> Způsoby zapojení se rozcházejí. Preferuje se

bipolární snímání pomocí hook-wires.<sup>282</sup> Moller naopak popisuje monopolární registraci se společnou referencí na čele. K úspěšnému snímání považuje za dostatečné, aby aktivní elektroda byla v blízkosti svalu.<sup>283</sup> Komplikace, obvykle krvácení, spojené se zaváděním elektrod jsou málo časně a rozsah krvácení bývá nezávažný.

Registrační parametry: časová základny 2 ms/div, 50-2000  $\mu$ V/div, pásmová propust 10 Hz - 10 kHz, bez zprůměrnění. Ostatní techniky registrace pomocí: monopolární jehlové elektrody se společnou referencí, prstýnkových subkonjunktiválních elektrod, povrchových elektrod naráží na úskalí zejména v podobě vzdálených odpovědí okolních svalů a/nebo nižší amplitudy odpovědí, resp. snímání elektrookulogramu.<sup>284</sup>

Velké schwannomy akustiku a petroklivární meningeomy patří k nejčastějším důvodům mapování dolních hlavových nervů. Intenzitu stimulu je třeba v porovnání s mapováním okohybných nervů volit nižší 0,05-0,5 mA. Existuje zde riziko vyvolání bradykardie a hypotenze. Registrace odpovědí n. IX (a zčásti n. X) probíhá z laterální části měkkého patra, n. X z hlasivek, n. XI z dolní porce m. trapezius a svalů jazyka.<sup>227, 280</sup>

Pro dolní hlavové nervy zvláštní kritéria hodnocení neexistují. Kritéria hodnocení jsou přebírána a extrapolována z používaných kritérií mapování n. VII. Už samotná identifikace nervu v operačním poli přináší benefit v podobě snížení četnosti a stupně závažnosti pooperační poruchy.<sup>280</sup>

#### 7.5.4 Reflexní děje

Techniky vybavení reflexních kmenových odpovědí v celkové anestezii jsou poměrně recentní a použití není zatím příliš rozšířeno. Citlivost k anestezii se navzájem různí. Spolehlivá kritéria nejsou vždy dokonale definována. Pro mIONM jsou významným přínosem, jelikož umožňují sledování funkční integrity struktur mozkového kmene nutné součinnosti neurochirurga.

Hlavními společnými rysy jsou limitované množství zpráv, nejednotná, nebo dokonce chybějící kritéria a značný vliv celkové anestezie na výbavnost odpovědí. Optimální anestezí k monitoraci reflexů je TIVA pouze s krátkodobou myorelaxací v úvodu succinylcholinem.

*Blink reflex (BR)* přináší informace o vedení trigeminofaciálním reflexním obloukem.

Stimuluje se n. supraorbitalis bipolárně pomocí subdermálních jehlových elektrod, katoda v úrovni fissura supraorbitalis. Stimulus je v podobě krátkého trainu 2-7 monofázických pulzů o šíři 500  $\mu$ s, ISI 2 ms, intenzita 20-40 mA a frekvence stimulace 0,4 Hz.

Registrace je z m. OOc v zevním dolním kvadrantu, párem monopolárních jehlových elektrod, časová základna 5 ms/div, pásmová propust 70-1500 Hz, citlivost 50  $\mu$ V/div. Facilitačním manévrem je stimulace dvojím trainem, s intertrain intervalem (ITI) 20-40 ms.<sup>285</sup>

V celkové anestezii je konsistentně výbavná pouze odpověď R1.<sup>285</sup> Výbavnost BR je silně ovlivněna hloubkou anestezie, zvláště pak inhalační. Ztráta R1 znamená poruchu continuity reflexního oblouku bez bližšího upřesnění, nebo prohloubení anestezie. K rozlišení je nutné současně sledovat k anestezii odolnější CoMEP m. OOc. (viz kap. 7.2)

*Laryngeální adduktorový reflex (LAR)* chrání dýchací cesty před aspirací.<sup>286</sup> Spočívá v rychlé oboustranné addukci hlasivek na senzitivní stimulaci sliznice laryngu.

Sliznice laryngu se stimuluje jednostranně elektricky bipolárně povrchovými elektrodami na endotracheální rource nebo hook-wire elektrodami krátkým trainem 2-3 monofázických, nebo bifázických pulzů, ISI 2-3 ms, intenzita 3-20 mA, frekvence stimulace 0,4-0,7 Hz.

Odpověď je vždy oboustranná, má dvě složky, krátkolatení R1 a dlouholatení R2.

Registrace je povrchovými nebo hook-wire elektrodami, časová základna 5 ms/div, citlivost 100-500  $\mu$ V/div, pásmová propust 30-1000 Hz. Hook-wires jsou proti povrchové registraci spolehlivější.

Snižuje se jak falešná pozitivita způsobená ztrátou R1 při dislokaci rourky, tak falešná negativita způsobená kontaminací far-field odpovědi kontralaterální hlasivky.

Významnou změnou je pokles amplitudy R1 o > 50 %. Pokles amplitudy o > 60 %, znamená pooperační parézu.<sup>287, 288</sup> K anestezii je reflex poměrně odolný, zvláště pak R1 odpověď.<sup>288</sup>

#### 7.5.5 Mikrovaskulární dekomprese

Symptomatický neurovaskulární konflikt (NVC) kraniálních nervů způsobuje potenciálně invalidizující poruchu. MVD představuje možnost dlouhodobé remise obtíží. Zobrazovací vyšetření nejsou ani dostatečně senzitivní, ani specifická k průkazu symptomatického NVC, proto slouží především k průkazu absence jiné patologie, nejčastěji expanze v mostomozečkovém koutu (MMK).

Pulzující komprese způsobuje v místě konfliktu k fokální demyelinizaci. Dochází tak k efaptickému přenosu signálu a neuronální hyperexcitabilitě. Neuronální poškození ovlivňuje i excitabilitu jádra. U HFS dochází k tzv. laterálnímu šíření signálu mezi vlákny nervu a vybavení AMR z neodpovídající větve nervu. Předpokládá se, že k efapsi dochází buď v místě konfliktu, nebo až na úrovni hyperexcitabilního jádra.<sup>289-291</sup>

Hlavní důvody k monitoraci jsou dva. Jedním je dostatečnost dekomprese a druhým prevence pooperační poruchy sluchu. Intraoperační monitorace AMR významně zvyšuje úspěšnost MVD n. VII.<sup>292-294</sup>

Stimuluje se r. zygomaticus bipolárně subdermálními jehlovými elektrodami, monofázickým pulzem šíře 200  $\mu$ s, intenzita 5-15 mA, frekvence stimulace 5 Hz (k facilitaci odpovědi se zvyšuje až na 30-50 Hz). Registrace je současně ze svalů obou větví: r. zygomaticus – m. OOC, a r. mandibularis – m. orbicularis oris, případně m. mentalis. Časová základna 2 ms/div, citlivost 50  $\mu$ V/div, pásmová propust 150-1500 Hz.

Průkazem dostatečné MVD je vymizení AMR ze svalů inervovaných r. mandibularis. Vymizení AMR velmi silně koreluje s dlouhodobou remisí hemispasmu.<sup>292, 293</sup> Přetrvává-li nebo pokud se AMR během

operace znovu objeví, je krátkodobá incidence reziduálních obtíží významně vyšší.<sup>295</sup> Dlouhodobý klinický výsledek je závislý na pečlivé exploraci n. facialis.<sup>250</sup> Pooperační porucha sluchu po MVD přesahuje 20 %.<sup>296</sup> Technika a kritéria monitorace sluchu (viz kap. 7.4).

## 8 Monitorace operací spinálních a míšních

Hlavními indikacemi k mIONM jsou intramedulární léze, korektivní operace páteře (skoliózy) a výkony na cévním řečišti, endovaskulární embolizace nebo operace thorakoabdominální aorty.

Zavedení intraoperační monitorace SEP zvýšilo bezpečnost spinálních a míšních operací.<sup>297-302</sup>

SEP podávají přímou informaci o vodivosti zadním provazci a pouze nepřímou lze usuzovat na vodivost CST. Díky technice TES se snímáním mMEPs a míšních odpovědí (D-vlny) v celkové anestezii bylo umožněno sledovat vodivost CST přímo.<sup>97</sup>

Funkční integrita zadních provazců spolu se motorickými drahami utváří funkční celek. Proto u všech spinálních výkonů je monitorace SEP je komplementární k monitoraci MEPs.<sup>303</sup> Při zákrocích v oblasti míšního konu se k monitoraci dlouhých drah přidává snímání bulbokavernozního reflexu (BCR).<sup>304</sup>

### **Intramedulární expanze**

Operace intramedulárních lézí patří k nejdelikátnějším výkonům v neurochirurgii. Radikalita, je-li z biologické povahy léze možná, významně ovlivňuje životní prognózu. Týká se ependymomu, pilocytického astrocytomu, neurinomu. Hlavním rizikem operace je para-, tetraplegie. Riziko trvalého zhoršení parézy po operaci je tím vyšší, čím významnější je předoperační deficit. Nejbezpečnější je operace při prvních klinických příznacích, tzn. předoperační objektivní neurologický nálezní je s minimální odchylkou. IONM přispívá ke zvýšení radikality resekce při shodné morbiditě.<sup>305</sup>

Hlavní operační přístupy k intramedulárním lézím jsou tři: zadní střední myelotomie, dorzolaterální v místě dorzal root entry zone (DREZ) a laterální. Poškození zadních provazců během přístupu znamená invalidizující deficit v podobě bolestí a sensorické ataxie navzdory zachování normální svalové síly.<sup>306</sup> Proto je důležité myelotomii provést bez poškození zadních provazců. Anatomické určení střední čáry z důvodu edému a/nebo torze míchy u dvou třetin pacientů s intramedulární expanzí selhává.<sup>307</sup> Funkční mapování zadních provazců umožňuje určit správné místo pro vstup do míchy, ať už zadní střední nebo dorzolaterální myelotomie.

Zachování motorických funkcí, resp. predikce pooperačního deficitu je založena na současném snímání svalových i míšních odpovědí (mMEPs, D-vlna).

### **Korektivní operace páteře**

Kritickými okamžiky korektivních operací (skoliózy, korektivní osteotomie) jsou instalace háčků, zavádění pedikulárních vrutů a samotná korekce křivky páteře.

Během korekce spinální deformity dochází na jedné straně páteřního sloupce ke kompresi a na druhé k distrakci. Zvláště distrakce představuje riziko míšní léze způsobené ischemií.<sup>308</sup> Před zavedením IONM byla intraoperační kontrola míšních funkcí klinická. Během operace byl pacient vyveden z celkové anestezie a provedena kontrola hybnosti a citlivosti na dolních končetinách, tzv. „wake-up test“. Tuto náročnou proceduru bylo možné provést jednou, výjimečně dvakrát během operace.

Nash et al. jako první provedl operaci skoliózy s intraoperační monitorací SEPs.<sup>309</sup>

Jelikož SEPs informují o vodivosti nepřímo, jsou zatíženy vyšší mírou falešné negativity.<sup>298, 310, 311</sup>

Navzdory tomu díky monitoraci SEP se pooperační morbidita u skolióz snížila na polovinu.<sup>298</sup>

Spolehlivou informací o funkční integritě motorické dráhy přináší MEPs. Svalová relaxace s výbavností MEPs interferuje. Proto je-li myorelaxace nutná, pak vždy po vzájemném konsenzu celého teamu a vždy parciální a stálé úrovně. Stupeň relaxace se hodnotí pomocí TOF a relaxaci je třeba zohlednit v kritériích hodnocení (viz kap. 4.4).

### **Endovaskulární výkony, náhrada thorakoabdominální aorty**

Hlavními důvody pro endovaskulární výkony v míšní oblasti jsou embolizace hypervaskularizovaných lézí: arteriovenózních malformací (AVM)/fistulí (AVF) a některých intramedulárních expanzí (např. hemangioblastom). Ostatní léze buď nejsou natolik vaskularizované (intradurální-extramedulární expanze) nebo nemají společné zásobení s míšní tkání (extradurální léze).



IONM během endovaskulárních výkonů se sestávají ze dvou hlavních částí. Provokační test a vlastní embolizace. Provokační test má vždy předcházet každý pokus o embolizaci.

*Provokační test* má dvě fáze: aplikace krátkodobého barbiturátu - amobarbitalu pro testování neuronální funkce a lidocainu pro testování axonální vodivosti.<sup>312</sup> Vždy je třeba provést test s oběma preparáty, pořadí není podstatné. Častěji vyvolává změny odpovědí lidocain.

Během testu se monitorují SEP i MEPs. Významnou změnou je pokles amplitudy SEP o > 50 % nebo ztráta mMEPs.

Provokační test je pozitivní tehdy, dojde-li k významné změně jedné z odpovědí u jednoho farmak. Je-li test pozitivní, je třeba provést selektivnější sondáž nebo zvolit jiný zdroj (feeder) a test opakovat. Krajní možností je selektivní embolizace s protekcí větve vyživující míšní tkáň retraktibilním coilem. Není-li nic z uvedeného možné, je třeba od embolizace upustit.<sup>313, 314</sup>

Při změně perfúze v povodí arteria spinalis anterior (ASA) jsou očekávané změny v MEPs, v povodí arteria spinalis posterior (PSA) by mělo docházet ke změnám v SEPs. Změny SEP i MEP současně jsou vzácné. Teritoriální příslušnost jednotlivých arteriálních větví a míšní hemodynamika však nejsou dostatečně dobře predikovatelné, zvláště pak v přítomnosti AVM. Vzhledem k četným anastomózám v míšním řečišti mohou nastat izolované změny SEP bez změn MEP při provokačním testu v povodí ASA a vice versa.<sup>315-317</sup> Proto je důležité, aby SEPs a MEPs byly monitorovány současně.<sup>318</sup>

Během segmentálního uzávěru aorty, zvláště v hrudním úseku, může docházet k míšní hypoperfúzi. Významnost segmentálních arterií aorty na míšní perfúzi není interindividuálně konsistentní, ani predikovatelná. Nejspolehlivějším prediktorem rozvoje míšní ischemie jsou mMEPs z důvodu vyšší citlivosti šedé hmoty k hypoxii. Změny vodivosti CST se projevují později.<sup>20, 319</sup> Alternativou k mMEPs může být snímání neurogenních motorických odpovědí (nMEPs) z motorických nervů.

Parciální myorelaxace je během operace aorty nutností. Právě mMEPs jsou k myorelaxaci nejcitlivější. Aby bylo hodnocení spolehlivé, musí být hladina myorelaxace konstantní a musí být monitorována pomocí TOF (viz kap. 4.4).

## 8.1 Motorické dráhy

Funkční integrita motorických drah je klíčová pro motorické funkce. Intraoperační snímání MEP má řadu odlišností od vyšetření MEP extraoperačně. Technika transkraniální stimulace umožnila překonat překážku tlumivého vlivu celkové anestezie. Vysoká účinnost stimulace hrozí nežádoucími svalovými kontrakcemi, kterým je potřeba se vyhnout. Nežádoucí svalové kontrakce mohou pacienta poškodit přímým poraněním – „bite injury“, interferovat s anestezií – poruchy ventilace, nebo operačním postupem – pohybové artefakty v operačním poli.

### 8.1.1.1 Transkraniální elektrická stimulace (TES)

K TES se používají subdermální vývrtkové elektrody v zapojení C3-C4, pokud je žádoucí jednostranná stimulace, pak C3-Fz a C4-Fz. Někteří autoři doporučují C1-C2, případně Cz s referencí 6 cm frontálně.<sup>320</sup> Aktivní elektrodou je anoda. Stimulus je v podobě krátkého trainu 4-5 monofázických pravoúhlých pulzů (výjimečně až 7-10), šíře pulzu 300-400  $\mu$ s, frekvence trainu 250-500 Hz, ISI 2-4 ms, intenzita podnětu 50-100 mA, někdy až 250 mA.<sup>9, 21, 30, 321-323</sup> Aby byla monitorace CST oboustranná, pak při zapojení C3-C4 buď alternuje polarita trainů, nebo jsou pulzy bifázické. Frekvence stimulace je 0,2-1 Hz. Frekvence stimulace > 1 Hz při delším trvání s sebou nese riziko provokace epileptického záchvatu.

Pro monitoraci D-vlny je transkraniální stimulace jednopulzová se šíří pulzu 500  $\mu$ s a frekvencí stimulace je < 2 Hz. D-vlna se sumačním nervovým akčním potenciálem a amplituda proporcionálně odpovídá počtu depolarizovaných vláken CST. Intenzita podnětu má být supramaximální, nejvýše 200 mA, tzn. baseline před zahájením resekce by měla být maximální amplituda D-vlny.

#### 8.1.1.2 Transkraniální magnetická stimulace (TMS)

Pro IONM je TMS nevhodná. Magnetickou stimulací jsou depolarizovány kortikální interneurony. Depolarizace pyramidových buněk je pouze transsynaptická, proto je výbavnost magnetických mMEPs tolik citlivá k anestezii.<sup>28</sup> Zajištění neměnné pozice stimulační cívky na skalpu po celou dobu operace je technicky neproveditelná.<sup>10, 324</sup> I velmi malá změna pozice cívky může způsobit významnou změnu amplitudy i samotné výbavnosti odpovědi (falešná pozitivita).

#### 8.1.1.3 Svalová registrace (mMEPs)

Registrace je *svalová-myogenní* pomocí párů monopolárních subdermálních jehlových zavedených do svalů horních i dolních končetin, obvykle: m. abductor pollicis brevis, m. abductor digiti quinti, m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. abductor hallucis. Časová základna je 10 ms/div, citlivost 20-100  $\mu$ V/div, pásmová propust 30-1500 Hz, bez zprůměrnění.

Pokles amplitudy i zvýšení prahu výbavnosti mMEPs patří k velmi citlivým varovným markerům poškození CST. Za významné je považováno snížení amplitudy mMEPs o > 80 %, <sup>10, 325, 326</sup> nebo zvýšení stimulačního prahu výbavnosti na > 100 mA. <sup>327-329</sup>

Přestože se jedná o velmi citlivé markery, je považováno za bezpečnější na tyto změny reagovat změnou operačního postupu (operační technika, zvýšení krevního tlaku, výplach operačního pole fyziologickým roztokem, přerušování výkonu i na několik desítek minut) a nečekat, než dojde k úplné ztrátě mMEPs. Pokud mMEPs vymizí náhle, jedná se o alarm a chirurg musí přerušit výkon ihned a provést další uvedená opatření (viz výše). Pokud se mMEPs obnoví, může pokračovat v resekci. Pokud je ztráta mMEPs trvalá, další postup závisí na změně amplitudě D-vlny, ale také na biologické povaze předmětu operace. Není-li pokles amplitudy D-vlny významný, lze pokračovat s pravděpodobným přechodným pooperačním deficitem.

#### 8.1.1.4 Míšní registrace (D-vlna)

Míšní odpovědi na TES se sestávají z D-vlny, která je odpovědí na přímou depolarizaci iniciálních segmentů axonů pyramidových buněk a I-vln, které reprezentují nepřímou odpověď axonů pyramidových buněk vyvolanou transsynaptickou aktivací depolarizovanými korovými interneurony.<sup>104</sup> Jelikož u D-vlny mezi místem depolarizace a registrace odpovědi není žádná synapse, je vysoce rezistentní k anestezii i myorelaxaci. Naopak I-vlna je díky kortikálním synapsím k anestezii citlivá a velmi brzy mizí.

Registrace je bipolární pomocí stripové, nebo trubičkové elektrody, vzdálenost pólů elektrody je 2-3 cm. Elektroda se zavádí do epidurálního, nebo lépe subdurálního prostoru.<sup>10, 107</sup> Elektroda je zaváděná z operačního pole, nebo transkutánně Tuohy jehlou. Snímají se odpovědi kraniálně i kaudálně od místa operace. Katoda je vždy uložena kraniálně, časová základna je 1-2 ms/div, citlivost 2-10  $\mu\text{V}/\text{div}$ , pásmová propust 1500-3000 Hz zprůměrnění 5-20 přeběhů. Kraniální registrace může sloužit mimo jiné i ke kontrole technické správnosti stimulace.

Výbavnost motorických odpovědí je závislá nejen na intraoperačním poškození CST, ale i na stupni předoperační parézy.<sup>327</sup> Citlivější jsou mMEPs, než D-vlna. Existují však situace, kdy vlivem chronodisperze vedení axony CST dochází k nevýbavnosti D-vlny, avšak mMEPs zůstávají výbavné. To je pozorováno u dětí do 18 měsíců z důvodu nedokonalé myelinizace.<sup>330</sup> Jinou příčinou jsou chronické míšních léze, event. Stavby po radioterapii míšního ložiska.<sup>331</sup> Navzdory chronodisperzi CST je časová a prostorová sumace excitačního postsynaptického potenciálu (EPSP) dostatečná pro depolarizaci membrány alfa-motoneuronu a vybavení mMEP.

Intenzita TES není supramaximální, proto zvýšením intenzity podnětu můžeme dosáhnout zvýšení počtu depolarizovaných axonů CST. Tím se usnadní depolarizace alfa-motoneuronů alepší se výbavnost mMEPs. Pokud dojde k intraoperační ztrátě mMEPs, zvýšení intenzity TES může vést k jejich znovuobjevení a nadále umožňuje monitoraci. Falešná negativita mMEPs způsobená distální

depolarizací axonů CST vlivem vysoké intenzity stimulu u spinálních výkonů, na rozdíl od operací supratentoriálních nebo v zadní jámě, nehrozí.<sup>332</sup>

#### 8.1.1.5 Neurogenní registrace

*Neurogenní MEPs* – nMEPs se snímají z periferního nervu, nebo přímo z míšního kořene. Registrace buď invazivní párem monopolárních subdermálních jehlových elektrod zavedených do blízkosti průběhu periferního nervu (katoda proximálně). Druhou možností je háčková elektroda (katoda) s jehlovou referencí v přilehlém svalu v operačním poli. Druhá technika registrace se používá při operacích pažní pleteně, kdy je k proximálním segmentům nervů přístup z operačního pole (viz kap. 9.2). Časová základna registrace je 5-10 ms/div, citlivost 2-5  $\mu$ V/div, pásmová propust 10-2000 Hz.<sup>333</sup>

#### 8.1.1.6 Facilitační techniky stimulace

Transkraniální stimulace při monitoraci MEPs během resekcí míšních lézí může způsobovat pohybové artefakty. Ty mohou být limitující zvláště při operacích v krční úrovni.

Pro zmírnění pohybových artefaktů lze využít techniku tzv. „*build-up*“ efektu. Přestože svalová odpověď není vybavitelná jedním podnětem (trainem) vysoké intenzity (až 200 mA), může být vybavena sérií více stimulů (trainů) podstatně nižší intenzity při frekvenci stimulace blízké 2 Hz.<sup>328, 331</sup>

Při této technice je třeba opatrnosti z důvodu zvýšeného rizika provokace epileptického záchvatu.

Proto je možné použít jen krátce v kritických fázích operace.

*Periferní facilitace* je založena na prostorové sumaci EPSP periferních senzitivních aferentů a CST na alfa-motoneuronu. Provádí se synchronní stimulací periferního nervu s TES. Načasování duální stimulace je závislé na etáži léze a je nastaveno tak, aby centrální i periferní aferentace přicházela na alfa-motoneuron ve stejnou chvíli. Tak může být usnadněna depolarizace a výbavnost mMEPs.

Facilitace motorických odpovědí je fokální.<sup>334</sup>

*Centrální facilitace* využívá změn kortikální excitability po podprahovém podnětu. Sestává se ze dvou podnětů (trainů). První (preconditioning) stimulus je podprahový a mění excitabilitu kůry na testovací (target) stimulus. K intrakortikální facilitaci dochází je-li ITI 10-20 ms, nebo 100-1000 ms.<sup>335</sup>

#### 8.1.1.7 Mapování kortikospinální dráhy – CST

Důvodem pro vytvoření techniky přímé míšní stimulace bylo obtíže spojené s výbavností a monitorací mMEPs při TES. Nespolehlivost technik trainové míšní stimulace navrhované různými skupinami potvrdily již dřívější zjištění o genezi motorických odpovědí na míšní stimulaci prostřednictvím tzv. „centrálního H-reflexu“.<sup>123, 336-341</sup> K aktivaci alfa-motoneuronu dochází prostřednictvím antidromní aktivace zadních provazců přes soustavu interneuronů zapojených do okruhu H-reflexu.

#### **Kolizní technika**

Stimulací v resekční dutině lze vyhledávat blízkost průběhu vláken CST od hranice resekce. Stimuluje se jedním pravoúhlým pulzem šíře 200  $\mu$ s, intenzity 1-2 mA. Stimulační elektroda je bipolární nebo koncentrická. Synchronní stimulací transkraniální a míšní dochází ke kolizi akčního potenciálu na vláknech CST ortodromně se šířící D-vlny a antidromně se šířícího akčního potenciálu po stimulaci v operačním poli, proximálně od místa míšní stimulace. Registrace je míšní: kraniálně od léze a zároveň kaudálně od místa kolize.

Rozdíl amplitud D-vlny registrované kraniálně od léze na jednoduchou TES vs duální stimulaci odpovídá vláknům CST probíhajícím v blízkosti místa míšní stimulace. Rozdíl amplitudy při kolizi registrované kraniálně a kaudálně od léze odpovídá kondukčnímu bloku axonů CST přes místo léze.<sup>342</sup>

#### **Přímá míšní stimulace**

Motorické odpovědi lze vybavit i přímou stimulací míchy. K míšnímu mapování povrchovému i v resekční dutině se užívá stimulace pomocí koncentrické elektrody krátkým trainem pravoúhlých 3-5 pulzů šíře 500  $\mu$ s, intenzity 0,3-5,0 mA. Registrace je svalová (viz kap. 8.1.1.3). Takto vybavené

mMEPs mají dvojí genezi. Kromě depolarizace axonů CST jsou mnohem častěji a v mnohem větší míře depolarizována vlákna zadních provazců.

Odlišení geneze svalových odpovědí, resp. hodnocení pouze těch generovaných cestou CST umožňuje duální trainová stimulace. Polysynaptické spojení zadních provazců a alfa-motoneuronů má výrazně delší refrakterní fázi než oligosynaptické spojení alfa-motoneuronů s CST.<sup>336, 343</sup> ITI 60 ms je zvolen tak, aby druhý train přicházel ještě v absolutní refrakterní fázi dráhy zadních provazců a zároveň po uplynutí refrakterní fáze CST.<sup>343</sup> Pokud jsou stimulací depolarizovány zadní provazce, registrujeme pouze jednu odpověď první, pokud je depolarizován CST, pak jsou výbavné odpovědi dvě. U pacientů s těžkou spasticitou bývají při stimulaci zadních provazců výbavné odpovědi obě. Avšak druhá odpověď je nápadně odlišná od odpovědi první a na rozdíl od první odpovědi je variabilní.<sup>336</sup>

## 8.2 Senzitivní dráhy

### 8.2.1.1 Monitorace zadních provazců

Ačkoliv monitorace vodivosti CST je prioritní, není výlučná. Morbidita po resekci intramedulární expanze připadá téměř v polovině případů na vrub léze zadních provazců.<sup>344</sup> Podmínkou příznivého klinického výsledku je zachování motorických funkcí, především chůze. Izolovaná léze zadních provazců může vážně narušit schopnost chůze a znamená pro pacienta invalidizující pooperační deficit.<sup>344, 345</sup>

### **Stimulace n. tibialis**

Stimulační elektrody jsou povrchové, nebo jehlové subdermální monopólními elektrody umístěné za vnitřním kotníkem, eventuálně v poplitei, vzdálené od sebe 2-3 cm, katoda je umístěna proximálně. Podnět je v podobě pravoúhlého pulzu, šíře pulzu 200  $\mu$ s, intenzita stimulace 30-40 mA nebo do zřetelného vybavení motorické odpovědi inervovaných svalů, frekvence stimulace je 4,7 Hz.

Stimulace n. tibialis ve fossa poplitea proti stimulaci za vnitřním kotníkem s sebou přináší mírně lepší diferenciaci a latenci korových odpovědí o 5-7 ms kratší. Avšak opakovaná a intenzivní kontrakce svalů bérců působí značně rušivě a současně hrozí rozvojem kompartment syndromu. Myorelaxací lze sice uvedené nežádoucí účinky stimulace v poplitei eliminovat, avšak spolu s potlačením uvedených nežádoucích projevů jsou potlačeny i všechny ostatní motorické odpovědi, včetně těch žádoucích.

## **Registrace SEP**

### **- skalpová**

Pro kontrolu i ověření správné stimulace je potřeba současně se skalpovou registrací snímat i odpovědi periferní (z fossa poplitea, fossa cubiti, nebo v Erbově bodě) případně míšní (v úrovni T12 nebo Cv5). Skalpové elektrody jsou subdermální spirálkové, umísťují se na Cz, CPz, CP3, CP4, Fz.<sup>92</sup> Snímání je bipolární. Pro monitoraci je vybrán optimální svod s nejvyšším SNR. Vysoký SNR umožní nižší počet zprůměrnění a zkrátí čas obnovy odpovědi „recovery time“. Pro n. tibialis je optimálním svodem nejčastěji CPz-CP3/4 (kontralaterálně ke straně stimulace).<sup>1</sup> Pro mapování zadních provazců se používá obvykle svod CP3-CP4.

Časová základna je nastavena na 10 ms/div, citlivost obvykle 2  $\mu$ V/div. Pásmová propust je nastavena na 30-2000 Hz, oficiální doporučení omezují vyšší frekvence až na 300 Hz, síťový filtr musí být vyřazen.<sup>1</sup> Zprůměrněno je 50-200 přeběhů dle aktuálního SNR.

### **- míšní**

Somatosenzorické míšní odpovědi mají obraz polyfázické vlny. Amplituda SEP n. tibialis snímaná z dorzálního povrchu míchy je nejvyšší mediálně a klesá laterálně směrem k DREZ. SEP n. medianus má v krční etáži nejvyšší amplitudu laterálně a klesá při snímání blíže střední čáry.



### 8.2.1.2 Mapování zadních provazců

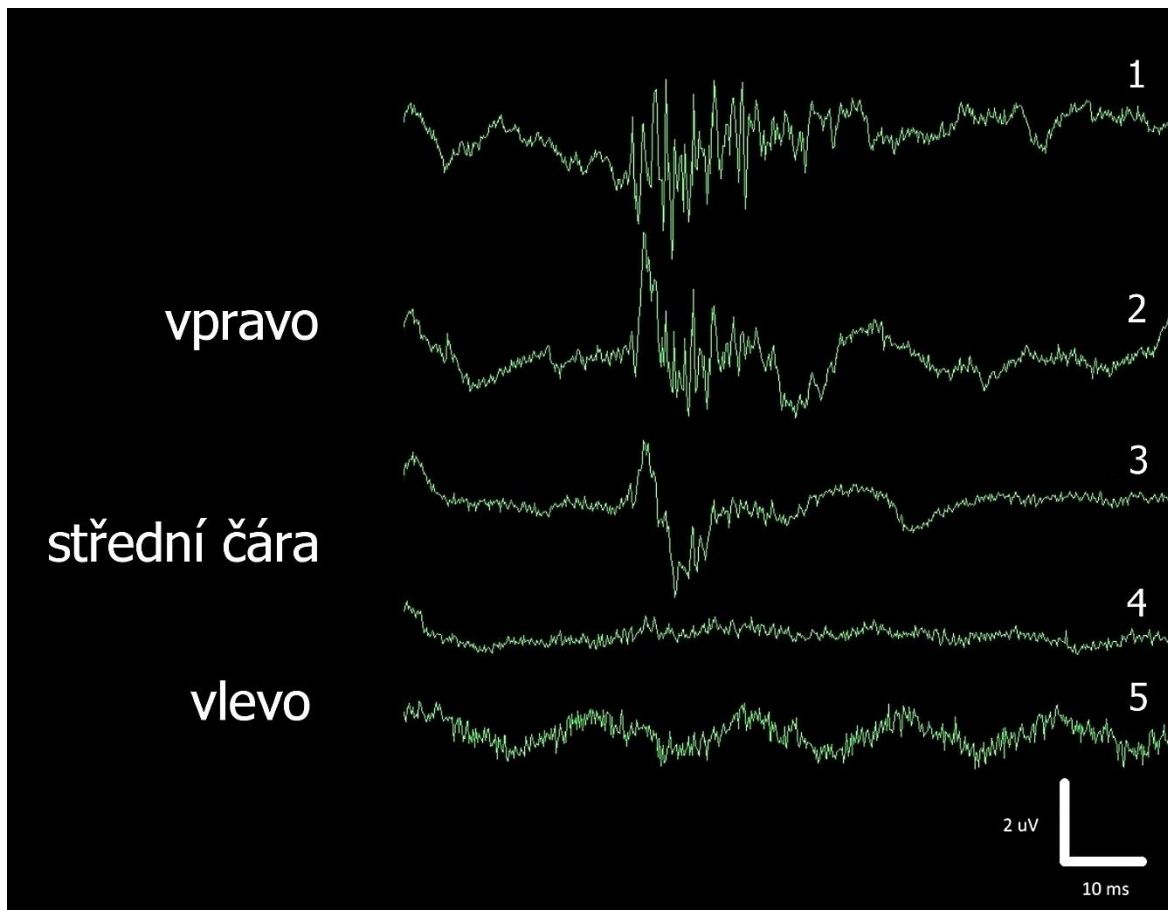
Míšní SEPs se používají k nalezení průběhu střední čáry (sulcus medianus posterior), případně lokalizaci DREZ.<sup>346-348</sup> Podrobněji se zmíním o třech technikách určení sulku. Vzhledem k možné poruše vodivosti zadními provazci v místě expanze může být nutné zahájit mapování mimo etáž léze kaudálně, nebo kraniálně s ohledem na zvolenou techniku mapování.

#### **Gradient amplitudy SEP**

Stimulace senzitivních vláken je na n. tibialis za vnitřním kotníkem (viz výše), frekvence stimulace možno zvýšit až ke 13 Hz. N. tibialis se stimuluje unilaterálně nejprve vpravo, potom vlevo.

K registraci se užívá 8pólový mikrostrip uložený horizontálně na dorzální povrch míchy na předpokládaný průběh zadních provazců. Póly stripu jsou v podobě mikrodrátků na konci odizolovaných vzdálených od sebe 1 mm. Registrace je monopolární, reference je umístěna v paravertebrálních svalech, časová základna 5 ms/div, citlivost 5-20  $\mu$ V/div, pásmová propust 50-1700 Hz, zprůměrnuje se 100-200 záznamů. Střední čára se nachází mezi póly stripu s nejvyšší amplitudou odpovědi při stimulaci n. tibialis nejprve vlevo a potom vpravo.<sup>307</sup>

Alternativním způsobem registrace (kvůli komerční nedostupnosti mikrostripu) je snímání pomocí invazivní mono-, nebo bipolární elektrody postupně z dorzálního povrchu míchy v laterolaterálním směru. Krokování je 1 mm, čímž napodobujeme prostorové parametry mikrostripu. Střední čára se nachází mezi místy s nejvyšší amplitudou somatosenzorické odpovědi z n. tibialis jedné a pak druhé strany (viz Obrázek 5). V krčních úsecích je zapotřebí opatrnosti, jelikož odpovědi zadních provazců mohou být kontaminovány segmentálními potenciály vyvolanými stimulací nervů horních končetin.



**Obrázek 5**

**Určení sulcus medianus posterior spinálními SEPs n. tibialis:**

Stimulace povrchová - n. tibialis vpravo za vnitřním kotníkem. Registrace invazivní – bipolární elektrodou z povrchu míchy. Snímání z pěti míst povrchu míchy v transverzální rovině postupně zprava doleva (**záznam 1-5**). Vzdálenost mezi jednotlivými místy registrace je 1-2 mm. Vpravo laterálně registrujeme polyfázickou odpověď. Amplituda odpovědi se směrem doleva zvyšuje (**záznamy 1-3**). Z míst dále vlevo je již odpověď nevýbavná (**záznamy 4-5**). Záznamy 1-3 odpovídají zadním provazcům vpravo, záznamy 4-5 zadním provazcům vlevo. Záznam s nejvyšší amplitudou je nejblíže střední čáře ipsilaterálně ke stimulaci (**záznam 3**). Sulcus medianus posterior se nachází mezi místy registrace 3-4.

*SEP – somatosenzorický evokovaný potenciál*

### **Zvrat fáze skalpových SEP**

Stimulace zadních provazců se provádí bipolární nebo koncentrickou elektrodou, monofázickým pravoúhlým pulzem šíře 200  $\mu$ s, frekvence 3,17 Hz, intenzita do 0,5 mA. Stimuluje se postupně celý dorzální povrch míchy v laterolaterálním směru.

Registrace odpovědí je skalpová v zapojení CP3-CP4 a CPz-Fz. Parametry registrace jsou shodné jako při stimulaci n. tibialis na periférii. K získání hodnotitelné odpovědi je dostatečné zprůměrnit 10-20 přeběhů.<sup>349, 350</sup>

Při stimulaci pravého fasciculus gracilis dochází ve svodu CP3-CP4 k iniciální pozitivní deflexi, stimulace vlevo vyvolá deflexi opačnou, negativní (zvrat fáze). Ve svodu CPz-Fz je vždy iniciální deflexe pozitivní. Latence iniciální deflexe je dle úrovně stimulace 8-20 ms. Místo stimulace s nejnižší amplitudou odpovědi, případně s nevýbavnou odpovědí v obou svodech, odpovídá funkčně střední čáře.

### **Antidromní neurografie**

Přímou stimulací zadních provazců je vyvolán akční potenciál šířící se po axonu i antidromně. Autoři doporučují vyšší intenzitu podnětu (3-8 mA), frekvenci 9,1 Hz.<sup>351</sup>

Registrace je z n. tibialis za vnitřním kotníkem subdermálními jehlovými elektrodami. Parametry registrace: 10 ms/div, citlivost 2-10  $\mu$ V/div, pásmová propust 30-3000 Hz, zprůměrnění 50-100 přeběhů.

## **8.3 Kritéria hodnocení SEP a MEP**

Kritéria hodnocení významných změn nejsou pro všechny spinální výkony jednotné. Vzhledem k rozdílným mechanismům poškození míšních struktur se liší hodnocené parametry i hranice významnosti změn odpovědí.

## **Intramedulární expanze**

Závislost výbavnosti motorických odpovědí a pooperačního deficitu je opakovaně doložena.<sup>305, 352</sup>

Kritéria hodnocení motorických odpovědí při resekcích intramedulárních lézí patří k nejspolehlivějším vůbec.

Výbavnost mMEPs bez ohledu na prahovou intenzitu TES ukazují zachovanou vodivost CST, a tudíž i zachování motorické funkce.<sup>328, 353</sup> Snížení výbavnosti odpovědí (kolísání výbavnosti), změny amplitudy mMEPs nejsou proporcionální k rozsahu poškození CST. I malá subklinická léze CST může vyvolat významnou změnu mMEP.<sup>10, 13</sup> Na druhou stranu každá významná změna odpovědí vyžaduje okamžitou reakci neurochirurga (změna místa, techniky preparace, zvýšení krevního tlaku, výplach operačního pole, nebo prosté přerušování výkonu vede obvykle k úpravě odpovědí). Každý krok navíc v kritickou chvíli významných změn odpovědí může znamenat nevratnou katastrofu. Významnou změnou je ztráta mMEPs. Ztráta mMEPs kaudálně od léze ukazuje na pooperační parézu. K rozlišení dočasné a trvalé motorické léze slouží amplituda D-vlny snímané kaudálně od léze. Pokles amplitudy D-vlny o > 50 % ukazuje na lézi trvalou.<sup>329, 354, 355</sup>

Tato kritéria lze uplatnit během výkonů do úrovně cca T10. U kaudálněji uložených lézí není D-vlnu technicky možné snímat. Během operací v oblasti míšního konu se kromě SEPs a MEPs monitoruje i BCR (viz kap.8.5).

## **Korekční operace páteře**

Transkraniálně vybavené mMEPs jsou přímým obrazem vodivosti kortikospinální dráhou. Metodika stimulace a registrace je identická, jako při operaci intramedulární expanze.

Během operace skoliózy je třeba se spolehnout především na mMEPs. Kritéria významných změn jsou přísnější než u míšních operací. Varovným příznakem je pokles amplitudy mMEPs o > 50 % baseline, nebo asymetrie odpovědí z dolních končetin. Pokles o > 80 % vyžaduje reakci v podobě zmírnění stupně korekce.

Z důvodu nepredikovatelné změny polohy epidurální elektrody vůči míše během korekce křivky páteře se může amplituda D-vlny měnit bez ohledu na změnu vodivosti míšní. Proto je D-vlna pro hodnocení míšní vodivosti u korekčních operací nespolehlivá.<sup>356</sup>

### **Endovaskulární výkony a operace thorakoabdominální aorty**

Během výkonů, jako jsou endovaskulární výkony nebo operace thorakoabdominální aorty, kde je riziko ischemického poškození míchy, jsou mMEPs, případně nMEPs, hlavním kritériem hodnocení.<sup>357,</sup>

<sup>358</sup> Důvodem je vysoká citlivost šedé hmoty předních rohů míšních k ischemii. K paraplegii dochází i při zcela nezměněné amplitudě D-vlny.

Standardní registrace končetinových mMEPs se doporučuje rozšířit o registraci ze svalů zásobených kořenem v úrovni léze. Epidurální snímání D-vlny je nespolehlivé i rizikové. D-vlna je na míšní ischemii příliš rezistentní. Pokud dochází ke změnám vodivosti CST, nastávají příliš pozdě.<sup>357-361</sup> Reuter et al. vybavili D-vlnu u psů po experimentální míšní ischemii po více než 24 hodinách.<sup>360</sup> Během vaskulárních výkonů je obvykle nutná periprocedurální heparinizace, která navíc zvyšuje rizika krvácení. Zavedení epidurální elektrody tak může způsobit míšní kompresi epidurální hematomem. Na rozdíl od operací IMSCT nebo spinálních deformit, je monitorace SEPs během endovaskulárních procedur stejně důležitá jako monitorace mMEPs, případně nMEPs. Významnou změnou je pokles amplitudy korových SEP o > 50 %. Komplementarita SEP a MEP je u endovaskulárních výkonů vzhledem k variabilitě cévního řečiště o to důležitější než u ostatních spinálních výkonů.

## 8.4 Míšní kořeny

Ke korekcím spinálních deformit, fixacím instabilit se nejčastěji užívají instrumentaria fixující páteřní segmenty pomocí transpedikulárních vrtů. Dokumentované nesprávné zavedení vrtů i v ruku zkušených chirurgů jsou v širokém rozmezí 5,4-40 %.<sup>362-366</sup> Se zavedením intraoperačních navigačních technik se riziko neurologické poruchy spojené s malpozicí vrtu snížilo na 1-11 %.<sup>367-371</sup>

V bederní etáži malpozice vrutu představuje riziko poškození kořene. V hrudní a krční může dojít k poškození míchy.

Integritu motorických drah lze sledovat třemi způsoby. Spontánní svalovou aktivitou (free-run EMG), pomocí stimulovaných odpovědí CMAP (triggered EMG) a TcMEPs. Hlavním cílem monitorace je zachytit malpozici vrutu a předejít lézi kořene nebo míchy. Nejčastěji se tak stává, je-li vrut zaveden do pediklu příliš mediálně nebo kaudálně. K registraci svalových odpovědí jsou výhodnější jehlové elektrody než registrace povrchová.<sup>372</sup> Výběr svalů k registraci není striktně určen. Nejčastěji se jedná o přístupné a zároveň dominantní svaly příslušných myotomů. Rozsah registrace odpovídá i etáži operace.<sup>70</sup>

### **Free-run EMG**

Spontánní svalová aktivita může být snímána po celou dobu operace. Parametry registrace se neliší od monitorace spontánní aktivity v jiných etážích, např. n. VII při operacích v MMK (časová základna je 100 ms/div, citlivost 50-200  $\mu$ V/div, pásmová propust 30-3000 Hz).<sup>73</sup>

Unimodální monitorace free-run EMG není dostatečně spolehlivá.<sup>373</sup> Aktivita vyvolaná mechanickou iritací je silně variabilní, od krátkého burstu u zdravého kořene, až po několikaminutový train u kořene poškozeného nebo regenerujícího. Spolehlivost free-run EMG se v kombinaci s monitorací mMEPs zvyšuje.<sup>374</sup>

### **Triggered EMG**

V bederní etáži je stimulace v podobě jednotlivého monofázického pravoúhlého pulzu šíře 200  $\mu$ s, intenzita podnětu 0-25 mA, frekvence stimulace 3 Hz. V hrudní a krční úrovni znamená mediální malpozice riziko poškození míchy. Proto zde jednopulzová stimulace není vhodná. K monitoraci míchy je zapotřebí, aby stimulace byla v podobě trainu. Používá se train 4 monofázických pulzů šíře 200  $\mu$ s, ISI 2-3 ms. Frekvence trainu je 3 Hz.

Bez ohledu na genezi svalových odpovědí na míšní stimulaci, je významná svalová odpověď z kterékoliv kaudální etáže, především z dolních končetin.<sup>375-377</sup>

Registrační parametry svalových odpovědí jsou shodné se snímání CMAP při mapování hlavových nervů, případně mMEPs. Časová základna je 10 ms/div, citlivost 20-100  $\mu$ V/div, pásmová propust 30-1500 Hz, bez zprůměrnění.

### **Kritéria hodnocení**

Technika stimulace pozice transpedikulárních vrutů podle různých zdrojů liší. Při otevřených fúzích s dekompresí kanálu se doporučuje provést palpační kontrolu pozice těchto vrutů, kde byl práh pro CMAP pod kritickou hranicí. V symptomatických etážích by měla proto být provedena selektivní dekomprese. V těchto situacích je možno přímo porovnat spolehlivost stimulace vrutu s odpovědí na proximální stimulaci kořene (proximálně od pediklu).

Calancie et al. Podávají první zprávy o monitoraci pozice transpedikulárních vrutů, včetně základních kritérií hodnocení.<sup>367, 368</sup> Za varovnou prahovou hranici pro vybavení CMAP proudovou stimulací považují intenzitu podnětu 10 mA. Obdobně Rose et al. popisuje techniku soustavné stimulace vrutu, kde stanovuje hranici významnosti voltážní stimulace na 20 V.<sup>378</sup> Obě skupiny deklarují záměrné vysoce senzitivní nastavení parametrů hodnocení, aby eliminovali falešnou negativitu (prahová intenzita stimulace nad varovnou hranicí při současném porušení integrity pediklu) za cenu zvýšeného výskytu falešné pozitivivity (prahová intenzita podnětu pod varovnou hranicí a současně intaktní pedikl).

Je zřejmé, že ne každá malpozice vrutu je klinicky významná. Prolomení kortikalis pediklu zdaleka neznamena poruchu (iritaci/lézi) kořene, tzn. nevyžaduje jeho repozici. Stanovení varovné hranice 10 mA ukazuje na pravděpodobné prolomení/narušení kortikalis vrutem. Při prahové intenzitě < 5 mA - hranice „alarmu“ - panuje shoda v nutnosti repozice vrutu.<sup>70, 73, 379-381</sup>

V intervalu 5-10 mA není striktní doporučení. Toleikis et al. popisují interval prahové intenzity 5-7 mA jako šedou zónu. Ačkoliv se porušení kořene nepředpokládá, byla přibližně polovina vrutů upravena.<sup>73</sup> Pro minimálně invazivní techniky fixace je považována trajektorie zavedení vrutu za bezpečnou, je-li prahová intenzita podnětu > 7-10 mA.<sup>382</sup>

### **Faktory ovlivňující excitabilitu míšních kořenů**

Fyziologický práh depolarizace vláken kořene je v rozmezí 2,1-4,33 mA.<sup>365, 368, 383</sup> Vzdálenost kořene od mediální nebo inferiorní stěny pediklu je 1,5-2,8 mm, vzdálenost elektrody od stěny pediklu 0-2,8 mm.<sup>384, 385</sup> Excitabilita kořene závisí na řadě proměnných. Liší se dle zvolených podmínek monitorace. Podmínky/parametry lze rozdělit na fyzikální (stimulační parametry, materiál, technika), lokální (operačního pole) a biologické (předoperační stav kořene, komorbidity...).

#### *Fyzikální:*<sup>386-389</sup>

- zkrácení šíře pulzu vyžaduje zvýšení intenzity proudu, aby zůstal stejný depolarizační efekt (závislost reobáze a chronaxie)
- proudová denzita klesá se čtvercem vzdálenosti.
- větší průměr stimulační elektrody vyžaduje nižší intenzitu podnětu
- rozdílnost stimulačního efektu sondou v předvrtaném kanále vs stimulace vrutu
- vodivost vrutu, místo kontaktu elektrody s vrutem (prahová intenzita při stimulaci dřívku je nižší, než při stimulaci hlavičky); vzájemná orientace vrutu a kořene.

#### *Operační pole:*<sup>365, 390</sup>

- proudová denzita a s ní i depolarizace axonů při voltážní stimulaci vlivem změn tkáňové impedance kolísá, při proudové stimulaci nikoliv
- tekutina v operačním poli mění tok proudu cestou nejnižší impedance (current shunt). Práh odpovědi se tak zvyšuje o 12-20 mA. To vede k falešné negativitě.



*Biologické:*<sup>65, 365, 391</sup>

- předoperační poškození kořene (komprese, metabolické) zvyšují práh depolarizace i o více než 20 mA
- osteoporóza mění impedanci kosti a tím i práh odpovědi

Pro transspoaické přístupy se používá technika kontinuálního mapování operačního pole. Retraktory a dilatátory jsou zapojeny tak, aby plnily funkci elektrod a během operačního přístupu tak mohlo probíhat soustavné mapování operačního pole. V úvodu je intenzita stimulace stanovena na 10 mA. Je-li vybavena svalová odpověď, intenzita podnětu se snižuje. Hodnocení je dvouúrovňové. Je-li práh odpovědi okolo 10 mA, jsou nervové struktury v bezpečné vzdálenosti. Pokles prahové intenzity stimulu na 5 mA znamená přímý kontakt s nervem a představuje riziko léze.<sup>392, 393</sup>

Myorelaxace zvyšuje stimulační práh a snižuje amplitudu CMAP. Může tak vést ke snížení spolehlivosti monitorace a falešné negativě monitorace.<sup>74</sup> Podrobnější popis vlivu anestezie a myorelaxace (viz kap. 4.4).

## 8.5 Operace míšního konu a cauda equina

Porucha koordinace sfinkterů a sexuálních funkcí patří k významným hendikepům snižujícím kvalitu života. Značná část výkonů se týká dětí a dospělých v produktivním věku. Výkony v oblasti míšního konu a kaudy vyžadují mIONM drah senzitivních (dorsal root action potential – DRAP, SEPs n. tibialis a pudendální) i motorických (free-run EMG, triggered EMG, MEP zevního análního sfinkteru (SAE) a BCR).<sup>394</sup>

Při monitoraci SEP stimulujeme n. tibialis za vnitřním kotníkem (viz kap. 8.2). Při monitoraci DRAP a pudendálních SEP se stimulují senzitivní vlákna v oblasti genitálu. Katoda je umístěna na dorzu penisu proximálně, resp. na klitorisu. Anoda je umístěna na dorzu penisu distálně, případně na jeho ventrální straně, u dívek a žen na labiu major. Elektrody jsou buď povrchové adhezivní, nebo

subdermální jehlové. Používat prstýnkové stimulační elektrody na penis se z bezpečnostních důvodů (uskřínutí) nedoporučují. Stimulace je pravoúhlým pulzem šíře 200  $\mu$ s, intenzita podnětu do 20 mA, frekvence až do 13,3 Hz.

Pro vybavení BCR je třeba stimulovat krátkým trainem 2-5 pulzů. Stimulační pulz je monofázický pravoúhlý, šíře pulzu 200-500  $\mu$ s, ISI 3 ms (frekvence trainu 300 Hz), intenzita 5-40 mA. Pro facilitaci výbavnosti BCR se užívá stimulace duální trainem, ITI 150-200 ms.<sup>394, 395</sup>

K registraci DRAP se používá bipolární (háčková) elektroda, registrační parametry: 5 ms/div, pásmová propust 1,5-2100 Hz, zprůměrnění 100 přeběhů.

Pudendální SEP jsou snímány bipolární, trubičkovou elektrodou, uloženou subdurálně na míšni konus v úrovni S2-4 (pro snímání stacionární vlny), nebo na míchu v dolní hrudní úrovni (pro snímání postupující vlny). Parametry registrace jsou: časová základna 5 ms/div, citlivost 1-5  $\mu$ V/div, pásmová propust 50-1700 Hz, zprůměrnění 100-200 záznamů. Skalповá registrace SEPs je spirálovými subdermálními elektrodami ze svodu CPz-Fz, 10 ms/div, 1  $\mu$ V/div, 20-2000 Hz.

Vodivost motorické dráhy se monitoruje pomocí mMEPs svalů pánevního dna. Stimulace i registrace je shodná s parametry mMEPs končetinových svalů (viz kap. 8.1.1.3).

Mapování míšních kořenů se provádí invazivní koncentrickou elektrodou. Podnět je v podobě monofázického pravoúhlého pulzu šíře 200  $\mu$ s, intenzity 0,5-2 mA.

Registrace free-run EMG i triggered-EMG záznamu je shodná s registrací při monitoraci spinálních vrutů.

Pro registraci svalových odpovědí (CMAP i mMEPs) z úrovně L2-S2 se používají monopolární jehlové elektrody. SAE je tenký povrchově uložený sval, proto je nejvhodnější registrace pomocí hook-wires zaváděných subdermálně. Parametry registrace viz kap. 8.1. Registrace CMAP/mMEP SAE při mapování motorických kořenů dostatečně spolehlivě informuje i o funkci ostatních svalů inervovaných n. pudendus, včetně močového sfinkteru i detruzoru.<sup>396-398</sup>

Spojení mezi CST a motoneurony v segmentech S2-4 je na rozdíl od vyšších etáží polysynaptické.

Proto jsou mMEPs SAE obtížněji vybavitelné a citlivější k anestezii než mMEPs končetinových svalů.<sup>399</sup>

Úspěšnost monitorace mMEPs SAE se pohybuje kolem 75 %, výbavnost BCR přesahuje 90 %.<sup>400, 401</sup>

U dětí mladších 4-5 let motorické odpovědi (mMEP SAE i BCR) nejsou výbavné z důvodů nedokončené myelinizace.<sup>402-404</sup> Parciální myorelaxace vzhledem k nekonstantní hladině blokády nervosvalového přenosu vede k nestejným podmínkám monitorace a k nespolehlivosti odpovědí.

### 8.5.1 Selektivní dorzální rhizotomie - SDR

Dříve selektivní dorzální rhizotomie (SDR) dosahovala, z důvodu ochrany svěračů a za cenu nižšího antispastického efektu, pouze k etáži S1. Rozšíření SDR na etáž S2 sice znamenalo významné zlepšení antispastického efektu operace, avšak za cenu nepřiměřeně zvýšené incidence pooperační močové retence. Rozsah SDR je aktuálně veden monitorací a mapováním senzitivních odpovědí – DRAPs při perigenitální stimulaci a motorických odpovědí na stimulaci vláken zadních kořenů (fila radicularia), zvláště pak kořene S2. Díky mIONM je možné sfinkterové funkce úspěšně ochránit a současně udržet dostatečný antispastický efekt operace.<sup>405-407</sup>

Jednopolzovou stimulací jsou nejprve identifikovány senzitivní kořeny L2–S2 a stanoven práh motorické odpovědi. Každý z kořenů je arbitrárně podélně rozdělen na 3-5 filii. Každé filum se stimuluje trainem s prahovou intenzitou. Svalová odpověď je hodnocena 5stupňovou modifikovanou škálou dle Parka-Phillipse (viz Obrázek 6).<sup>408</sup> Svalová odpověď stupně 0 až 2+ je hodnocena jako „normální“, odpověď stupně 3+ a 4+ jako „abnormální“. Filum je přerušeno, pokud je odpověď na trainovou stimulaci abnormální a zároveň nevyvolá významnou odpověď ze svěrače. Alespoň jedno filum každého kořene musí zůstat zachováno, v etáži L4 polovina. Celkově je přerušeno obvykle 60-67 % filii. Postupuje se kranio-kaudálně, nejprve na jedné straně, pak na druhé.

Rhizotomie kořene S2 významně ovlivňuje extenční spasticitu hlezna. Z důvodů rizika pooperační sfinkterové poruchy lze přerušit nejvýše polovinu filí kořene S2 a to pouze ty, které nevyvolají významnou odpověď SAE.<sup>409, 410</sup>

0	přechodný nebo ojedinělý výboj
1+	trvalý výboj ve svalech příslušného myotomu ipsilaterálně
2+	trvalý nebo přechodný výboj ve svalech sousedních myotomů ipsilaterálně
3+	trvalý nebo přechodný výboj ve svalech vzdálenějších myotomů ipsilaterálně
4+	trvalý nebo přechodný výboj ve svalech kontralaterálně bez ohledu na výboje ve svalech ipsilaterálně

**Obrázek 6**

**Modifikovaná Park-Phillipsova kritéria** motorických odpovědí na trainovou stimulaci fila radicularia.

#### 8.5.2 Tethered cord syndrom

V přirozeném průběhu tethered cord syndromu dochází dříve, či později k neurologické deterioraci u všech pacientů. Pooperačně se až 60 % předoperačních sfinkterových poruch po operaci zlepši.<sup>411-</sup>

<sup>413</sup> Součástí operace je nejen uvolnění „untethering“, ale i resekce lumbosakrálního lipomu. Cílem operace je nejen pozitivně ovlivnit předoperační deficit, ale i zabránit neurologické progresi v dlouhodobém horizontu. „Untethering“ spočívá v přerušení nefunkčních vazivových pruhů a ponechání funkčních kořenů. Nefunkční pruhy od funkčních kořenů jsou anatomicky neodlišitelné. Proto dříve, než je jakýkoliv pruh přerušen, je nutné spolehlivě ověřit jeho senzitivní i motorickou nefunkčnost pomocí DRAP i přímou stimulací kořene s registrací CMAP svalů pánevního dna.

Izolované kořenové léze se v SEP ani MEP obvykle neprojeví.

Radikalita resekce lipomu významně redukuje riziko nové deteriorace v následujících letech.<sup>414, 415</sup>

U lipomu míšního konu dochází k deformaci a distorzi míšní tkáně. Tkáň lipomu k míše velmi silně adhezuje a není možné lipom ani anatomicky od funkční tkáně míchy odlišit.<sup>415, 416</sup>

Nemožnost anatomického odlišení funkčních struktur (kořenů, míchy) od struktur afunkčních a nežádoucích, distorze míšní tkáně, a žádoucí radikalita resekce znamenají, že mIONM je podmínkou a musí být obligatorní součástí operací tethered cord syndromu.<sup>399, 411-413, 417-419</sup>

## 9 Monitorace operací periferních nervů

Při rekonstrukcích lézí periferních nervů může intraoperační monitorace přinést klíčové informace, které zpřesňují rozsah výkonu.

Sunderlandovo pětistupňové dělení vycházející z histologických nálezů zpřesňuje původní Seddonovo dělení třístupňové.<sup>420</sup>

Po 72 hodinách lze pomocí extraoperační elektrofyziologie odlišit stupeň 1 (neurapraxi) od ostatních.

V rozlišení stupně 2 má zásadní roli intraoperační neurografie během vhodně načasované operační revize. Přítomnost regenerujících vláken odlišuje stupeň 2 od stupňů 3 a 4, elektrická charakteristika regenerujících vláken pak od stupně 1. Stupně 3 a 4 se vzájemně odlišují až mírou jizvení. Zvláště ve stupni 4 jizva blokuje regeneraci axonů (neurom v kontinuitě). Řešení přináší neurolyza a rekonstrukce. Stupeň 5 je vyžaduje chirurgickou rekonstrukci vždy.<sup>421, 422</sup>

Regenerační potenciál nervu se z velké části překrývá s intervalem spontánní reinervace svalů, zvláště u proximálních lézí. Proto vyčkávat s chirurgickou revizi na průkaz absence spontánní reinervace není racionální. V akutní fázi po rozlišení axonotmeze od neurapraxe by mělo k primárnímu ošetření dojít do 10 dnů, k sekundárnímu pak do 6 týdnů.<sup>423</sup> V chronické fázi ( $\geq 3$  měsíce od poranění) nás zajímá, zda axony regenerují.<sup>424</sup> Předoperační elektrofyziologické vyšetření proto má být obligatorní součástí pro indikaci i strategii operačního postupu.<sup>425, 426</sup>

### 9.1 Monitorace operací periferních nervů

Ukazuje se, že vlákna procházející neúplnou lézí nervu jsou v různém stupni poškozena. Proto se doporučuje vhodnější označení – smíšená léze.<sup>427</sup> S pomocí intraoperační neurografie je u fascikulů

s axony v kontinuitě provedena vnitřní neurolyza a jen u fascikulů bez odpovědi přes lézi resekcce s rekonstrukcí, tzv. „split-repair“.

V operačním poli je monitorace prováděna následovně: Stimuluje se proximálně, registruje distálně od léze. Stimulační elektroda je bipolární (katoda distálně), event. tripolární (anoda-katoda-anoda), s přímým hrotem, nebo háčková. Nadzvednutím a oddálením nervu od okolní tkáně tak, aby nerv nebyl v kontaktu s okolní tkání ani s tekutinou v operačním poli. Tak se zamezí nežádoucím únikům proudu a falešné absenci odpovědi.<sup>428-433</sup> Vzdálenost mezi póly elektrody je 3-5 mm, u silných nervů 5-7 mm. Stimulace je monofázickým pravoúhlým pulzem šíře 20-50  $\mu$ s (preferenční depolarizace silných vláken).<sup>434, 435</sup> Intenzita podnětu je obvykle 3-5 mA (6-8 V), maximum cca 40 mA, resp. 70 V. Registrace je přímo z nervu bipolární háčkovou elektrodou (katoda proximálně), event. tripolární (zemnění-katoda-anoda). Citlivost záznamu je nastavena na 10  $\mu$ V/dílek, časová základny 0,5-1 ms/div, pásmová propust 100-3000 Hz. Posun dolní hranice propusti k vyšším frekvencím zlepšuje diferenciaci odpovědi a lépe potlačuje stimulus artefakt. Zprůměrnuje se obvykle 10-50 záznamů. Optimální vzdálenost mezi stimulací a registrací je 8-10 cm (minimálně 4 cm) aby odpověď nebyla překryta stimulus artefaktem. K potlačení stimulus artefaktu dále přispívá co nejnižší šíře a intenzita podnětu a tripolární stimulační elektroda.<sup>436</sup> NAP je vzhledem k absenci synapse mezi stimulací a registrací k anestezii rezistentní.

Vždy je potřeba ověřit, že se jedná o odpověď neurogení – NAP a nikoliv CMAP z okolních svalů (pro CMAP svědčí: amplituda > 2 mV, trvání > 2 ms, polyfázie), nebo dokonce přenos signálu objemovým vodičem.<sup>433</sup>

Operace v bezkrevném poli zlepšuje přehlednost, urychluje výkon a umožňuje lépe ušetřit tenká vlákna nervů. Avšak pokud monitorujeme vodivost nervu, musí být dodrženy správné parametry naložení proximálního turniketu tak, aby nedocházelo k hypoxii nebo dokonce ischemii tkáně. Je nutné připomenout, že během hypoxie se amplituda NAP snižuje, až mizí. Ačkoliv po obnově perfúze

se normální vodivost nervem během několika málo minut obnoví, někteří autoři doporučují po uvolnění turniketu vyčkat minimálně 20 minut, aby se předešlo falešné pozitivě monitorace.<sup>421, 437,</sup>

438

Vizuální hodnocení (i pomocí operačního mikroskopu) je pro zjištění stupně léze (funkční kontinuity) nespolehlivé. IONM přispívá ke zpřesnění lokalizace a stupně léze. Vybavení svalového záškubu, nebo CMAP při stimulaci nervu proximálně od léze sice ukazuje na vodivost vláken přes lézi, ale není spolehlivým průkazem klinicky významné regenerace. CMAP je výsledkem synchronní depolarizace všech axonů, včetně tenkých vláken, ke které při volní kontrakci nedochází.<sup>421</sup> Tenká vlákna přísluší příliš malým motorickým jednotkám, nedostatečným pro vyvolání volního pohybu. Přítomnost pouze tenkých vláken v časně fázi není průkazem regenerace, v pozdní fázi je markerem klinicky neúčinné regenerace.<sup>439, 440</sup> Absence CMAP může znamenat kromě úplné léze, také inkompletní lézi v kontinuitě.

NAP jsou pro funkčně významnou regeneraci významnější. Na základě výbavnosti NAP v různých segmentech léze se upravuje operační postup. NAP se registrují proximálně, v místě léze a distálně od léze. Pro další zpřesnění vodivosti přes místo léze se užívá tzv. inching. Na základě změn NAP lze určovat místo i stupeň léze. Ačkoliv klinicky i dle předoperační elektrofyziologie se jedná o úplnou lézi, intraoperační NAP může být výbavný. Výbavnost NAP přes lézi ukazuje na kontinuitu axonů, je důvodem k neurolyze a je dobrým prognostickým markerem.<sup>441</sup>

Pokud NAP přes lézi není výbavný, pak se může jednat o následující situace: 1) Úplnou lézi bez šance na spontánní regeneraci a je nutná rekonstrukce štěpem. 2) Blokádu regenerace kompresí axonů jizvou. Zde je na místě vnitřní neurolyza. Selektivní monitorace fascikulárních NAPs umožní rozlišit fascikly s axony v kontinuitě od fascikulů, které vyžadují rekonstrukci štěpem. 3) Kondukční blok (neurapraxe). K odlišení od předchozích dvou variant slouží předoperační elektrofyziologický nález (normální distální CMAP, absence denervací).



## 9.2 Monitorace operací pažní pleteně

Při poranění brachiální pleteně je důležitá znalost, zda proximální pahýl kořene je vhodným dárce k rekonstrukci. Avulze kořene, resp. preganglionární léze zásadním způsobem ovlivňují strategii rekonstrukční operace. Průkaz avulze kořenů nemusí být z předoperačních vyšetření vždy dostatečně spolehlivý. Intraoperační nález tak může přispět klíčovou informací ke správnému rozhodnutí o rekonstrukci. Kromě NAP je důležité monitorovat radikulární SEPs a nMEPs.

Radikulární SEPs slouží k průkazu integrity, resp. preganglionární léze / avulze zadního kořene.

Předoperační výbavnost senzitivního nervového akčního potenciálu (SNAP) ukazuje na preganglionární lézi. Intraoperačně se stimulují bipolárně kořeny, primární nebo i sekundární svazky. Ideální je stimulace co nejbližší foraminu, snímání je z úrovně míšň a skalpové. Míšň registrace je nasofarygeální elektrodou, nebo jehlovou elektrodou zavedenou k obratlovým obloukům, případně epidurální. Reference je cefalická. Léze zadního kořene se projeví pozitivní vlnou ve spinální úrovni (killed-end potential) a absencí skalpových odpovědí.<sup>433, 442</sup>

Předpokládat avulzi předního kořene na základě preganglionární léze zadního kořene se ukázalo být nespolehlivé.<sup>443</sup> Pro zhodnocení integrity předního kořene slouží monitorace nMEPs s registrací z kořene, případně dalších etáží pleteně.<sup>333</sup> Stimulace je TES, parametry identické jako při monitoraci míšňích lézí (viz kap. 8.1.1.1). Registrace je z kořene co nejbližší foraminu s ohledem na operační přístup (parametry registrace viz kap. 8.1.1.5).

Kombinace intraoperačních NAP, radikulárních SEPs a nMEPs umožňuje správnou interpretaci preganglionárních lézí. Při absenci SEPs a MEPs je rekonstrukce pleteně prováděna pouze pomocí svalových transferů.<sup>438, 444</sup>

## 10 Literatura

1. MacDonald DB, Dong C, Quatralo R, et al. Recommendations of the International Society of Intraoperative Neurophysiology for intraoperative somatosensory evoked potentials. Clin Neurophysiol 2019;130:161-179,doi:<https://doi.org/10.1016/j.clinph.2018.10.008>.
2. ČSN EN 60601-1-1. In: Úřad pro technickou normalizaci masz, ed. 364801. 2 ed2016: 28.
3. ČSN EN 60601-1-2. In: Úřad pro technickou normalizaci masz, ed. 364801. 3 ed2016: 92.
4. Čelakovský P. Technické aspekty intraoperační monitorace a bezpečnost pacienta a obsluhy. In: Stejskal L, ed. Intraoperační stimulační monitorace v neurochirurgii, 1 ed. Praha: Grada Publishing, 2006: 13-20.
5. MacDonald DB, Deletis V. Safety issues during surgical monitoring. Handbook of Clinical Neurophysiology: Elsevier, 2008: 882-898.
6. Commission IE. Medical electrical equipment - Part 2-40: Particular requirements for the basic safety and essential performance of electromyographs and evoked response equipment. 2.0 ed2016: 60.
7. Merrill DR, Bikson M, Jefferys JG. Electrical stimulation of excitable tissue: design of efficacious and safe protocols. J Neurosci Methods 2005;141:171-198,doi:10.1016/j.jneumeth.2004.10.020.
8. Gordon B, Lesser RP, Rance NE, et al. Parameters for direct cortical electrical stimulation in the human: histopathologic confirmation. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology 1990;75:371-377,doi:[https://doi.org/10.1016/0013-4694\(90\)90082-U](https://doi.org/10.1016/0013-4694(90)90082-U).
9. MacDonald DB. Safety of intraoperative transcranial electrical stimulation motor evoked potential monitoring. J Clin Neurophysiol 2002;19:416-429,doi:10.1097/00004691-200210000-00005.
10. MacDonald DB, Skinner S, Shils J, Yingling C, American Society of Neurophysiological M. Intraoperative motor evoked potential monitoring - a position statement by the American Society of

Neurophysiological Monitoring. Clin Neurophysiol 2013;124:2291-2316,doi:10.1016/j.clinph.2013.07.025.

11. Abalkhail TM, MacDonald DB, AlThubaiti I, et al. Intraoperative direct cortical stimulation motor evoked potentials: Stimulus parameter recommendations based on rheobase and chronaxie. Clin Neurophysiol 2017;128:2300-2308,doi:10.1016/j.clinph.2017.09.005.

12. Szelényi 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,doi:<https://doi.org/10.1016/j.clinph.2007.04.008>.

13. Macdonald DB. Intraoperative motor evoked potential monitoring: overview and update. J Clin Monit Comput 2006;20:347-377,doi:10.1007/s10877-006-9033-0.

14. Calancie B, Harris W, Broton JG, Alexeeva N, Green BA. "Threshold-level" multipulse transcranial electrical stimulation of motor cortex for intraoperative monitoring of spinal motor tracts: description of method and comparison to somatosensory evoked potential monitoring. J Neurosurg 1998;88:457-470,doi:10.3171/jns.1998.88.3.0457.

15. Jones SJ, Harrison R, Koh KF, Mendoza N, Crockard HA. Motor evoked potential monitoring during spinal surgery: responses of distal limb muscles to transcranial cortical stimulation with pulse trains. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Evoked Potentials Section 1996;100:375-383,doi:[https://doi.org/10.1016/0168-5597\(96\)95728-7](https://doi.org/10.1016/0168-5597(96)95728-7).

16. Sartorius CJ, Wright G. Intraoperative brain mapping in a community setting—Technical considerations. Surgical Neurology 1997;47:380-388,doi:[https://doi.org/10.1016/S0090-3019\(96\)00340-0](https://doi.org/10.1016/S0090-3019(96)00340-0).

17. Spena G, Schucht P, Seidel K, et al. Brain tumors in eloquent areas: A European multicenter survey of intraoperative mapping techniques, intraoperative seizures occurrence, and antiepileptic drug prophylaxis. Neurosurg Rev 2017;40:287-298,doi:10.1007/s10143-016-0771-2.

18. Szelenyi A, Joksimovic B, Seifert V. Intraoperative risk of seizures associated with transient direct cortical stimulation in patients with symptomatic epilepsy. *J Clin Neurophysiol* 2007;24:39-43,doi:10.1097/01.wnp.0000237073.70314.f7.
19. Ulkatan S, Jaramillo AM, Tellez MJ, Kim J, Deletis V, Seidel K. Incidence of intraoperative seizures during motor evoked potential monitoring in a large cohort of patients undergoing different surgical procedures. *J Neurosurg* 2017;126:1296-1302,doi:10.3171/2016.4.JNS151264.
20. MacDonald DB, Janusz M. An approach to intraoperative neurophysiologic monitoring of thoracoabdominal aneurysm surgery. *J Clin Neurophysiol* 2002;19:43-54,doi:10.1097/00004691-200201000-00006.
21. MacDonald DB, Al Zayed Z, Khoudeir I, Stigsby B. Monitoring scoliosis surgery with combined multiple pulse transcranial electric motor and cortical somatosensory-evoked potentials from the lower and upper extremities. *Spine (Phila Pa 1976)* 2003;28:194-203,doi:10.1097/00007632-200301150-00018.
22. Macdonald DB, Al Zayed Z, Al Saddigi A. Four-limb muscle motor evoked potential and optimized somatosensory evoked potential monitoring with decussation assessment: results in 206 thoracolumbar spine surgeries. *Eur Spine J* 2007;16 Suppl 2:S171-187,doi:10.1007/s00586-007-0426-7.
23. Rampp S, Rachinger J, Scheller C, Alfieri A, Strauss C, Prell J. How many electromyography channels do we need for facial nerve monitoring? *J Clin Neurophysiol* 2012;29:226-229,doi:10.1097/WNP.0b013e318257cabd.
24. Lall RR, Lall RR, Hauptman JS, et al. Intraoperative neurophysiological monitoring in spine surgery: indications, efficacy, and role of the preoperative checklist. *Neurosurg Focus* 2012;33:E10,doi:10.3171/2012.9.FOCUS12235.
25. Calland JF, Turrentine FE, Guerlain S, et al. The surgical safety checklist: lessons learned during implementation. *Am Surg* 2011;77:1131-1137.

26. Raabe A, Beck J, Schucht P, Seidel K. Continuous dynamic mapping of the corticospinal tract during surgery of motor eloquent brain tumors: evaluation of a new method. *J Neurosurg* 2014;120:1015-1024,doi:10.3171/2014.1.JNS13909.
27. Seidel K, Biner MS, Zubak I, Rychen J, Beck J, Raabe A. Continuous dynamic mapping to avoid accidental injury of the facial nerve during surgery for large vestibular schwannomas. *Neurosurg Rev* 2020;43:241-248,doi:10.1007/s10143-018-1044-z.
28. Legatt AD, Emerson RG, Epstein CM, et al. ACNS Guideline: Transcranial Electrical Stimulation Motor Evoked Potential Monitoring. *J Clin Neurophysiol* 2016;33:42-50,doi:10.1097/WNP.0000000000000253.
29. Ziewacz JE, Arriaga AF, Bader AM, et al. Crisis checklists for the operating room: development and pilot testing. *J Am Coll Surg* 2011;213:212-217 e210,doi:10.1016/j.jamcollsurg.2011.04.031.
30. Pechstein U, Cedzich C, Nadstawek J, Schramm J. 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,doi:10.1097/00006123-199608000-00020.
31. Scheufler KM, Zentner J. Total intravenous anesthesia for intraoperative monitoring of the motor pathways: an integral view combining clinical and experimental data. *J Neurosurg* 2002;96:571-579,doi:10.3171/jns.2002.96.3.0571.
32. Sloan TB. Anesthesia and motor evoked potential monitoring. In: Deletis V, Shils JL, eds. *Neurophysiology in Neurosurgery A Modern Intraoperative approach*. San Diego, CA: Academic Press, Elsevier Science USA, 2002: 451-474.
33. Sloan TB. Anesthesia Management and Intraoperative Electrophysiological Monitoring. In: Koht A, Sloan TB, Toleikis JR, eds. *Monitoring the Nervous System for Anesthesiologists and Other Health Care Professionals*. Cham: Springer International Publishing, 2017: 317-341.
34. Sloan TB, Heyer EJ. Anesthesia for intraoperative neurophysiologic monitoring of the spinal cord. *J Clin Neurophysiol* 2002;19:430-443,doi:10.1097/00004691-200210000-00006.

35. Furst S. Transmitters involved in antinociception in the spinal cord. *Brain Res Bull* 1999;48:129-141,doi:10.1016/s0361-9230(98)00159-2.
36. Sloan TB. Muscle relaxant use during intraoperative neurophysiologic monitoring. *J Clin Monit Comput* 2013;27:35-46,doi:10.1007/s10877-012-9399-0.
37. Sloan TB. Nondepolarizing neuromuscular blockade does not alter sensory evoked potentials. *J Clin Monit* 1994;10:4-10,doi:10.1007/BF01651460.
38. Yang LH, Lin SM, Lee WY, Liu CC. Intraoperative transcranial electrical motor evoked potential monitoring during spinal surgery under intravenous ketamine or etomidate anaesthesia. *Acta Neurochir (Wien)* 1994;127:191-198,doi:10.1007/BF01808765.
39. Zentner J, Ebner A. Nitrous oxide suppresses the electromyographic response evoked by electrical stimulation of the motor cortex. *Neurosurgery* 1989;24:60-62,doi:10.1227/00006123-198901000-00009.
40. Porkkala T, Jantti V, Kaukinen S, Hakkinen V. Nitrous oxide has different effects on the EEG and somatosensory evoked potentials during isoflurane anaesthesia in patients. *Acta Anaesthesiol Scand* 1997;41:497-501,doi:10.1111/j.1399-6576.1997.tb04730.x.
41. Sloan TB, Vasquez J, Burger E. Methohexital in total intravenous anesthesia during intraoperative neurophysiological monitoring. *J Clin Monit Comput* 2013;27:697-702,doi:10.1007/s10877-013-9490-1.
42. Koht A, Schutz W, Schmidt G, Schramm J, Watanabe E. Effects of etomidate, midazolam, and thiopental on median nerve somatosensory evoked potentials and the additive effects of fentanyl and nitrous oxide. *Anesth Analg* 1988;67:435-441.
43. Langeron O, Lille F, Zerhouni O, et al. Comparison of the effects of ketamine-midazolam with those of fentanyl-midazolam on cortical somatosensory evoked potentials during major spine surgery. *Br J Anaesth* 1997;78:701-706,doi:10.1093/bja/78.6.701.

44. McPherson RW, Sell B, Traystman RJ. Effects of thiopental, fentanyl, and etomidate on upper extremity somatosensory evoked potentials in humans. *Anesthesiology* 1986;65:584-589,doi:10.1097/00000542-198612000-00004.
45. Samra SK, Sorkin LS. Enhancement of somatosensory evoked potentials by etomidate in cats: an investigation of its site of action. *Anesthesiology* 1991;74:499-503,doi:10.1097/00000542-199103000-00018.
46. Sloan TB, Koht A. Chapter 40 - Principles of anesthesia. In: Deletis V, Shils JL, Sala F, Seidel K, eds. *Neurophysiology in Neurosurgery (Second Edition)*: Academic Press, 2020: 567-579.
47. Sloan TB, Fugina ML, Toleikis JR. Effects of midazolam on median nerve somatosensory evoked potentials. *Br J Anaesth* 1990;64:590-593,doi:10.1093/bja/64.5.590.
48. Kalkman CJ, Drummond JC, Ribberink AA, Patel PM, Sano T, Bickford RG. Effects of propofol, etomidate, midazolam, and fentanyl on motor evoked responses to transcranial electrical or magnetic stimulation in humans. *Anesthesiology* 1992;76:502-509,doi:10.1097/00000542-199204000-00003.
49. Schonle PW, Isenberg C, Crozier TA, Dressler D, Machetanz J, Conrad B. Changes of transcranially evoked motor responses in man by midazolam, a short acting benzodiazepine. *Neurosci Lett* 1989;101:321-324,doi:10.1016/0304-3940(89)90553-3.
50. Schubert A, Licina MG, Lineberry PJ. The effect of ketamine on human somatosensory evoked potentials and its modification by nitrous oxide. *Anesthesiology* 1990;72:33-39,doi:10.1097/00000542-199001000-00007.
51. Schwender D, Klasing S, Madler C, Poppel E, Peter K. Mid-latency auditory evoked potentials during ketamine anaesthesia in humans. *Br J Anaesth* 1993;71:629-632,doi:10.1093/bja/71.5.629.
52. Glassman SD, Shields CB, Linden RD, Zhang YP, Nixon AR, Johnson JR. Anesthetic effects on motor evoked potentials in dogs. *Spine (Phila Pa 1976)* 1993;18:1083-1089,doi:10.1097/00007632-199306150-00020.

53. Taniguchi M, Nadstawek J, Langenbach U, Bremer F, Schramm J. Effects of four intravenous anesthetic agents on motor evoked potentials elicited by magnetic transcranial stimulation. *Neurosurgery* 1993;33:407-415; discussion 415,doi:10.1007/978-3-642-78801-7\_46.
54. Kano T, Shimoji K. The effects of ketamine and neuroleptanalgesia on the evoked electrospinogram and electromyogram in man. *Anesthesiology* 1974;40:241-246,doi:10.1097/00000542-197403000-00007.
55. Kothbauer K, Schmid UD, Liechti S, Rosler KM. The effect of ketamine anesthetic induction on muscle responses to transcranial magnetic cortex stimulation studied in man. *Neurosci Lett* 1993;154:105-108,doi:10.1016/0304-3940(93)90182-k.
56. Inoue S, Kawaguchi M, Kakimoto M, et al. Amplitudes and inpatient variability of myogenic motor evoked potentials to transcranial electrical stimulation during ketamine/N<sub>2</sub>O- and propofol/N<sub>2</sub>O-based anesthesia. *J Neurosurg Anesthesiol* 2002;14:213-217,doi:10.1097/00008506-200207000-00007.
57. Kawaguchi M, Sakamoto T, Inoue S, et al. Low dose propofol as a supplement to ketamine-based anesthesia during intraoperative monitoring of motor-evoked potentials. *Spine (Phila Pa 1976)* 2000;25:974-979,doi:10.1097/00007632-200004150-00013.
58. Mahmoud M, Sadhasivam S, Salisbury S, et al. Susceptibility of transcranial electric motor-evoked potentials to varying targeted blood levels of dexmedetomidine during spine surgery. *Anesthesiology* 2010;112:1364-1373,doi:10.1097/ALN.0b013e3181d74f55.
59. Kawaguchi M, Furuya H. Intraoperative spinal cord monitoring of motor function with myogenic motor evoked potentials: a consideration in anesthesia. *J Anesth* 2004;18:18-28,doi:10.1007/s00540-003-0201-9.
60. Hemmerling TM, Schmidt J, Hanusa C, Wolf T, Jacobi KE. The lumbar paravertebral region provides a novel site to assess neuromuscular block at the diaphragm. *Canadian journal of anaesthesia = Journal canadien d'anesthesie* 2001;48:356-360,doi:10.1007/BF03014963.



61. Sloan TB, Erian R. Effect of atracurium-induced neuromuscular block on cortical motor-evoked potentials. *Anesth Analg* 1993;76:979-984,doi:10.1213/00000539-199305000-00011.
62. Kalkman CJ, Drummond JC, Kennelly NA, Patel PM, Partridge BL. Intraoperative monitoring of tibialis anterior muscle motor evoked responses to transcranial electrical stimulation during partial neuromuscular blockade. *Anesth Analg* 1992;75:584-589,doi:10.1213/00000539-199210000-00021.
63. Cai YR, Xu J, Chen LH, Chi FL. Electromyographic monitoring of facial nerve under different levels of neuromuscular blockade during middle ear microsurgery. *Chinese medical journal* 2009;122:311-314.
64. Kizilay A, Aladag I, Cokkeser Y, Miman MC, Ozturan O, Gulhas N. Effects of partial neuromuscular blockade on facial nerve monitorization in otologic surgery. *Acta Otolaryngol* 2003;123:321-324,doi:10.1080/00016480310001187.
65. Holland NR, Lukaczyk TA, Riley LH, 3rd, Kostuik JP. Higher electrical stimulus intensities are required to activate chronically compressed nerve roots. Implications for intraoperative electromyographic pedicle screw testing. *Spine (Phila Pa 1976)* 1998;23:224-227,doi:10.1097/00007632-199801150-00014.
66. Wood SJ, Slater CR. Safety factor at the neuromuscular junction. *Prog Neurobiol* 2001;64:393-429,doi:10.1016/s0301-0082(00)00055-1.
67. Holland NR. Intraoperative electromyography. *J Clin Neurophysiol* 2002;19:444-453,doi:10.1097/00004691-200210000-00007.
68. Colegrave N, Billard V, Motamed C, Bourgain JL. Comparison of the TOF-Scan™ acceleromyograph to TOF-Watch SX™: Influence of calibration. *Anaesth Crit Care Pain Med* 2016;35:223-227,doi:10.1016/j.accpm.2016.01.003.
69. Motamed C, Demiri M, Colergrave N. Comparison of Train of Four Measurements with Kinemyography NMT DATEX and Accelerography TOFscan. *Med Sci (Basel)* 2021;9,doi:10.3390/medsci9020021.

70. Toleikis JR. Electromyography. In: Koht A, Sloan TB, Toleikis JR, eds. *Monitoring the Nervous System for Anesthesiologists and Other Health Care Professionals*. Cham: Springer International Publishing, 2017: 103-124.
71. Kopman AF, Klewicka MM, Neuman GG. The relationship between acceleromyographic train-of-four fade and single twitch depression. *Anesthesiology* 2002;96:583-587,doi:10.1097/00000542-200203000-00012.
72. Toleikis RJ. Chapter 11 - Neurophysiological Monitoring During Pedicle Screw Placement. In: Deletis V, Shils JL, eds. *Neurophysiology in Neurosurgery*. San Diego: Academic Press, 2002: 231-264.
73. Toleikis JR, Skelly JP, Carlvin AO, et al. The usefulness of electrical stimulation for assessing pedicle screw placements. *J Spinal Disord* 2000;13:283-289,doi:10.1097/00002517-200008000-00003.
74. Gavranic B, Lolis A, Beric A. Train-of-four test in intraoperative neurophysiologic monitoring: differences between hand and foot train-of-four. *J Clin Neurophysiol* 2014;31:575-579,doi:10.1097/WNP.0000000000000111.
75. Thilen SR, Hansen BE, Ramaiah R, Kent CD, Treggiari MM, Bhananker SM. Intraoperative neuromuscular monitoring site and residual paralysis. *Anesthesiology* 2012;117:964-972,doi:10.1097/ALN.0b013e31826f8fdd.
76. Chang EF, Clark A, Smith JS, et al. Functional mapping-guided resection of low-grade gliomas in eloquent areas of the brain: improvement of long-term survival. Clinical article. *J Neurosurg* 2011;114:566-573,doi:10.3171/2010.6.JNS091246.
77. De Witt Hamer PC, Robles SG, Zwinderman AH, Duffau H, Berger MS. Impact of intraoperative stimulation brain mapping on glioma surgery outcome: a meta-analysis. *J Clin Oncol* 2012;30:2559-2565,doi:10.1200/JCO.2011.38.4818.
78. Deletis V, Camargo AB. Transcranial electrical motor evoked potential monitoring for brain tumor resection. *Neurosurgery* 2001;49:1488-1489,doi:10.1097/00006123-200112000-00049.

79. Bello L, Castellano A, Fava E, et al. Intraoperative use of diffusion tensor imaging fiber tractography and subcortical mapping for resection of gliomas: technical considerations. *Neurosurg Focus* 2010;28:E6,doi:10.3171/2009.12.FOCUS09240.
80. Ostry S, Netuka D, Benes V. Rolandic area meningioma resection controlled and guided by intraoperative cortical mapping. *Acta Neurochir (Wien)* 2012;154:843-853,doi:10.1007/s00701-012-1279-3.
81. Cedzich C, Taniguchi M, Schafer S, Schramm J. Somatosensory evoked potential phase reversal and direct motor cortex stimulation during surgery in and around the central region. *Neurosurgery* 1996;38:962-970,doi:10.1097/00006123-199605000-00023.
82. Castellano A, Cirillo S, Bello L, Riva M, Falini A. Functional MRI for Surgery of Gliomas. *Curr Treat Options Neurol* 2017;19:34,doi:10.1007/s11940-017-0469-y.
83. Giussani C, Roux FE, Ojemann J, Sganzerla EP, Pirillo D, Papagno C. Is preoperative functional magnetic resonance imaging reliable for language areas mapping in brain tumor surgery? Review of language functional magnetic resonance imaging and direct cortical stimulation correlation studies. *Neurosurgery* 2010;66:113-120,doi:10.1227/01.NEU.0000360392.15450.C9.
84. Bello L, Gambini A, Castellano A, et al. Motor and language DTI Fiber Tracking combined with intraoperative subcortical mapping for surgical removal of gliomas. *Neuroimage* 2008;39:369-382,doi:10.1016/j.neuroimage.2007.08.031.
85. Duffau H. The dangers of magnetic resonance imaging diffusion tensor tractography in brain surgery. *World Neurosurg* 2014;81:56-58,doi:10.1016/j.wneu.2013.01.116.
86. Cargnelutti E, Ius T, Skrap M, Tomasino B. What do we know about pre- and postoperative plasticity in patients with glioma? A review of neuroimaging and intraoperative mapping studies. *NeuroImage: Clinical* 2020;28:102435,doi:<https://doi.org/10.1016/j.nicl.2020.102435>.
87. Allison T, McCarthy G, Wood CC, Darcey TM, Spencer DD, Williamson PD. Human cortical potentials evoked by stimulation of the median nerve. I. Cytoarchitectonic areas generating short-latency activity. *J Neurophysiol* 1989;62:694-710,doi:10.1152/jn.1989.62.3.694.

88. Allison T, McCarthy G, Wood CC, Williamson PD, Spencer DD. Human cortical potentials evoked by stimulation of the median nerve. II. Cytoarchitectonic areas generating long-latency activity. *J Neurophysiol* 1989;62:711-722,doi:10.1152/jn.1989.62.3.711.
89. Wood CC, Spencer DD, Allison T, McCarthy G, Williamson PD, Goff WR. Localization of human sensorimotor cortex during surgery by cortical surface recording of somatosensory evoked potentials. *J Neurosurg* 1988;68:99-111,doi:10.3171/jns.1988.68.1.0099.
90. Berger MS KJ, Ojemann GA, Lettich E. . Brain mapping techniques to maximize resection, safety, and seizure control in children with brain tumors. . *Neurosurgery* 1989;25:786-792,doi:10.1097/00006123-198911000-00015.
91. Stejskal L, Štětkářová I, Ostrý S. Poznámky k „frontálnímu somatosenzorickému generátoru“. Předmluva k článku „Evidence for perirolandic generators of median nerve SEPs from differential scalp recording“. *Cesk Slov Neurol N* 2004;67/100:24-28.
92. Acharya JN, Hani A, Cheek J, Thirumala P, Tsuchida TN. American Clinical Neurophysiology Society Guideline 2: Guidelines for Standard Electrode Position Nomenclature. *J Clin Neurophysiol* 2016;33:308-311,doi:10.1097/WNP.0000000000000316.
93. Cakmur R, Towle VL, Mullan JF, Suarez D, Spire JP. Intra-operative localization of sensorimotor cortex by cortical somatosensory evoked potentials: from analysis of waveforms to dipole source modeling. *Acta Neurochir (Wien)* 1997;139:1117-1124; discussion 1124-1115,doi:10.1007/BF01410971.
94. Rossini PM, Caramia MD. Methodological and physiological considerations on the electric or magnetic transcranial stimulation. In: Rossini PM, Marsden CD, eds. *Noninvasive Stimulation of Brain and Spinal Cord: Fundamentals and Clinical Applications*. New York, NY: Alan R Liss, 1988: 37-65.
95. Seidel K, Beck J, Stieglitz L, Schucht P, Raabe A. The warning-sign hierarchy between quantitative subcortical motor mapping and continuous motor evoked potential monitoring during resection of supratentorial brain tumors. *J Neurosurg* 2013;118:287-296,doi:10.3171/2012.10.JNS12895.

96. Szelenyi A, Senft C, Jordan M, et al. Intra-operative subcortical electrical stimulation: a comparison of two methods. *Clin Neurophysiol* 2011;122:1470-1475,doi:10.1016/j.clinph.2010.12.055.
97. Taniguchi M, Cedzich C, Schramm J. Modification of cortical stimulation for motor evoked potentials under general anesthesia: technical description. *Neurosurgery* 1993;32:219-226,doi:10.1227/00006123-199302000-00011.
98. Penfield W, Jasper H. *Epilepsy and the functional anatomy of the human brain*. 1954.
99. Deletis V, Rogic M, Fernandez-Conejero I, Gabarros A, Jeroncic A. Neurophysiologic markers in laryngeal muscles indicate functional anatomy of laryngeal primary motor cortex and premotor cortex in the caudal opercular part of inferior frontal gyrus. *Clin Neurophysiol* 2014;125:1912-1922,doi:10.1016/j.clinph.2014.01.023.
100. Bello L, Riva M, Fava E, et al. Tailoring neurophysiological strategies with clinical context enhances resection and safety and expands indications in gliomas involving motor pathways. *Neuro Oncol* 2014;16:1110-1128,doi:10.1093/neuonc/not327.
101. Conte V, Carrabba G, Magni L, et al. Risk of perioperative seizures in patients undergoing craniotomy with intraoperative brain mapping. *Minerva Anesthesiol* 2015;81:379-388.
102. Karakis I, Leeman-Markowski BA, Leveroni CL, et al. Intra-stimulation discharges: an overlooked cortical electrographic entity triggered by direct electrical stimulation. *Clin Neurophysiol* 2015;126:882-888,doi:10.1016/j.clinph.2014.08.011.
103. Glantz MJ, Cole BF, Forsyth PA, et al. Practice parameter: anticonvulsant prophylaxis in patients with newly diagnosed brain tumors. Report of the Quality Standards Subcommittee of the American Academy of Neurology. *Neurology* 2000;54:1886-1893,doi:10.1212/wnl.54.10.1886.
104. Amassian VE, Stewart M, Quirk GJ, Rosenthal JL. Physiological basis of motor effects of a transient stimulus to cerebral cortex. *Neurosurgery* 1987;20:74-93.

105. Cedzich C, Pechstein U, Schramm J, Schafer S. Electrophysiological considerations regarding electrical stimulation of motor cortex and brain stem in humans. *Neurosurgery* 1998;42:527-532,doi:10.1097/00006123-199803000-00018.
106. Deletis V, Isgum V, Amassian VE. Neurophysiological mechanisms underlying motor evoked potentials in anesthetized humans. Part 1. Recovery time of corticospinal tract direct waves elicited by pairs of transcranial electrical stimuli. *Clin Neurophysiol* 2001;112:438-444,doi:10.1016/s1388-2457(01)00461-8.
107. Deletis V, Rodi Z, Amassian VE. Neurophysiological mechanisms underlying motor evoked potentials in anesthetized humans. Part 2. Relationship between epidurally and muscle recorded MEPs in man. *Clin Neurophysiol* 2001;112:445-452,doi:10.1016/s1388-2457(00)00557-5.
108. Seidel K, Beck J, Stieglitz L, Schucht P, Raabe A. Low-threshold monopolar motor mapping for resection of primary motor cortex tumors. *Neurosurgery* 2012;71:104-114; discussion 114-105,doi:10.1227/NEU.0b013e31824c02a0.
109. Kombos T, Suess O, Kern BC, et al. Comparison between monopolar and bipolar electrical stimulation of the motor cortex. *Acta Neurochir (Wien)* 1999;141:1295-1301,doi:10.1007/s007010050433.
110. Zangaladze A, Sharan A, Evans J, et al. The effectiveness of low-frequency stimulation for mapping cortical function. *Epilepsia* 2008;49:481-487,doi:10.1111/j.1528-1167.2007.01307.x.
111. Skinner SA, Transfeldt EE, Savik K. Surface Electrodes Are Not Sufficient To Detect Neurotonic Discharges: Observations In A Porcine Model And Clinical Review Of Deltoid Electromyographic Monitoring Using Multiple Electrodes. *Journal of Clinical Monitoring and Computing* 2008;22:131-139,doi:10.1007/s10877-008-9114-3.
112. Deletis V, Fernandez-Conejero I, Ulkatan S, Costantino P. Methodology for intraoperatively eliciting motor evoked potentials in the vocal muscles by electrical stimulation of the corticobulbar tract. *Clin Neurophysiol* 2009;120:336-341,doi:10.1016/j.clinph.2008.11.013.
113. Stejskal L. Postural reflexes in man. *Am J Phys Med* 1979;58:1-25.

114. 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,doi:10.1016/j.clinph.2004.09.013.
115. Ostry S, Belsan T, Otahal J, Benes V, Netuka D. Is intraoperative diffusion tensor imaging at 3.0T comparable to subcortical corticospinal tract mapping? *Neurosurgery* 2013;73:797-807; discussion 806-797,doi:10.1227/NEU.0000000000000087.
116. Kamada K, Todo T, Ota T, et al. The motor-evoked potential threshold evaluated by tractography and electrical stimulation. *J Neurosurg* 2009;111:785-795,doi:10.3171/2008.9.JNS08414.
117. Maesawa S, Fujii M, Nakahara N, Watanabe T, Wakabayashi T, Yoshida J. Intraoperative tractography and motor evoked potential (MEP) monitoring in surgery for gliomas around the corticospinal tract. *World Neurosurg* 2010;74:153-161,doi:10.1016/j.wneu.2010.03.022.
118. Nossek E, Korn A, Shahar T, et al. Intraoperative mapping and monitoring of the corticospinal tracts with neurophysiological assessment and 3-dimensional ultrasonography-based navigation. Clinical article. *J Neurosurg* 2011;114:738-746,doi:10.3171/2010.8.JNS10639.
119. Ohue S, Kohno S, Inoue A, et al. Accuracy of diffusion tensor magnetic resonance imaging-based tractography for surgery of gliomas near the pyramidal tract: a significant correlation between subcortical electrical stimulation and postoperative tractography. *Neurosurgery* 2012;70:283-293; discussion 294,doi:10.1227/NEU.0b013e31823020e6.
120. Prabhu SS, Gasco J, Tummala S, Weinberg JS, Rao G. Intraoperative magnetic resonance imaging-guided tractography with integrated monopolar subcortical functional mapping for resection of brain tumors. Clinical article. *J Neurosurg* 2011;114:719-726,doi:10.3171/2010.9.JNS10481.
121. Shiban E, Krieg SM, Haller B, et al. Intraoperative subcortical motor evoked potential stimulation: how close is the corticospinal tract? *J Neurosurg* 2015;123:711-720,doi:10.3171/2014.10.JNS141289.

122. Schucht P, Seidel K, Jilch A, Beck J, Raabe A. A review of monopolar motor mapping and a comprehensive guide to continuous dynamic motor mapping for resection of motor eloquent brain tumors. *Neurochirurgie* 2017;63:175-180,doi:10.1016/j.neuchi.2017.01.007.
123. Barzilai O, Lidar Z, Constantini S, Salame K, Bitan-Talmor Y, Korn A. Continuous mapping of the corticospinal tracts in intramedullary spinal cord tumor surgery using an electrified ultrasonic aspirator. *J Neurosurg Spine* 2017;27:161-168,doi:10.3171/2016.12.SPINE16985.
124. Schucht P, Knittel S, Slotboom J, et al. 5-ALA complete resections go beyond MR contrast enhancement: shift corrected volumetric analysis of the extent of resection in surgery for glioblastoma. *Acta Neurochir (Wien)* 2014;156:305-312; discussion 312,doi:10.1007/s00701-013-1906-7.
125. Neuloh G, Pechstein U, Schramm J. Motor tract monitoring during insular glioma surgery. *J Neurosurg* 2007;106:582-592,doi:10.3171/jns.2007.106.4.582.
126. Landazuri P, Eccher M. Simultaneous direct cortical motor evoked potential monitoring and subcortical mapping for motor pathway preservation during brain tumor surgery: is it useful? *J Clin Neurophysiol* 2013;30:623-625,doi:10.1097/01.wnp.0000436891.39727.80.
127. Neuloh G, Pechstein U, Cedzich C, Schramm J. Motor evoked potential monitoring with supratentorial surgery. *Neurosurgery* 2004;54:1061-1070; discussion 1070-1062,doi:10.1227/01.neu.0000119326.15032.00.
128. Sala F, Lanteri P. Brain surgery in motor areas: the invaluable assistance of intraoperative neurophysiological monitoring. *J Neurosurg Sci* 2003;47:79-88.
129. Szelenyi A, Hattingen E, Weidauer S, Seifert V, Ziemann U. Intraoperative motor evoked potential alteration in intracranial tumor surgery and its relation to signal alteration in postoperative magnetic resonance imaging. *Neurosurgery* 2010;67:302-313,doi:10.1227/01.NEU.0000371973.46234.46.



130. Rizzolatti G, Cattaneo L, Fabbri-Destro M, Rozzi S. Cortical mechanisms underlying the organization of goal-directed actions and mirror neuron-based action understanding. *Physiological reviews* 2014;94:655-706,doi:10.1152/physrev.00009.2013.
131. Vigano L, Fornia L, Rossi M, et al. Anatomico-functional characterisation of the human "hand-knob": A direct electrophysiological study. *Cortex* 2019;113:239-254,doi:10.1016/j.cortex.2018.12.011.
132. Fujiki M, Furukawa Y, Kamida T, et al. Intraoperative corticomuscular motor evoked potentials for evaluation of motor function: a comparison with corticospinal D and I waves. *J Neurosurg* 2006;104:85-92,doi:10.3171/jns.2006.104.1.85.
133. Yamamoto T, Katayama Y, Nagaoka T, Kobayashi K, Fukaya C. Intraoperative monitoring of the corticospinal motor evoked potential (D-wave): clinical index for postoperative motor function and functional recovery. *Neurol Med Chir (Tokyo)* 2004;44:170-180; discussion 181-172,doi:10.2176/nmc.44.170.
134. Bello L, Rossi M, Nibali MC, Sciortino T, Riva M, Pessina F. Chapter 19 - Functional approach to brain tumor surgery: awake setting. In: Deletis V, Shils JL, Sala F, Seidel K, eds. *Neurophysiology in Neurosurgery (Second Edition)*: Academic Press, 2020: 257-269.
135. Bello L, Gallucci M, Fava M, et al. Intraoperative subcortical language tract mapping guides surgical removal of gliomas involving speech areas. *Neurosurgery* 2007;60:67-80; discussion 80-62,doi:10.1227/01.NEU.0000249206.58601.DE.
136. Ojemann G, Ojemann J, Lettich E, Berger M. Cortical language localization in left, dominant hemisphere. An electrical stimulation mapping investigation in 117 patients. *J Neurosurg* 1989;71:316-326,doi:10.3171/jns.1989.71.3.0316.
137. Duffau H. The usefulness of the asleep-awake-asleep glioma surgery. *Acta Neurochir (Wien)* 2014;156:1493-1494,doi:10.1007/s00701-014-2124-7.

138. Szelenyi A, Bello L, Duffau H, et al. Intraoperative electrical stimulation in awake craniotomy: methodological aspects of current practice. *Neurosurg Focus* 2010;28:E7,doi:10.3171/2009.12.FOCUS09237.
139. Boysen G. Cerebral hemodynamics in carotid surgery. *Acta Neurol Scand Suppl* 1973;52:3-86.
140. Branston NM, Symon L, Crockard HA, Pasztor E. Relationship between the cortical evoked potential and local cortical blood flow following acute middle cerebral artery occlusion in the baboon. *Exp Neurol* 1974;45:195-208,doi:10.1016/0014-4886(74)90112-5.
141. Florence G, Guerit JM, Gueguen B. Electroencephalography (EEG) and somatosensory evoked potentials (SEP) to prevent cerebral ischaemia in the operating room. *Neurophysiol Clin* 2004;34:17-32,doi:10.1016/j.neucli.2004.01.001.
142. Hossmann KA, Kleihues P. Reversibility of ischemic brain damage. *Arch Neurol* 1973;29:375-384,doi:10.1001/archneur.1973.00490300037004.
143. Hossmann KA, Lechtape-Gruter H, Hossmann V. The role of cerebral blood flow for the recovery of the brain after prolonged ischemia. *Z Neurol* 1973;204:281-299,doi:10.1007/BF00316009.
144. McPherson RW, Zeger S, Traystman RJ. Relationship of somatosensory evoked potentials and cerebral oxygen consumption during hypoxic hypoxia in dogs. *Stroke* 1986;17:30-36,doi:10.1161/01.str.17.1.30.
145. Sharbrough FW, Messick JM, Jr., Sundt TM, Jr. Correlation of continuous electroencephalograms with cerebral blood flow measurements during carotid endarterectomy. *Stroke* 1973;4:674-683,doi:10.1161/01.str.4.4.674.
146. Symon L. The relationship between CBF, evoked potentials and the clinical features in cerebral ischaemia. *Acta Neurol Scand Suppl* 1980;78:175-190.
147. Lipton P. Ischemic cell death in brain neurons. *Physiol Rev* 1999;79:1431-1568,doi:10.1152/physrev.1999.79.4.1431.

148. Heiss WD, Huber M, Fink GR, et al. Progressive derangement of periinfarct viable tissue in ischemic stroke. *J Cereb Blood Flow Metab* 1992;12:193-203,doi:10.1038/jcbfm.1992.29.
149. Kalvach P, Keller J. Variace mozkového průtoku v zobrazovacích metodách. *Cesk Slov Neurol N* 2007;70:236-247.
150. Wise RJ, Bernardi S, Frackowiak RS, Legg NJ, Jones T. Serial observations on the pathophysiology of acute stroke. The transition from ischaemia to infarction as reflected in regional oxygen extraction. *Brain* 1983;106 (Pt 1):197-222,doi:10.1093/brain/106.1.197.
151. Ostry S, Stejskal L, Kramar F, Netuka D, Mohapl M, Benes V. Hypercapnia impact on vascular and neuronal reactivity in patients before and after carotid endarterectomy. *Zentralbl Neurochir* 2007;68:59-66,doi:10.1055/s-2007-980173.
152. Jussen D, Zdunczyk A, Schmidt S, et al. Motor plasticity after extra-intracranial bypass surgery in occlusive cerebrovascular disease. *Neurology* 2016;87:27-35,doi:10.1212/WNL.0000000000002802.
153. Kramář F, Zoul J, Mohapl M, Beneš V. Monitorace nemocných během karotické endarterektomie. *Čes a Slov Neurol Neurochir* 1999;62/95:197-202.
154. Stejskal L, Kramar F, Ostry S, Benes V, Mohapl M, Limberk B. Experience of 500 cases of neurophysiological monitoring in carotid endarterectomy. *Acta Neurochir (Wien)* 2007;149:681-688; discussion 689,doi:10.1007/s00701-007-1228-8.
155. Frigeri T, Paglioli E, de Oliveira E, Rhoton AL. Microsurgical anatomy of the central lobe. *Journal of Neurosurgery JNS* 2015;122:483-498,doi:10.3171/2014.11.Jns14315.
156. Branston NM, Ladds A, Symon L, Wang AD. Comparison of the effects of ischaemia on early components of the somatosensory evoked potential in brainstem, thalamus, and cerebral cortex. *Journal of cerebral blood flow and metabolism : official journal of the International Society of Cerebral Blood Flow and Metabolism* 1984;4:68-81,doi:10.1038/jcbfm.1984.9.
157. Schramm J, Zentner J, Pechstein U. Intraoperative SEP monitoring in aneurysm surgery. *Neurol Res* 1994;16:20-22,doi:10.1080/01616412.1994.11740185.

158. Szelenyi A, Bueno de Camargo A, Flamm E, Deletis V. Neurophysiological criteria for intraoperative prediction of pure motor hemiplegia during aneurysm surgery. Case report. *J Neurosurg* 2003;99:575-578,doi:10.3171/jns.2003.99.3.0575.
159. Szelenyi A, Langer D, Kothbauer K, De Camargo AB, Flamm ES, Deletis V. Monitoring of muscle motor evoked potentials during cerebral aneurysm surgery: intraoperative changes and postoperative outcome. *J Neurosurg* 2006;105:675-681,doi:10.3171/jns.2006.105.5.675.
160. Holland NR. Subcortical strokes from intracranial aneurysm surgery: implications for intraoperative neuromonitoring. *J Clin Neurophysiol* 1998;15:439-446,doi:10.1097/00004691-199809000-00008.
161. Krieger D, Adams HP, Albert F, von Haken M, Hacke W. Pure motor hemiparesis with stable somatosensory evoked potential monitoring during aneurysm surgery: case report. *Neurosurgery* 1992;31:145-150,doi:10.1227/00006123-199207000-00024.
162. Neuloh G, Schramm J. Monitoring of motor evoked potentials compared with somatosensory evoked potentials and microvascular Doppler ultrasonography in cerebral aneurysm surgery. *J Neurosurg* 2004;100:389-399,doi:10.3171/jns.2004.100.3.0389.
163. Szelenyi A, Langer D, Beck J, et al. Transcranial and direct cortical stimulation for motor evoked potential monitoring in intracerebral aneurysm surgery. *Neurophysiol Clin* 2007;37:391-398,doi:10.1016/j.neucli.2007.09.006.
164. Szelenyi A, Kothbauer K, de Camargo AB, Langer D, Flamm ES, Deletis V. Motor evoked potential monitoring during cerebral aneurysm surgery: technical aspects and comparison of transcranial and direct cortical stimulation. *Neurosurgery* 2005;57:331-338; discussion 331-338,doi:10.1227/01.neu.0000176643.69108.fc.
165. Schucht P, Moritz-Gasser S, Herbet G, Raabe A, Duffau H. Subcortical electrostimulation to identify network subserving motor control. *Human brain mapping* 2013;34:3023-3030,doi:10.1002/hbm.22122.

166. Szelényi A, Neuloh G. Chapter 21 - Surgery and intraoperative neurophysiological monitoring for aneurysm clipping. In: Deletis V, Shils JL, Sala F, Seidel K, eds. *Neurophysiology in Neurosurgery* (Second Edition): Academic Press, 2020: 283-293.
167. Kang DZ, Wu ZY, Lan Q, et al. Combined monitoring of evoked potentials during microsurgery for lesions adjacent to the brainstem and intracranial aneurysms. *Chinese medical journal* 2007;120:1567-1573.
168. Horiuchi K, Suzuki K, Sasaki T, et al. Intraoperative monitoring of blood flow insufficiency during surgery of middle cerebral artery aneurysms. *J Neurosurg* 2005;103:275-283,doi:10.3171/jns.2005.103.2.0275.
169. Suzuki K, Kodama N, Sasaki T, et al. Intraoperative monitoring of blood flow insufficiency in the anterior choroidal artery during aneurysm surgery. *J Neurosurg* 2003;98:507-514,doi:10.3171/jns.2003.98.3.0507.
170. Abboud T, Schaper M, Duhrsen L, et al. A novel threshold criterion in transcranial motor evoked potentials during surgery for gliomas close to the motor pathway. *J Neurosurg* 2016;125:795-802,doi:10.3171/2015.8.JNS151439.
171. Levin SR, Farber A, Goodney PP, et al. Shunt intention during carotid endarterectomy in the early symptomatic period and perioperative stroke risk. *J Vasc Surg* 2020;72:1385-1394.e1382,doi:10.1016/j.jvs.2019.11.047.
172. Gough MJ, Bodenham A, Horrocks M, et al. GALA: an international multicentre randomised trial comparing general anaesthesia versus local anaesthesia for carotid surgery. *Trials* 2008;9:28,doi:10.1186/1745-6215-9-28.
173. Lam AM, Manninen PH, Ferguson GG, Nantau W. Monitoring electrophysiologic function during carotid endarterectomy: a comparison of somatosensory evoked potentials and conventional electroencephalogram. *Anesthesiology* 1991;75:15-21,doi:10.1097/00000542-199107000-00004.
174. Amantini A, Bartelli M, de Scisciolo G, et al. Monitoring of somatosensory evoked potentials during carotid endarterectomy. *J Neurol* 1992;239:241-247,doi:10.1007/BF00810344.

175. Fava E, Bortolani E, Ducati A, Schieppati M. Role of SEP in identifying patients requiring temporary shunt during carotid endarterectomy. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1992;84:426-432,doi:10.1016/0168-5597(92)90029-b.
176. Fiori L, Parenti G. Electrophysiological monitoring for selective shunting during carotid endarterectomy. *J Neurosurg Anesthesiol* 1995;7:168-173,doi:10.1097/00008506-199507000-00002.
177. Symon L, Wang AD, Costa e Silva IE, Gentili F. Perioperative use of somatosensory evoked responses in aneurysm surgery. *J Neurosurg* 1984;60:269-275,doi:10.3171/jns.1984.60.2.0269.
178. Ostry S, Nevsimal M, Nevsimalova M, Reiser M, Fiedler J. Median somatosensory evoked potential as a predictor of clinical outcome after urgent surgical extracranial internal carotid artery recanalization. *Clin Neurophysiol* 2021;132:372-381,doi:10.1016/j.clinph.2020.11.019.
179. Ostry S, Nevsimal M, Reiser M, et al. Intraoperative neurophysiological monitoring during urgent surgical extracranial internal carotid artery recanalization. *Clin Neurophysiol* 2022;138:221-230,doi:10.1016/j.clinph.2022.01.135.
180. Gigli GL, Caramia M, Marciani MG, Zarola F, Lavaroni F, Rossini PM. Monitoring of subcortical and cortical somatosensory evoked potentials during carotid endarterectomy: comparison with stump pressure levels. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1987;68:424-432,doi:10.1016/0168-5597(87)90054-2.
181. Russ W, Fraedrich G, Hehrlein FW, Hempelmann G. Intraoperative somatosensory evoked potentials as a prognostic factor of neurologic state after carotid endarterectomy. *Thorac Cardiovasc Surg* 1985;33:392-396,doi:10.1055/s-2007-1014177.
182. Isley MR, Edmonds HL, Jr., Stecker M, American Society of Neurophysiological M. Guidelines for intraoperative neuromonitoring using raw (analog or digital waveforms) and quantitative electroencephalography: a position statement by the American Society of Neurophysiological Monitoring. *J Clin Monit Comput* 2009;23:369-390,doi:10.1007/s10877-009-9191-y.
183. Haupt WF, Horsch S. Evoked potential monitoring in carotid surgery: a review of 994 cases. *Neurology* 1992;42:835-838,doi:10.1212/wnl.42.4.835.

184. Linstedt U, Maier C, Petry A. Intraoperative monitoring with somatosensory evoked potentials in carotid artery surgery--less reliable in patients with preoperative neurologic deficiency? *Acta Anaesthesiol Scand* 1998;42:13-16,doi:10.1111/j.1399-6576.1998.tb05074.x.
185. Malcharek MJ, Kulpok A, Deletis V, et al. Intraoperative multimodal evoked potential monitoring during carotid endarterectomy: a retrospective study of 264 patients. *Anesth Analg* 2015;120:1352-1360,doi:10.1213/ANE.0000000000000337.
186. Manninen P, Sarjeant R, Joshi M. Posterior tibial nerve and median nerve somatosensory evoked potential monitoring during carotid endarterectomy. *Canadian journal of anaesthesia = Journal canadien d'anesthesie* 2004;51:937-941,doi:10.1007/BF03018896.
187. Malcharek MJ, Ulkatan S, Marino V, et al. Intraoperative monitoring of carotid endarterectomy by transcranial motor evoked potential: a multicenter study of 600 patients. *Clin Neurophysiol* 2013;124:1025-1030,doi:10.1016/j.clinph.2012.10.014.
188. Seidel K, Jeschko J, Schucht P, et al. Somatosensory Evoked Potential and Transcranial Doppler Monitoring to Guide Shunting in Carotid Endarterectomy. *Journal of neurological surgery Part A, Central European neurosurgery* 2021;82:299-307,doi:10.1055/s-0039-1698441.
189. Bricolo A, Turazzi S. Surgery for gliomas and other mass lesions of the brainstem. *Adv Tech Stand Neurosurg* 1995;22:261-341,doi:10.1007/978-3-7091-6898-1\_5.
190. Epstein F, McCleary EL. Intrinsic brain-stem tumors of childhood: surgical indications. *J Neurosurg* 1986;64:11-15,doi:10.3171/jns.1986.64.1.0011.
191. Hoffman HJ, Becker L, Craven MA. A clinically and pathologically distinct group of benign brain stem gliomas. *Neurosurgery* 1980;7:243-248,doi:10.1227/00006123-198009000-00007.
192. Kyoshima K, Kobayashi S, Gibo H, Kuroyanagi T. A study of safe entry zones via the floor of the fourth ventricle for brain-stem lesions. Report of three cases. *J Neurosurg* 1993;78:987-993,doi:10.3171/jns.1993.78.6.0987.
193. Bogucki J, Czernicki Z, Gielecki J. Cytoarchitectonic basis for safe entry into the brainstem. *Acta Neurochir (Wien)* 2000;142:383-387,doi:10.1007/s007010050446.

194. Strauss C, Lutjen-Drecoll E, Fahlbusch R. Pericolicular surgical approaches to the rhomboid fossa. Part I. Anatomical basis. *J Neurosurg* 1997;87:893-899,doi:10.3171/jns.1997.87.6.0893.
195. Strauss C, Fahlbusch R. Anatomical aspects for surgery within the floor of the IVth ventricle. *Zentralbl Neurochir* 1997;58:7-12.
196. Morota N, Deletis V. The importance of brainstem mapping in brainstem surgical anatomy before the fourth ventricle and implication for intraoperative neurophysiological mapping. *Acta Neurochir (Wien)* 2006;148:499-509; discussion 509,doi:10.1007/s00701-005-0672-6.
197. Morota N, Deletis V, Epstein FJ, et al. Brain stem mapping: neurophysiological localization of motor nuclei on the floor of the fourth ventricle. *Neurosurgery* 1995;37:922-929; discussion 929-930,doi:10.1227/00006123-199511000-00011.
198. Morota N, Deletis V, Lee M, Epstein FJ. Functional anatomic relationship between brain-stem tumors and cranial motor nuclei. *Neurosurgery* 1996;39:787-793; discussion 793-784,doi:10.1097/00006123-199610000-00028.
199. Fahlbusch R, Strauss C, Huk W. Pontine-mesencephalic cavernomas: indications for surgery and operative results. *Acta Neurochir Suppl (Wien)* 1991;53:37-41,doi:10.1007/978-3-7091-9183-5\_7.
200. Morota N, Ihara S, Deletis V. Intraoperative neurophysiology for surgery in and around the brainstem: role of brainstem mapping and corticobulbar tract motor-evoked potential monitoring. *Childs Nerv Syst* 2010;26:513-521,doi:10.1007/s00381-009-1080-7.
201. Strauss C, Romstock J, Fahlbusch R. Pericolicular approaches to the rhomboid fossa. Part II. Neurophysiological basis. *J Neurosurg* 1999;91:768-775,doi:10.3171/jns.1999.91.5.0768.
202. Bertalanffy H, Tissira N, Krayenbuhl N, Bozinov O, Sarnthein J. Inter- and inpatient variability of facial nerve response areas in the floor of the fourth ventricle. *Neurosurgery* 2011;68:23-31; discussion 31,doi:10.1227/NEU.0b013e31820781fb.



203. Katsuta T, Morioka T, Fujii K, Fukui M. Physiological localization of the facial colliculus during direct surgery on an intrinsic brain stem lesion. *Neurosurgery* 1993;32:861-863; comment 863,doi:10.1227/00006123-199305000-00025.
204. Strauss C, Romstock J, Nimsky C, Fahlbusch R. Intraoperative identification of motor areas of the rhomboid fossa using direct stimulation. *J Neurosurg* 1993;79:393-399,doi:10.3171/jns.1993.79.3.0393.
205. Sala F, Coppola A, Tramontano V. Intraoperative neurophysiology in posterior fossa tumor surgery in children. *Childs Nerv Syst* 2015;31:1791-1806,doi:10.1007/s00381-015-2893-1.
206. Morota N, Deletis V, Epstein FJ. Chapter 14 - Brainstem Mapping. In: Deletis V, Shils JL, eds. *Neurophysiology in Neurosurgery*. San Diego: Academic Press, 2002: 319-335.
207. Urban PP, Wicht S, Vucorevic G, et al. The course of corticofacial projections in the human brainstem. *Brain* 2001;124:1866-1876,doi:10.1093/brain/124.9.1866.
208. Morota N, Deletis V, Epstein F. Chapter 11 - Brain stem mapping. In: Deletis V, Shils JL, Sala F, Seidel K, eds. *Neurophysiology in Neurosurgery (Second Edition)*: Academic Press, 2020: 151-162.
209. Deletis V, Sala F, Morota N. Intraoperative neurophysiological monitoring and mapping during brain stem Surgery: A modern approach. *Operative Techniques in Neurosurgery* 2000;3:109-113,doi:<https://doi.org/10.1053/oy.2000.6562>.
210. Tanaka S, Takanashi J, Fujii K, Ujiie H, Hori T. Motor evoked potential mapping and monitoring by direct brainstem stimulation. Technical note. *J Neurosurg* 2007;107:1053-1057,doi:10.3171/JNS-07/11/1053.
211. Li Z, Wang M, Zhang L, et al. Neuronavigation-Guided Corticospinal Tract Mapping in Brainstem Tumor Surgery: Better Preservation of Motor Function. *World Neurosurg* 2018;116:e291-e297,doi:10.1016/j.wneu.2018.04.189.
212. Czernicki T, Maj E, Podgorska A, et al. Diffusion tensor tractography of pyramidal tracts in patients with brainstem and intramedullary spinal cord tumors: Relationship with motor deficits and

- intraoperative MEP changes. *Journal of magnetic resonance imaging : JMRI* 2017;46:715-723,doi:10.1002/jmri.25578.
213. 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,doi:10.1016/j.clinph.2014.11.028.
214. Ulkatan S, Deletis V, Fernandez-Conejero I. Central or peripheral activations of the facial nerve? *J Neurosurg* 2007;106:519-520; author reply 520,doi:10.3171/jns.2007.106.3.519.
215. Bostock H, Cikurel K, Burke D. Threshold tracking techniques in the study of human peripheral nerve. *Muscle Nerve* 1998;21:137-158,doi:10.1002/(sici)1097-4598(199802)21:2<137::aid-mus1>3.0.co;2-c.
216. Ashram YA, Jackler RK, Pitts LH, Yingling CD. Intraoperative electrophysiologic identification of the nervus intermedius. *Otol Neurotol* 2005;26:274-279,doi:10.1097/00129492-200503000-00026.
217. Fernandez-Conejero I, Deletis V. Transcranial electrical stimulation and monitoring. *J Neurosurg* 2014;120:291-292,doi:10.3171/2013.6.JNS131278.
218. Bigelow DC, Patterson T, Weber R, Stecker MM, Judy K. Comparison of endotracheal tube and hookwire electrodes for monitoring the vagus nerve. *J Clin Monit Comput* 2002;17:217-220,doi:10.1023/a:1020729832385.
219. Deletis V, Fernandez-Conejero I, Ulkatan S, Rogic M, Carbo EL, Hiltzik D. Methodology for intra-operative recording of the corticobulbar motor evoked potentials from cricothyroid muscles. *Clin Neurophysiol* 2011;122:1883-1889,doi:10.1016/j.clinph.2011.02.018.
220. Fukuda M, Oishi M, Takao T, Saito A, Fujii Y. Facial nerve motor-evoked potential monitoring during skull base surgery predicts facial nerve outcome. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 2008;79:1066-1070,doi:10.1136/jnnp.2007.130500.

221. Acioly MA, Liebsch M, Carvalho CH, Gharabaghi A, Tatagiba M. Transcranial electrocortical stimulation to monitor the facial nerve motor function during cerebellopontine angle surgery. *Neurosurgery* 2010;66:354-361; discussion 362,doi:10.1227/01.neu.0000369654.41677.b7.
222. Sarnthein J, Hejrati N, Neidert MC, Huber AM, Krayenbuhl N. Facial nerve motor evoked potentials during skull base surgery to monitor facial nerve function using the threshold-level method. *Neurosurg Focus* 2013;34:E7,doi:10.3171/2012.12.FOCUS12386.
223. Fernández-Conejero I. Chapter 10 - Corticobulbar motor evoked potentials in skull base surgery. In: Deletis V, Shils JL, Sala F, Seidel K, eds. *Neurophysiology in Neurosurgery (Second Edition)*: Academic Press, 2020: 137-149.
224. Tellez MJ, Ulkatan S, Urriza J, Arranz-Arranz B, Deletis V. Neurophysiological mechanism of possibly confounding peripheral activation of the facial nerve during corticobulbar tract monitoring. *Clin Neurophysiol* 2016;127:1710-1716,doi:10.1016/j.clinph.2015.07.042.
225. 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,doi:10.1016/j.clinph.2013.07.015.
226. Prell J, Rachinger J, Scheller C, Alfieri A, Strauss C, Rampp S. A real-time monitoring system for the facial nerve. *Neurosurgery* 2010;66:1064-1073; discussion 1073,doi:10.1227/01.NEU.0000369605.79765.3E.
227. Romstock J, Strauss C, Fahlbusch R. Continuous electromyography monitoring of motor cranial nerves during cerebellopontine angle surgery. *J Neurosurg* 2000;93:586-593,doi:10.3171/jns.2000.93.4.0586.
228. Sala F. Take the A Train. *Clin Neurophysiol* 2015;126:1647-1649,doi:10.1016/j.clinph.2015.01.002.
229. Prass RL, Kinney SE, Hardy RW, Jr., Hahn JF, Luders H. Acoustic (loudspeaker) facial EMG monitoring: II. Use of evoked EMG activity during acoustic neuroma resection. *Otolaryngol Head Neck Surg* 1987;97:541-551,doi:10.1177/019459988709700605.

230. Prell J, Rampf S, Romstock J, Fahlbusch R, Strauss C. Train time as a quantitative electromyographic parameter for facial nerve function in patients undergoing surgery for vestibular schwannoma. *J Neurosurg* 2007;106:826-832,doi:10.3171/jns.2007.106.5.826.
231. Yingling CD, Gardi JN. Intraoperative monitoring of facial and cochlear nerves during acoustic neuroma surgery. *Otolaryngol Clin North Am* 1992;25:413-448.
232. Rampf S, Strauss C, Scheller C, Rachinger J, Prell J. A-trains for intraoperative monitoring in patients with recurrent vestibular schwannoma. *Acta Neurochir (Wien)* 2013;155:2273-2279; discussion 2279,doi:10.1007/s00701-013-1891-x.
233. Neuloh G, Bogucki J, Schramm J. Intraoperative preservation of corticospinal function in the brainstem. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 2009;80:417-422,doi:10.1136/jnnp.2008.157792.
234. Shiban E, Zerr M, Huber T, et al. Poor diagnostic accuracy of transcranial motor and somatosensory evoked potential monitoring during brainstem cavernoma resection. *Acta Neurochir (Wien)* 2015;157:1963-1969; discussion 1969,doi:10.1007/s00701-015-2573-7.
235. Sala F, D'Amico A, Bricolo A. Chapter 22 - Surgery of brainstem lesions. In: Deletis V, Shils JL, Sala F, Seidel K, eds. *Neurophysiology in Neurosurgery (Second Edition)*: Academic Press, 2020: 295-308.
236. Tonn JC, Schlake HP, Goldbrunner R, Milewski C, Helms J, Roosen K. Acoustic neuroma surgery as an interdisciplinary approach: a neurosurgical series of 508 patients. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 2000;69:161-166,doi:10.1136/jnnp.69.2.161.
237. Schlake HP, Milewski C, Goldbrunner RH, et al. Combined intra-operative monitoring of hearing by means of auditory brainstem responses (ABR) and transtympanic electrocochleography (ECochG) during surgery of intra- and extrameatal acoustic neurinomas. *Acta Neurochir (Wien)* 2001;143:985-995; discussion 995-986,doi:10.1007/s007010170003.
238. Samii M, Matthies C. Management of 1000 vestibular schwannomas (acoustic neuromas): hearing function in 1000 tumor resections. *Neurosurgery* 1997;40:248-260; discussion 260-242,doi:10.1097/00006123-199702000-00005.

239. Moller AR, Jannetta PJ, Jho HD. Click-evoked responses from the cochlear nucleus: a study in human. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1994;92:215-224,doi:10.1016/0168-5597(94)90065-5.
240. Matthies C, Samii M. Management of vestibular schwannomas (acoustic neuromas): the value of neurophysiology for evaluation and prediction of auditory function in 420 cases. *Neurosurgery* 1997;40:919-929; discussion 929-930,doi:10.1097/00006123-199705000-00007.
241. Moller AR, Jannetta PJ, Sekhar LN. Contributions from the auditory nerve to the brain-stem auditory evoked potentials (BAEPs): results of intracranial recording in man. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1988;71:198-211,doi:10.1016/0168-5597(88)90005-6.
242. Moller AR, Moller MB, Jannetta PJ, Jho HD. Auditory nerve compound action potentials and brain stem auditory evoked potentials in patients with various degrees of hearing loss. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1991;100:488-495,doi:10.1177/000348949110000612.
243. Campbell KC, Abbas PJ. The effect of stimulus repetition rate on the auditory brainstem response in tumor and nontumor patients. *J Speech Hear Res* 1987;30:494-502,doi:10.1044/jshr.3004.494.
244. Scherg M, von Cramon D. A new interpretation of the generators of BAEP waves I-V: results of a spatio-temporal dipole model. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1985;62:290-299,doi:10.1016/0168-5597(85)90006-1.
245. Møller AR. Chapter 5 - Neurophysiology of the auditory system: basics and ION techniques. In: Deletis V, Shils JL, Sala F, Seidel K, eds. *Neurophysiology in Neurosurgery (Second Edition)*: Academic Press, 2020: 65-85.
246. Møller AR. Monitoring Auditory Evoked Potentials. In: Møller AR, ed. *Intraoperative Neurophysiological Monitoring*. New York, NY: Springer New York, 2011: 123-161.
247. Friedman WA, Kaplan BJ, Gravenstein D, Rhoton AL, Jr. Intraoperative brain-stem auditory evoked potentials during posterior fossa microvascular decompression. *J Neurosurg* 1985;62:552-557,doi:10.3171/jns.1985.62.4.0552.

248. Neu M, Strauss C, Romstock J, Bischoff B, Fahlbusch R. The prognostic value of intraoperative BAEP patterns in acoustic neurinoma surgery. *Clin Neurophysiol* 1999;110:1935-1941,doi:10.1016/s1388-2457(99)00148-0.
249. American Clinical Neurophysiology S. Guideline 9C: Guidelines on short-latency auditory evoked potentials. *J Clin Neurophysiol* 2006;23:157-167,doi:10.1097/00004691-200604000-00012.
250. Sprengers L, Lemmens R, van Loon J. Usefulness of intraoperative monitoring in microvascular decompression for hemifacial spasm: a systematic review and meta-analysis. *Br J Neurosurg* 2022;36:346-357,doi:10.1080/02688697.2022.2049701.
251. Ferreira CA, Thirumala P, Crammond DJ, Sekula RF, Balzer JR. Chapter 33 - Intraoperative neurophysiological monitoring during microvascular decompression of cranial nerves. In: Deletis V, Shils JL, Sala F, Seidel K, eds. *Neurophysiology in Neurosurgery (Second Edition)*: Academic Press, 2020: 457-472.
252. Thirumala P, Frederickson AM, Balzer J, et al. Reduction in high-frequency hearing loss following technical modifications to microvascular decompression for hemifacial spasm. *Journal of Neurosurgery JNS* 2015;123:1059-1064,doi:10.3171/2014.12.Jns141699.
253. Cueva RA, Morris GF, Prioleau GR. Direct cochlear nerve monitoring: first report on a new atraumatic, self-retaining electrode. *Am J Otol* 1998;19:202-207.
254. Moller AR. Monitoring auditory function during operations to remove acoustic tumors. *Am J Otol* 1996;17:452-460.
255. Moller AR, Jannetta PJ. Auditory evoked potentials recorded from the cochlear nucleus and its vicinity in man. *J Neurosurg* 1983;59:1013-1018,doi:10.3171/jns.1983.59.6.1013.
256. Moller AR, Jho HD, Jannetta PJ. Preservation of hearing in operations on acoustic tumors: an alternative to recording brain stem auditory evoked potentials. *Neurosurgery* 1994;34:688-692; discussion 692-683,doi:10.1227/00006123-199404000-00018.

257. Sekiya T, Hatayama T, Iwabuchi T, Maeda S. Intraoperative recordings of evoked extraocular muscle activities to monitor ocular motor nerve function. *Neurosurgery* 1993;32:227-235; discussion 235,doi:10.1227/00006123-199302000-00012.
258. Gurgel RK, Dogru S, Amdur RL, Monfared A. Facial nerve outcomes after surgery for large vestibular schwannomas: do surgical approach and extent of resection matter? *Neurosurg Focus* 2012;33:E16,doi:10.3171/2012.7.FOCUS12199.
259. Zou P, Zhao L, Chen P, et al. Functional outcome and postoperative complications after the microsurgical removal of large vestibular schwannomas via the retrosigmoid approach: a meta-analysis. *Neurosurg Rev* 2014;37:15-21,doi:10.1007/s10143-013-0485-7.
260. Seol HJ, Kim CH, Park CK, et al. Optimal extent of resection in vestibular schwannoma surgery: relationship to recurrence and facial nerve preservation. *Neurol Med Chir (Tokyo)* 2006;46:176-180; discussion 180-171,doi:10.2176/nmc.46.176.
261. Chen Z, Prasad SC, Di Lella F, et al. The behavior of residual tumors and facial nerve outcomes after incomplete excision of vestibular schwannomas. *J Neurosurg* 2014;120:1278-1287,doi:10.3171/2014.2.JNS131497.
262. Zumofen DW, Guffi T, Epple C, et al. Intended Near-Total Removal of Koos Grade IV Vestibular Schwannomas: Reconsidering the Treatment Paradigm. *Neurosurgery* 2018;82:202-210,doi:10.1093/neuros/nyx143.
263. Daniel RT, Tuleasca C, George M, et al. Preserving normal facial nerve function and improving hearing outcome in large vestibular schwannomas with a combined approach: planned subtotal resection followed by gamma knife radiosurgery. *Acta Neurochir (Wien)* 2017;159:1197-1211,doi:10.1007/s00701-017-3194-0.
264. Lalwani AK, Butt FY, Jackler RK, Pitts LH, Yingling CD. Facial nerve outcome after acoustic neuroma surgery: a study from the era of cranial nerve monitoring. *Otolaryngol Head Neck Surg* 1994;111:561-570,doi:10.1177/019459989411100505.

265. Veronezi RJ, Fernandes YB, Borges G, Ramina R. Long-term facial nerve clinical evaluation following vestibular schwannoma surgery. *Arq Neuropsiquiatr* 2008;66:194-198,doi:10.1590/s0004-282x2008000200010.
266. Bencotter BJ, Kartusch JM. Intraoperative Facial Nerve Monitoring. In: Guntinas-Lichius O, Schaitkin BM, eds. *Facial Nerve Disorders and Diseases: Diagnosis and Management*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG, 2016: 200-212.
267. Kircher ML, Kartush JM. Pitfalls in intraoperative nerve monitoring during vestibular schwannoma surgery. *Neurosurg Focus* 2012;33:E5,doi:10.3171/2012.7.FOCUS12196.
268. Neff BA, Ting J, Dickinson SL, Welling DB. Facial nerve monitoring parameters as a predictor of postoperative facial nerve outcomes after vestibular schwannoma resection. *Otol Neurotol* 2005;26:728-732,doi:10.1097/01.mao.0000178137.81729.35.
269. Mandpe AH, Mikulec A, Jackler RK, Pitts LH, Yingling CD. Comparison of response amplitude versus stimulation threshold in predicting early postoperative facial nerve function after acoustic neuroma resection. *Am J Otol* 1998;19:112-117.
270. Sobottka SB, Schackert G, May SA, Wiegleb M, Reiss G. Intraoperative facial nerve monitoring (IFNM) predicts facial nerve outcome after resection of vestibular schwannoma. *Acta Neurochir (Wien)* 1998;140:235-242; discussion 242-233,doi:10.1007/s007010050090.
271. Isaacson B, Kileny PR, El-Kashlan H, Gadre AK. Intraoperative monitoring and facial nerve outcomes after vestibular schwannoma resection. *Otol Neurotol* 2003;24:812-817,doi:10.1097/00129492-200309000-00020.
272. Isaacson B, Kileny PR, El-Kashlan HK. Prediction of long-term facial nerve outcomes with intraoperative nerve monitoring. *Otol Neurotol* 2005;26:270-273,doi:10.1097/00129492-200503000-00025.
273. Li X, Bao Y, Liang J, Chen G, Guo H, Li M. Electrophysiological mapping and assessment of facial nerve functioning during acoustic neuroma operations. *Ann Transl Med* 2021;9:405,doi:10.21037/atm-20-6858.



274. Taha JM, Tew JM, Jr., Keith RW. Proximal-to-distal facial amplitude ratios as predictors of facial nerve function after acoustic neuroma excision. *J Neurosurg* 1995;83:994-998,doi:10.3171/jns.1995.83.6.0994.
275. Amano M, Kohno M, Nagata O, Taniguchi M, Sora S, Sato H. Intraoperative continuous monitoring of evoked facial nerve electromyograms in acoustic neuroma surgery. *Acta Neurochir (Wien)* 2011;153:1059-1067; discussion 1067,doi:10.1007/s00701-010-0937-6.
276. López JR. Oculomotor and lower cranial nerve monitoring. In: Marc RN, ed. *Handbook of Clinical Neurophysiology*: Elsevier, 2008: 384-395.
277. Thomusch O, Sekulla C, Walls G, Machens A, Dralle H. Intraoperative neuromonitoring of surgery for benign goiter. *Am J Surg* 2002;183:673-678,doi:10.1016/s0002-9610(02)00856-5.
278. DeMonte F, Smith HK, al-Mefty O. Outcome of aggressive removal of cavernous sinus meningiomas. *J Neurosurg* 1994;81:245-251,doi:10.3171/jns.1994.81.2.0245.
279. Schlake HP, Goldbrunner R, Siebert M, Behr R, Roosen K. Intra-Operative electromyographic monitoring of extra-ocular motor nerves (Nn. III, VI) in skull base surgery. *Acta Neurochir (Wien)* 2001;143:251-261,doi:10.1007/s007010170105.
280. Schlake HP, Goldbrunner RH, Milewski C, et al. Intra-operative electromyographic monitoring of the lower cranial motor nerves (LCN IX-XII) in skull base surgery. *Clin Neurol Neurosurg* 2001;103:72-82,doi:10.1016/s0303-8467(01)00115-9.
281. Alberti O, Sure U, Riegel T, Bertalanffy H. Image-guided placement of eye muscle electrodes for intraoperative cranial nerve monitoring. *Neurosurgery* 2001;49:660-663; discussion 663-664,doi:10.1097/00006123-200109000-00024.
282. López JR. Cranial nerve monitoring. In: Galloway GM, Lopez JR, Zamel KM, Nuwer MR, eds. *Intraoperative Neurophysiologic Monitoring*. Cambridge: Cambridge University Press, 2010: 109-141.
283. Møller AR. Practical Aspects of Monitoring Cranial Motor Nerves. In: Møller AR, ed. *Intraoperative Neurophysiological Monitoring*. New York, NY: Springer New York, 2011: 235-258.

284. Fukaya C, Katayama Y, Kasai M, Kurihara J, Yamamoto T. Intraoperative electrooculographic monitoring of oculomotor nerve function during skull base surgery. Technical note. *J Neurosurg* 1999;91:157-159,doi:10.3171/jns.1999.91.1.0157.
285. Deletis V, Urriza J, Ulkatan S, Fernandez-Conejero I, Lesser J, Misita D. The feasibility of recording blink reflexes under general anesthesia. *Muscle Nerve* 2009;39:642-646,doi:10.1002/mus.21257.
286. Ludlow CL. Central nervous system control of the laryngeal muscles in humans. *Respir Physiol Neurobiol* 2005;147:205-222,doi:10.1016/j.resp.2005.04.015.
287. Sinclair CF, Tellez MJ, Ulkatan S. Noninvasive, tube-based, continuous vagal nerve monitoring using the laryngeal adductor reflex: Feasibility study of 134 nerves at risk. *Head Neck* 2018;40:2498-2506,doi:10.1002/hed.25377.
288. Sinclair CF, Tellez MJ, Tapia OR, Ulkatan S, Deletis V. A novel methodology for assessing laryngeal and vagus nerve integrity in patients under general anesthesia. *Clin Neurophysiol* 2017;128:1399-1405,doi:10.1016/j.clinph.2017.03.002.
289. Moller AR. Hemifacial spasm: ephaptic transmission or hyperexcitability of the facial motor nucleus? *Exp Neurol* 1987;98:110-119,doi:10.1016/0014-4886(87)90076-8.
290. Nielsen VK. Pathophysiology of hemifacial spasm: I. Ephaptic transmission and ectopic excitation. *Neurology* 1984;34:418-426,doi:10.1212/wnl.34.4.418.
291. Fernández-Conejero I, Ulkatan S, Sen C, Deletis V. Intra-operative neurophysiology during microvascular decompression for hemifacial spasm. *Clin Neurophysiol* 2012;123:78-83,doi:<https://doi.org/10.1016/j.clinph.2011.10.007>.
292. Thirumala PD, Shah AC, Nikonow TN, et al. Microvascular decompression for hemifacial spasm: evaluating outcome prognosticators including the value of intraoperative lateral spread response monitoring and clinical characteristics in 293 patients. *J Clin Neurophysiol* 2011;28:56-66,doi:10.1097/WNP.0b013e3182051300.

293. Sekula RF, Jr., Bhatia S, Frederickson AM, et al. Utility of intraoperative electromyography in microvascular decompression for hemifacial spasm: a meta-analysis. *Neurosurg Focus* 2009;27:E10,doi:10.3171/2009.8.FOCUS09142.
294. Ostrý S, Stejskal L, Plas J. Peroperační monitorování při mikrovaskulární dekompresi pro faciální hemispasmus a neuralgii trigeminu. *Cesk Slov Neurol N* 2003;66/99:404-408.
295. Thirumala PD, Wang X, Shah A, et al. Clinical impact of residual lateral spread response after adequate microvascular decompression for hemifacial spasm: A retrospective analysis. *Br J Neurosurg* 2015;29:818-822,doi:10.3109/02688697.2015.1054351.
296. Thirumala PD, Krishnaiah B, Crammond DJ, Habeych ME, Balzer JR. Analysis of wave III of brain stem auditory evoked potential waveforms during microvascular decompression of cranial nerve VII for hemifacial spasm. *J Clin Neurophysiol* 2014;31:127-132,doi:10.1097/WNP.000000000000042.
297. Legatt AD, Fried SJ, Amaral TD, Sarwahi V, Moguilevitch M. Loss of lower limb motor evoked potentials and spinal cord injury during the initial exposure in scoliosis surgery. *J Clin Neurophysiol* 2014;31:e1-5,doi:10.1097/WNP.000000000000026.
298. Nuwer MR, Dawson EG, Carlson LG, Kanim LE, Sherman JE. Somatosensory evoked potential spinal cord monitoring reduces neurologic deficits after scoliosis surgery: results of a large multicenter survey. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1995;96:6-11,doi:10.1016/0013-4694(94)00235-d.
299. Emerson RG. Anatomic and physiologic bases of posterior tibial nerve somatosensory evoked potentials. *Neurol Clin* 1988;6:735-749.
300. Ginsburg HH, Shetter AG, Raudzens PA. Postoperative paraplegia with preserved intraoperative somatosensory evoked potentials. Case report. *J Neurosurg* 1985;63:296-300,doi:10.3171/jns.1985.63.2.0296.

301. Zornow MH, Grafe MR, Tybor C, Swenson MR. Preservation of evoked potentials in a case of anterior spinal artery syndrome. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1990;77:137-139,doi:10.1016/0168-5597(90)90028-c.
302. Jones SJ, Buonamassa S, Crockard HA. Two cases of quadriplegia following anterior cervical discectomy, with normal perioperative somatosensory evoked potentials. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 2003;74:273-276,doi:10.1136/jnnp.74.2.273.
303. Sala F, Niimi Y. Chapter 29 - Neurophysiological monitoring during endovascular procedures on the spine and the spinal cord\*1Although over the past fifteen years the treatment of spinal AVMs has evolved, and reports on the intraoperative use of evoked potentials have been anecdotal, in the Second Edition of this book we considered still valuable to propose the original chapter published in the First Edition, where the role of neuromonitoring during spinal endovascular procedures was thoroughly addressed. In: Deletis V, Shils JL, Sala F, Seidel K, eds. *Neurophysiology in Neurosurgery (Second Edition)*: Academic Press, 2020: 395-412.
304. Deletis V, Vodusek DB. Intraoperative recording of the bulbocavernosus reflex. *Neurosurgery* 1997;40:88-92; discussion 92-83,doi:10.1097/00006123-199701000-00019.
305. 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,doi:10.1227/01.NEU.0000215948.97195.58.
306. Deletis V, Seidel K. Chapter 12 - Neurophysiological identification of long sensory and motor tracts within the spinal cord. In: Deletis V, Shils JL, Sala F, Seidel K, eds. *Neurophysiology in Neurosurgery (Second Edition)*: Academic Press, 2020: 163-175.
307. Yanni DS, Ulkatan S, Deletis V, Barrenechea IJ, Sen C, Perin NI. Utility of neurophysiological monitoring using dorsal column mapping in intramedullary spinal cord surgery. *J Neurosurg Spine* 2010;12:623-628,doi:10.3171/2010.1.SPINE09112.

308. Hong JY, Suh SW, Lee SH, et al. Continuous distraction-induced delayed spinal cord injury on motor-evoked potentials and histological changes of spinal cord in a porcine model. *Spinal Cord* 2016;54:649-655,doi:10.1038/sc.2015.231.
309. Nash CL, Jr., Lorig RA, Schatzinger LA, Brown RH. Spinal cord monitoring during operative treatment of the spine. *Clin Orthop Relat Res* 1977:100-105.
310. Machida M, Weinstein SL, Yamada T, Kimura J. Spinal cord monitoring. Electrophysiological measures of sensory and motor function during spinal surgery. *Spine (Phila Pa 1976)* 1985;10:407-413.
311. Lesser RP, Raudzens P, Luders H, et al. Postoperative neurological deficits may occur despite unchanged intraoperative somatosensory evoked potentials. *Ann Neurol* 1986;19:22-25,doi:10.1002/ana.410190105.
312. Tanaka K, Yamasaki M. Blocking of cortical inhibitory synapses by intravenous lidocaine. *Nature* 1966;209:207-208,doi:10.1038/209207a0.
313. Niimi Y, Sala F, Deletis V, Setton A, de Camargo AB, Berenstein A. Neurophysiologic monitoring and pharmacologic provocative testing for embolization of spinal cord arteriovenous malformations. *AJNR Am J Neuroradiol* 2004;25:1131-1138.
314. Sala F, Niimi Y, Berenstein A, Deletis V. Role of Multimodality Intraoperative Neurophysiological Monitoring during Embolisation of a Spinal Cord Arteriovenous Malformation. A Paradigmatic Case. *Interv Neuroradiol* 2000;6:223-234,doi:10.1177/159101990000600308.
315. Kalkman J, Drummond JC, U HS. Severe sensory deficits with preserved motor function after removal of a spinal arteriovenous malformation: correlation with simultaneously recorded somatosensory and motor evoked potentials. *Anesth Analg* 1994;78:165-168,doi:10.1213/00000539-199401000-00028.
316. Sala F, Niimi Y, Berenstein A, Deletis V. Neuroprotective role of neurophysiological monitoring during endovascular procedures in the spinal cord. *Ann N Y Acad Sci* 2001;939:126-136,doi:10.1111/j.1749-6632.2001.tb03619.x.

317. Krauss WE. Vascular anatomy of the spinal cord. *Neurosurg Clin N Am* 1999;10:9-15.
318. Sala F, Beltramello A, Gerosa M. Neuroprotective role of neurophysiological monitoring during endovascular procedures in the brain and spinal cord. *Neurophysiol Clin* 2007;37:415-421,doi:10.1016/j.neucli.2007.10.004.
319. MacDonald DB, Dong CCJ. Spinal cord monitoring during descending aortic procedures. *Handbook of Clinical Neurophysiology*: Elsevier, 2008: 815-828.
320. 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,doi:10.1016/j.clinph.2007.04.008.
321. Morota N, Deletis V, Constantini S, Kofler M, Cohen H, Epstein FJ. The role of motor evoked potentials during surgery for intramedullary spinal cord tumors. *Neurosurgery* 1997;41:1327-1336,doi:10.1097/00006123-199712000-00017.
322. Calancie B, Harris W, Brindle GF, Green BA, Landy HJ. Threshold-level repetitive transcranial electrical stimulation for intraoperative monitoring of central motor conduction. *J Neurosurg* 2001;95:161-168,doi:10.3171/spi.2001.95.2.0161.
323. Pelosi L, Stevenson M, Hobbs GJ, Jardine A, Webb JK. Intraoperative motor evoked potentials to transcranial electrical stimulation during two anaesthetic regimens. *Clin Neurophysiol* 2001;112:1076-1087,doi:10.1016/s1388-2457(01)00529-6.
324. Legatt AD, Ellen R. Grass Lecture: Motor evoked potential monitoring. *Am J Electroneurodiagnostic Technol* 2004;44:223-243.
325. Langeloo DD, Lelivelt A, Louis Journee H, Slappendel R, de Kleuver M. Transcranial electrical motor-evoked potential monitoring during surgery for spinal deformity: a study of 145 patients. *Spine (Phila Pa 1976)* 2003;28:1043-1050,doi:10.1097/01.BRS.0000061995.75709.78.
326. Langeloo DD, Journee HL, de Kleuver M, Grotenhuis JA. Criteria for transcranial electrical motor evoked potential monitoring during spinal deformity surgery A review and discussion of the literature. *Neurophysiol Clin* 2007;37:431-439,doi:10.1016/j.neucli.2007.07.007.

327. Kothbauer KF, Deletis V, Epstein FJ. Motor-evoked potential monitoring for intramedullary spinal cord tumor surgery: correlation of clinical and neurophysiological data in a series of 100 consecutive procedures. *Neurosurg Focus* 1998;4:e1,doi:10.3171/foc.1998.4.5.4.
328. Kothbauer KF. The Interpretation of Muscle Motor Evoked Potentials for Spinal Cord Monitoring. *J Clin Neurophysiol* 2017;34:32-37,doi:10.1097/WNP.0000000000000314.
329. Deletis V, Sala F. Intraoperative neurophysiological monitoring of the spinal cord during spinal cord and spine surgery: a review focus on the corticospinal tracts. *Clin Neurophysiol* 2008;119:248-264,doi:10.1016/j.clinph.2007.09.135.
330. Szelenyi A, Bueno de Camargo A, Deletis V. Neurophysiological evaluation of the corticospinal tract by D-wave recordings in young children. *Childs Nerv Syst* 2003;19:30-34,doi:10.1007/s00381-002-0691-z.
331. Deletis V. Chapter 2 - Intraoperative Neurophysiology and Methodologies Used to Monitor the Functional Integrity of the Motor System. In: Deletis V, Shils JL, eds. *Neurophysiology in Neurosurgery*. San Diego: Academic Press, 2002: 25-51.
332. Burke D, Hicks RG, Stephen JP. Corticospinal volleys evoked by anodal and cathodal stimulation of the human motor cortex. *J Physiol* 1990;425:283-299,doi:10.1113/jphysiol.1990.sp018103.
333. Burkholder LM, Houlden DA, Midha R, Weiss E, Vennettilli M. Neurogenic motor evoked potentials: role in brachial plexus surgery. Case report. *J Neurosurg* 2003;98:607-610,doi:10.3171/jns.2003.98.3.0607.
334. Andersson G, Ohlin A. Spatial facilitation of motor evoked responses in monitoring during spinal surgery. *Clin Neurophysiol* 1999;110:720-724,doi:10.1016/s1388-2457(98)00049-2.
335. Journee HL, Polak HE, De Kleuver M. Conditioning stimulation techniques for enhancement of transcranially elicited evoked motor responses. *Neurophysiol Clin* 2007;37:423-430,doi:10.1016/j.neucli.2007.10.002.

336. Deletis V, Seidel K, Sala F, et al. Intraoperative identification of the corticospinal tract and dorsal column of the spinal cord by electrical stimulation. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 2018;89:754-761,doi:10.1136/jnnp-2017-317172.
337. Toleikis JR, Skelly JP, Carlvin AO, Burkus JK. Spinally elicited peripheral nerve responses are sensory rather than motor. *Clin Neurophysiol* 2000;111:736-742,doi:10.1016/s1388-2457(99)00317-x.
338. Minahan RE, Sepkuty JP, Lesser RP, Sponseller PD, Kostuik JP. Anterior spinal cord injury with preserved neurogenic 'motor' evoked potentials. *Clin Neurophysiol* 2001;112:1442-1450,doi:10.1016/s1388-2457(01)00567-3.
339. Lappanen R, Madigan R, Sears C, MaGuire J, Wallace S, Captain J. Intraoperative collision studies demonstrate descending spinal cord stimulated evoked potentials and ascending somatosensory evoked potentials are mediated through common pathways. *Journal of Clinical Neurophysiology* 1999;16:170.
340. Deletis V, Kothbauer KF, Sala F, Seidel K. Letter to the Editor: Electrical activity in limb muscles after spinal cord stimulation is not specific for the corticospinal tract. *J Neurosurg Spine* 2017;26:267-269,doi:10.3171/2016.6.SPINE16591.
341. Duffau H, Capelle L, Sichez J. Direct spinal cord electrical stimulations during surgery of intramedullary tumoral and vascular lesions. *Stereotact Funct Neurosurg* 1998;71:180-189,doi:10.1159/000029662.
342. Deletis V, Bueno De Camargo A. Interventional neurophysiological mapping during spinal cord procedures. *Stereotact Funct Neurosurg* 2001;77:25-28,doi:10.1159/000064585.
343. Shils JL, Arle JE. Intraoperative neurophysiologic methods for spinal cord stimulator placement under general anesthesia. *Neuromodulation* 2012;15:560-571; discussion 571-562,doi:10.1111/j.1525-1403.2012.00460.x.



344. Manzano G, Green BA, Vanni S, Levi AD. Contemporary management of adult intramedullary spinal tumors-pathology and neurological outcomes related to surgical resection. *Spinal Cord* 2008;46:540-546,doi:10.1038/sc.2008.51.
345. Hoshimaru M, Koyama T, Hashimoto N, Kikuchi H. Results of microsurgical treatment for intramedullary spinal cord ependymomas: analysis of 36 cases. *Neurosurgery* 1999;44:264-269,doi:10.1097/00006123-199902000-00012.
346. Jeanmonod D, Sindou M, Manguiere F. The human cervical and lumbo-sacral evoked electrospinogram. Data from intra-operative spinal cord surface recordings. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1991;80:477-489,doi:10.1016/0168-5597(91)90129-I.
347. Campbell JA, Miles J. Evoked potentials as an aid to lesion making in the dorsal root entry zone. *Neurosurgery* 1984;15:951-952.
348. Tomas R, Haninec P. Dorsal root entry zone (DREZ) localization using direct spinal cord stimulation can improve results of the DREZ thermocoagulation procedure for intractable pain relief. *Pain* 2005;116:159-163,doi:10.1016/j.pain.2005.03.015.
349. Simon MV, Chiappa KH, Borges LF. Phase reversal of somatosensory evoked potentials triggered by gracilis tract stimulation: case report of a new technique for neurophysiologic dorsal column mapping. *Neurosurgery* 2012;70:E783-788,doi:10.1227/NEU.0b013e31822e0a76.
350. Nair D, Kumaraswamy VM, Braver D, Kilbride RD, Borges LF, Simon MV. Dorsal column mapping via phase reversal method: the refined technique and clinical applications. *Neurosurgery* 2014;74:437-446; discussion 446,doi:10.1227/NEU.0000000000000287.
351. Quinones-Hinojosa A, Gulati M, Lyon R, Gupta N, Yingling C. Spinal cord mapping as an adjunct for resection of intramedullary tumors: surgical technique with case illustrations. *Neurosurgery* 2002;51:1199-1206; discussion 1206-1197,doi:10.1097/00006123-200211000-00015.
352. Woodworth GF, Chaichana KL, McGirt MJ, et al. Predictors of ambulatory function after surgical resection of intramedullary spinal cord tumors. *Neurosurgery* 2007;61:99-105; discussion 105-106,doi:10.1227/01.neu.0000279729.36392.42.

353. MacDonald DB. Motor Evoked Potential Warning Criteria. *J Clin Neurophysiol* 2017;34:1-3,doi:10.1097/WNP.0000000000000346.
354. Kothbauer KF. Intraoperative neurophysiologic monitoring for intramedullary spinal-cord tumor surgery. *Neurophysiol Clin* 2007;37:407-414,doi:10.1016/j.neucli.2007.10.003.
355. Costa P, Faccani G, Sala F, Montalenti E, Giobbe ML, Deletis V. Neurophysiological assessment of the injured spinal cord: an intraoperative approach. *Spinal Cord* 2014;52:749-757,doi:10.1038/sc.2014.138.
356. Ulkatan S, Neuwirth M, Bitan F, Minardi C, Kokoszka A, Deletis V. Monitoring of scoliosis surgery with epidurally recorded motor evoked potentials (D wave) revealed false results. *Clin Neurophysiol* 2006;117:2093-2101,doi:10.1016/j.clinph.2006.05.021.
357. Konrad PE, Tacker WA, Levy WJ, Reedy DP, Cook JR, Geddes LA. Motor evoked potentials in the dog: effects of global ischemia on spinal cord and peripheral nerve signals. *Neurosurgery* 1987;20:117-124,doi:10.1097/00006123-198701000-00026.
358. Kai Y, Owen JH, Allen BT, Dobras M, Davis C. Relationship between evoked potentials and clinical status in spinal cord ischemia. *Spine (Phila Pa 1976)* 1994;19:1162-1167; discussion 1167-1168,doi:10.1097/00007632-199405001-00013.
359. Laschinger JC, Owen J, Rosenbloom M, Cox JL, Kouchoukos NT. Direct noninvasive monitoring of spinal cord motor function during thoracic aortic occlusion: use of motor evoked potentials. *J Vasc Surg* 1988;7:161-171.
360. Reuter DG, Tacker WA, Jr., Badylak SF, Voorhees WD, 3rd, Konrad PE. Correlation of motor-evoked potential response to ischemic spinal cord damage. *J Thorac Cardiovasc Surg* 1992;104:262-272.
361. de Haan P, Kalkman CJ, Ubags LH, Jacobs MJ, Drummond JC. A comparison of the sensitivity of epidural and myogenic transcranial motor-evoked responses in the detection of acute spinal cord ischemia in the rabbit. *Anesth Analg* 1996;83:1022-1027,doi:10.1097/00000539-199611000-00021.

362. Nottmeier EW, Seemer W, Young PM. Placement of thoracolumbar pedicle screws using three-dimensional image guidance: experience in a large patient cohort. *J Neurosurg Spine* 2009;10:33-39,doi:10.3171/2008.10.SPI08383.
363. Gertzbein SD, Robbins SE. Accuracy of pedicular screw placement in vivo. *Spine (Phila Pa 1976)* 1990;15:11-14,doi:10.1097/00007632-199001000-00004.
364. Amato V, Giannachi L, Irace C, Corona C. Accuracy of pedicle screw placement in the lumbosacral spine using conventional technique: computed tomography postoperative assessment in 102 consecutive patients. *J Neurosurg Spine* 2010;12:306-313,doi:10.3171/2009.9.SPINE09261.
365. Maguire J, Wallace S, Madiga R, Leppanen R, Draper V. Evaluation of intrapedicular screw position using intraoperative evoked electromyography. *Spine (Phila Pa 1976)* 1995;20:1068-1074,doi:10.1097/00007632-199505000-00015.
366. Parker SL, McGirt MJ, Farber SH, et al. Accuracy of free-hand pedicle screws in the thoracic and lumbar spine: analysis of 6816 consecutive screws. *Neurosurgery* 2011;68:170-178; discussion 178,doi:10.1227/NEU.0b013e3181fdfaf4.
367. Calancie B, Lebwohl N, Madsen P, Klose KJ. Intraoperative evoked EMG monitoring in an animal model. A new technique for evaluating pedicle screw placement. *Spine (Phila Pa 1976)* 1992;17:1229-1235,doi:10.1097/00007632-199210000-00017.
368. Calancie B, Madsen P, Lebwohl N. Stimulus-evoked EMG monitoring during transpedicular lumbosacral spine instrumentation. Initial clinical results. *Spine (Phila Pa 1976)* 1994;19:2780-2786,doi:10.1097/00007632-199412150-00008.
369. Holland NR. Intraoperative electromyography during thoracolumbar spinal surgery. *Spine (Phila Pa 1976)* 1998;23:1915-1922,doi:10.1097/00007632-199809010-00023.
370. Clements DH, Morledge DE, Martin WH, Betz RR. Evoked and spontaneous electromyography to evaluate lumbosacral pedicle screw placement. *Spine (Phila Pa 1976)* 1996;21:600-604,doi:10.1097/00007632-199603010-00013.

371. Darden BV, 2nd, Wood KE, Hatley MK, Owen JH, Kostuik J. Evaluation of pedicle screw insertion monitored by intraoperative evoked electromyography. *J Spinal Disord* 1996;9:8-16.
372. Skinner SA, Transfeldt EE, Savik K. Surface electrodes are not sufficient to detect neurotonic discharges: observations in a porcine model and clinical review of deltoid electromyographic monitoring using multiple electrodes. *J Clin Monit Comput* 2008;22:131-139,doi:10.1007/s10877-008-9114-3.
373. Bhalodia VM, Schwartz DM, Sestokas AK, et al. Efficacy of intraoperative monitoring of transcranial electrical stimulation-induced motor evoked potentials and spontaneous electromyography activity to identify acute-versus delayed-onset C-5 nerve root palsy during cervical spine surgery: clinical article. *J Neurosurg Spine* 2013;19:395-402,doi:10.3171/2013.6.SPINE12355.
374. Skinner SA, Transfeldt EE, Mehbod AA, Mullan JC, Perra JH. Electromyography detects mechanically-induced suprasegmental spinal motor tract injury: review of decompression at spinal cord level. *Clin Neurophysiol* 2009;120:754-764,doi:10.1016/j.clinph.2008.11.030.
375. Calancie B, Donohue ML, Moquin RR. Neuromonitoring with pulse-train stimulation for implantation of thoracic pedicle screws: a blinded and randomized clinical study. Part 2. The role of feedback. *J Neurosurg Spine* 2014;20:692-704,doi:10.3171/2014.2.SPINE13649.
376. Calancie B, Donohue ML, Harris CB, et al. Neuromonitoring with pulse-train stimulation for implantation of thoracic pedicle screws: a blinded and randomized clinical study. Part 1. Methods and alarm criteria. *J Neurosurg Spine* 2014;20:675-691,doi:10.3171/2014.2.SPINE13648.
377. Donohue ML, Murtagh-Schaffer C, Basta J, Moquin RR, Bashir A, Calancie B. Pulse-train stimulation for detecting medial malpositioning of thoracic pedicle screws. *Spine (Phila Pa 1976)* 2008;33:E378-385,doi:10.1097/BRS.0b013e31817343c1.
378. Rose RD, Welch WC, Balzer JR, Jacobs GB. Persistently electrified pedicle stimulation instruments in spinal instrumentation. Technique and protocol development. *Spine (Phila Pa 1976)* 1997;22:334-343,doi:10.1097/00007632-199702010-00019.

379. Parker SL, Amin AG, Farber SH, et al. Ability of electromyographic monitoring to determine the presence of malpositioned pedicle screws in the lumbosacral spine: analysis of 2450 consecutively placed screws. *J Neurosurg Spine* 2011;15:130-135,doi:10.3171/2011.3.SPINE101.
380. Holdefer RN, Heffez DS, Cohen BA. Utility of evoked EMG monitoring to improve bone screw placements in the cervical spine. *J Spinal Disord Tech* 2013;26:E163-169,doi:10.1097/BSD.0b013e31828871a1.
381. Skinner SA, Rippe DM. Threshold testing of lumbosacral pedicle screws: a reappraisal. *J Clin Neurophysiol* 2012;29:493-501,doi:10.1097/WNP.0b013e3182768075.
382. Bindal RK, Ghosh S. Intraoperative electromyography monitoring in minimally invasive transforaminal lumbar interbody fusion. *J Neurosurg Spine* 2007;6:126-132,doi:10.3171/spi.2007.6.2.126.
383. Djurasovic M, Dimar JR, 2nd, Glassman SD, Edmonds HL, Carreon LY. A prospective analysis of intraoperative electromyographic monitoring of posterior cervical screw fixation. *J Spinal Disord Tech* 2005;18:515-518,doi:10.1097/01.bsd.0000173315.06025.c6.
384. Ebraheim NA, Xu R, Darwich M, Yeasting RA. Anatomic relations between the lumbar pedicle and the adjacent neural structures. *Spine (Phila Pa 1976)* 1997;22:2338-2341,doi:10.1097/00007632-199710150-00003.
385. Attar A, Ugur HC, Uz A, Tekdemir I, Egemen N, Genc Y. Lumbar pedicle: surgical anatomic evaluation and relationships. *Eur Spine J* 2001;10:10-15,doi:10.1007/s005860000198.
386. Bagshaw EV, Evans MH. Measurement of current spread from microelectrodes when stimulating within the nervous system. *Exp Brain Res* 1976;25:391-400,doi:10.1007/BF00241729.
387. Donohue ML, Swaminathan V, Gilbert JL, et al. Intraoperative neuromonitoring: can the results of direct stimulation of titanium-alloy pedicle screws in the thoracic spine be trusted? *J Clin Neurophysiol* 2012;29:502-508,doi:10.1097/WNP.0b013e3182767aac.

388. Davis TT, Tadlock S, Bernbeck J, Fung DA, Molinares DM. Can triggered electromyography be used to evaluate pedicle screw placement in hydroxyapatite-coated screws: an electrical examination. *J Clin Neurophysiol* 2014;31:138-142,doi:10.1097/WNP.000000000000040.
389. Anderson DG, Wierzbowski LR, Schwartz DM, Hilibrand AS, Vaccaro AR, Albert TJ. Pedicle screws with high electrical resistance: a potential source of error with stimulus-evoked EMG. *Spine (Phila Pa 1976)* 2002;27:1577-1581,doi:10.1097/00007632-200207150-00018.
390. Isley MR, Zhang XF, Balzer JR, Leppanen RE. Current trends in pedicle screw stimulation techniques: lumbosacral, thoracic, and cervical levels. *Neurodiagn J* 2012;52:100-175.
391. Plata-Bello J, Perez-Lorensu PJ, Brage L, et al. Electrical stimulation threshold in chronically compressed lumbar nerve roots: Observational study. *Clin Neurol Neurosurg* 2015;139:1-5,doi:10.1016/j.clineuro.2015.08.019.
392. Houten JK, Alexandre LC, Nasser R, Wollowick AL. Nerve injury during the transpsoas approach for lumbar fusion. *J Neurosurg Spine* 2011;15:280-284,doi:10.3171/2011.4.SPINE1127.
393. Tohmeh AG, Rodgers WB, Peterson MD. Dynamically evoked, discrete-threshold electromyography in the extreme lateral interbody fusion approach. *J Neurosurg Spine* 2011;14:31-37,doi:10.3171/2010.9.SPINE09871.
394. Kothbauer KF, Deletis V. Intraoperative neurophysiology of the conus medullaris and cauda equina. *Childs Nerv Syst* 2010;26:247-253,doi:10.1007/s00381-009-1020-6.
395. Kothbauer KF, Novak K. Intraoperative monitoring for tethered cord surgery: an update. *Neurosurg Focus* 2004;16:E8,doi:10.3171/foc.2004.16.2.1.
396. Quinones-Hinojosa A, Gadkary CA, Gulati M, et al. Neurophysiological monitoring for safe surgical tethered cord syndrome release in adults. *Surg Neurol* 2004;62:127-133; discussion 133-125,doi:10.1016/j.surneu.2003.11.025.
397. Husain AM, Shah D. Prognostic value of neurophysiologic intraoperative monitoring in tethered cord syndrome surgery. *J Clin Neurophysiol* 2009;26:244-247,doi:10.1097/WNP.0b013e3181b2edae.

398. Khealani B, Husain AM. Neurophysiologic intraoperative monitoring during surgery for tethered cord syndrome. *J Clin Neurophysiol* 2009;26:76-81,doi:10.1097/WNP.0b013e31819f9067.
399. Sala F, Squintani G, Tramontano V, Arcaro C, Faccioli F, Mazza C. Intraoperative neurophysiology in tethered cord surgery: techniques and results. *Childs Nerv Syst* 2013;29:1611-1624,doi:10.1007/s00381-013-2188-3.
400. Skinner SA, Vodusek DB. Intraoperative recording of the bulbocavernosus reflex. *J Clin Neurophysiol* 2014;31:313-322,doi:10.1097/WNP.000000000000054.
401. Shinjo T, Hayashi H, Takatani T, Boku E, Nakase H, Kawaguchi M. Intraoperative feasibility of bulbocavernosus reflex monitoring during untethering surgery in infants and children. *J Clin Monit Comput* 2019;33:155-163,doi:10.1007/s10877-018-0127-2.
402. Sala F, Krzan MJ, Deletis V. Intraoperative neurophysiological monitoring in pediatric neurosurgery: why, when, how? *Childs Nerv Syst* 2002;18:264-287,doi:10.1007/s00381-002-0582-3.
403. Sala F, Barone G, Tramontano V, Gallo P, Ghimenton C. Retained medullary cord confirmed by intraoperative neurophysiological mapping. *Childs Nerv Syst* 2014;30:1287-1291,doi:10.1007/s00381-014-2372-0.
404. Sala F, Manganotti P, Grossauer S, Tramontano V, Mazza C, Gerosa M. Intraoperative neurophysiology of the motor system in children: a tailored approach. *Childs Nerv Syst* 2010;26:473-490,doi:10.1007/s00381-009-1081-6.
405. Deletis V, Vodusek DB, Abbott R, Epstein FJ, Turndorf H. Intraoperative monitoring of the dorsal sacral roots: minimizing the risk of iatrogenic micturition disorders. *Neurosurgery* 1992;30:72-75,doi:10.1227/00006123-199201000-00013.
406. Huang JC, Deletis V, Vodusek DB, Abbott R. Preservation of pudendal afferents in sacral rhizotomies. *Neurosurgery* 1997;41:411-415,doi:10.1097/00006123-199708000-00015.
407. Ogiwara H, Morota N. Pudendal afferents mapping in posterior sacral rhizotomies. *Neurosurgery* 2014;74:171-175,doi:10.1227/NEU.0000000000000235.

408. Park TS, Johnston JM. Surgical techniques of selective dorsal rhizotomy for spastic cerebral palsy. Technical note. *Neurosurg Focus* 2006;21:e7.
409. De Vloo P, Huttunen TJ, Forte D, et al. Intraoperative electrophysiology during single-level selective dorsal rhizotomy: technique, stimulation threshold, and response data in a series of 145 patients. *J Neurosurg Pediatr* 2020;1-10,doi:10.3171/2019.12.PEDS19372.
410. Ostrý S. Intraoperační monitorace míchy a míšních kořenů. In: Štětkářová I, ed. *Spinální neurologie*, 1 ed. Praha: Maxdorf, 2019: 133-140.
411. Lee GY, Paradiso G, Tator CH, Gentili F, Massicotte EM, Fehlings MG. Surgical management of tethered cord syndrome in adults: indications, techniques, and long-term outcomes in 60 patients. *J Neurosurg Spine* 2006;4:123-131,doi:10.3171/spi.2006.4.2.123.
412. Hertzler DA, 2nd, DePowell JJ, Stevenson CB, Mangano FT. Tethered cord syndrome: a review of the literature from embryology to adult presentation. *Neurosurg Focus* 2010;29:E1,doi:10.3171/2010.3.FOCUS1079.
413. Dorward NL, Scatliff JH, Hayward RD. Congenital lumbosacral lipomas: pitfalls in analysing the results of prophylactic surgery. *Childs Nerv Syst* 2002;18:326-332,doi:10.1007/s00381-002-0624-x.
414. Pang D, Zovickian J, Wong ST, Hou YJ, Moes GS. Surgical treatment of complex spinal cord lipomas. *Childs Nerv Syst* 2013;29:1485-1513,doi:10.1007/s00381-013-2187-4.
415. Pang D. Total Resection of Complex Spinal Cord Lipomas: How, Why, and When to Operate? *Neurol Med Chir (Tokyo)* 2015;55:695-721,doi:10.2176/nmc.ra.2014-0442.
416. Sarris CE, Tomei KL, Carmel PW, Gandhi CD. Lipomyelomeningocele: pathology, treatment, and outcomes. *Neurosurg Focus* 2012;33:E3,doi:10.3171/2012.7.FOCUS12224.
417. Pang D, Zovickian J, Oviedo A. Long-term outcome of total and near-total resection of spinal cord lipomas and radical reconstruction of the neural placode, part II: outcome analysis and preoperative profiling. *Neurosurgery* 2010;66:253-272; discussion 272-253,doi:10.1227/01.NEU.0000363598.81101.7B.



418. Bowman RM, Mohan A, Ito J, Seibly JM, McLone DG. Tethered cord release: a long-term study in 114 patients. *J Neurosurg Pediatr* 2009;3:181-187,doi:10.3171/2008.12.PEDS0874.
419. Wykes V, Desai D, Thompson DN. Asymptomatic lumbosacral lipomas--a natural history study. *Childs Nerv Syst* 2012;28:1731-1739,doi:10.1007/s00381-012-1775-z.
420. Seddon HJ. Three types of nerve injury. *Brain* 1943;66:237-288,doi:10.1093/brain/66.4.237.
421. Happel L, Kline D. Chapter 30 - Intraoperative neurophysiology of the peripheral nervous system. In: Deletis V, Shils JL, Sala F, Seidel K, eds. *Neurophysiology in Neurosurgery (Second Edition)*: Academic Press, 2020: 413-429.
422. Antoniadis G. The Peripheral Nerve: Neuroanatomical Principles Before and After Injury. In: Haastert-Talini K, Assmus H, Antoniadis G, eds. *Modern Concepts of Peripheral Nerve Repair*. Cham: Springer International Publishing, 2017: 1-10.
423. Assmus H. Timing and Decision-Making in Peripheral Nerve Trauma. In: Haastert-Talini K, Assmus H, Antoniadis G, eds. *Modern Concepts of Peripheral Nerve Repair*. Cham: Springer International Publishing, 2017: 27-39.
424. Chaudhry V, Cornblath DR. Wallerian degeneration in human nerves: serial electrophysiological studies. *Muscle Nerve* 1992;15:687-693,doi:10.1002/mus.880150610.
425. Kline DG. Surgical repair of peripheral nerve injury. *Muscle Nerve* 1990;13:843-852,doi:10.1002/mus.880130911.
426. Stejskal L. Traumata periferních nervů ve světle jednoduché krásy lícitovaného mariáše. *Neurol Praxi* 2008;9:313-315.
427. Wang H, Bishop AT, Shin AY, Spinner RJ. Intraoperative testing and monitoring during brachial plexus surgery. *Handbook of Clinical Neurophysiology*: Elsevier, 2008: 720-730.
428. Kline DG, Hackett ER, May PR. Evaluation of nerve injuries by evoked potentials and electromyography. *J Neurosurg* 1969;31:128-136,doi:10.3171/jns.1969.31.2.0128.
429. Kline DG, Hackett ER, May PR. Partial nerve laceration evaluated by evoked potentials. *J Surg Res* 1970;10:81-90,doi:10.1016/0022-4804(70)90014-4.

430. Stejskal L, Kredba J, Metelka M. [Peroperative electroneurography in peripheral nerve surgery (author's transl)]. *Cas Lek Cesk* 1977;116:577-580.
431. Happel L, Kline D. Intraoperative neurophysiology of the peripheral nervous system. In: Deletis V, Shils JL, eds. *Neurophysiology in Neurosurgery A Modern Intraoperative Approach*. San Diego, CA: Academic Press, USA, 2002: 169-195.
432. Zvěřina E, Stejskal L. *Poranění periferních nervů*, 1 ed. Praha: Avicenum, 1979.
433. Tomáš R. Intraoperační monitorace poranění periferních nervů, míšních kořenů, míchy a mozku. In: Stejskal L, ed. *Intraoperační stimulační monitorace v neurochirurgii*, 1 ed. Praha: Grada Publishing, 2006: 81-94.
434. Veale JL, Mark RF, Rees S. Differential sensitivity of motor and sensory fibres in human ulnar nerve. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 1973;36:75-86,doi:10.1136/jnnp.36.1.75.
435. Mogyoros I, Kiernan MC, Burke D. Strength-duration properties of sensory and motor axons in carpal tunnel syndrome. *Muscle Nerve* 1997;20:508-510,doi:10.1002/(sici)1097-4598(199704)20:4<508::aid-mus17>3.0.co;2-u.
436. Tiel RL, Happel LT, Jr., Kline DG. Nerve action potential recording method and equipment. *Neurosurgery* 1996;39:103-108; discussion 108-109,doi:10.1097/00006123-199607000-00019.
437. Lundborg G. Alternatives to autologous nerve grafts. *Handchir Mikrochir Plast Chir* 2004;36:1-7,doi:10.1055/s-2004-820870.
438. Crum BA, Strommen JA. Peripheral nerve stimulation and monitoring during operative procedures. *Muscle Nerve* 2007;35:159-170,doi:10.1002/mus.20707.
439. Kline DG, Kim D, Midha R, Harsh C, Tiel R. Management and results of sciatic nerve injuries: a 24-year experience. *J Neurosurg* 1998;89:13-23,doi:10.3171/jns.1998.89.1.0013.
440. Rochkind S, Alon M. Microsurgical management of old injuries of the peripheral nerve and brachial plexus. *J Reconstr Microsurg* 2000;16:541-546,doi:10.1055/s-2000-8392.
441. Kline DG, Happel LT. Penfield Lecture. A quarter century's experience with intraoperative nerve action potential recording. *Can J Neurol Sci* 1993;20:3-10,doi:10.1017/s0317167100047338.

442. Lorente de NO R. Analysis of the distribution of the action currents of nerve in volume conductors. *Stud Rockefeller Inst Med Res Repr* 1947;132:384-477.
443. Carvalho GA, Nikkiah G, Matthies C, Penkert G, Samii M. Diagnosis of root avulsions in traumatic brachial plexus injuries: value of computerized tomography myelography and magnetic resonance imaging. *J Neurosurg* 1997;86:69-76,doi:10.3171/jns.1997.86.1.0069.
444. Haninec P, Sámal F, Tomás R, Houstava L, Dubovwý P. Direct repair (nerve grafting), neurotization, and end-to-side neurorrhaphy in the treatment of brachial plexus injury. *J Neurosurg* 2007;106:391-399,doi:10.3171/jns.2007.106.3.391.

## 11 Soubor prací tvořící habilitační práci

A - **Ostry S**, Stejskal L. Evokované odpovědi a elektromyografie v intraoperační monitoraci v neurochirurgii. [Evoked Responses and Electromyography in Intraoperative Monitoring in Neurosurgery]. Cesk Slov Neurol N 2010;73:8-18. **IF 0,421 Q4**

B - **Ostry S**, Belsan T, Otahal J, Benes V, Netuka D. Is intraoperative diffusion tensor imaging at 3.0T comparable to subcortical corticospinal tract mapping? Neurosurgery 2013;73:797-807; discussion 806-797,doi:10.1227/NEU.0000000000000087. **IF 3,238 Q1**

C - **Ostry S**, Netuka D, Benes V. Rolandic area meningioma resection controlled and guided by intraoperative cortical mapping. Acta Neurochir (Wien) 2012;154:843-853,doi:10.1007/s00701-012-1279-3. **IF 1,878 Q2**

D - Stejskal L, Kramar F, **Ostry S**, Benes V, Mohapl M, Limberk B. Experience of 500 cases of neurophysiological monitoring in carotid endarterectomy. Acta Neurochir (Wien) 2007;149:681-688; discussion 689,doi:10.1007/s00701-007-1228-8. **IF 1,546 Q2**

E - **Ostry S**, Nevsimal M, Nevsimalova M, Reiser M, Fiedler J. Median somatosensory evoked potential as a predictor of clinical outcome after urgent surgical extracranial internal carotid artery recanalization. Clin Neurophysiol 2021;132:372-381,doi:10.1016/j.clinph.2020.11.019. **IF 4,861 Q1**

F - **Ostry S**, Nevsimal M, Reiser M, et al. Intraoperative neurophysiological monitoring during urgent surgical extracranial internal carotid artery recanalization. Clin Neurophysiol 2022;138:221-230,doi:10.1016/j.clinph.2022.01.135. **IF 4,861 Q1**