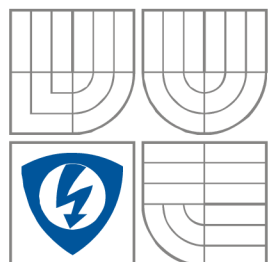


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A
KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

BIOLOGICKÁ ZPĚTNÁ VAZBA V TERAPII BIOFEEDBACK IN THERAPY

DIPLOMOVÁ PRÁCE
MASTER'S THESIS

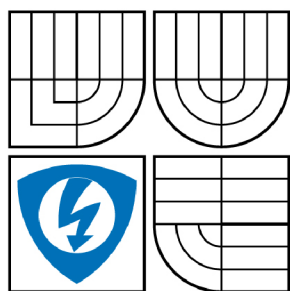
AUTOR PRÁCE
AUTHOR

Bc. Aleš Ticháček

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

Ing. Jana BARDOŇOVÁ, Ph.D.

BRNO, 2008



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského
inženýrství

Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor
Biomedicínské a ekologické inženýrství

Student: Ticháček Aleš Bc.

ID: 88533

Ročník: 2

Akademický rok: 2007/2008

NÁZEV TÉMATU:

Biologická zpětná vazba v terapii

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Prostudujte problematiku měření EMG signálů a základní typy vyšetření motoriky. Zaměřte se na možnosti využití zpětné kontroly EMG signálu pacientem (myofeedback - IMF) v terapii. Prostudujte metodu intencemi řízené biologické zpětné vazby a na naměřených datech prokažte účinky této terapie. Práce musí obsahovat popis myofeedbacku a jeho využití, protokol měření pro záznam EEG a EMG, prověření účinků metody IMF.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] Trojan S a kol: Lékařská fyziologie. Grada, Praha, 2004.
- [2] Navrátil L, Rosina J: Medicínská biofyzika. Grada, Praha, 2005.

Termín zadání: 30.10.2007

Termín odevzdání: 30.5.2008

Vedoucí práce: Ing. Jana Bardoňová, Ph.D.

prof. Ing. Jiří Jan, CSc.
předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor diplomové práce nesmí při vytváření diplomové práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

LICENČNÍ SMLOUVA POSKYTOVANÁ K VÝKONU PRÁVA UŽÍT ŠKOLNÍ DÍLO

uzavřená mezi smluvními stranami:

1. Pan/paní

Jméno a příjmení: Aleš Ticháček
Bytem: Francova Lhota č. 351, 756 14
Narozen/a (datum a místo): 13. prosince 1983 ve Zlíně

(dále jen „autor“)

a

2. Vysoké učení technické v Brně

Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií
se sídlem Údolní 53, Brno, 602 00
jejímž jménem jedná na základě písemného pověření děkanem fakulty:
prof. Ing. Jiří Jan, CSc, předseda rady oboru Biomedicínké a ekologické inženýrství
(dále jen „nabyvatel“)

Čl. 1

Specifikace školního díla

1. Předmětem této smlouvy je vysokoškolská kvalifikační práce (VŠKP):

- disertační práce
 - diplomová práce
 - bakalářská práce
 - jiná práce, jejíž druh je specifikován jako
- (dále jen VŠKP nebo dílo)

Název VŠKP: Biologická zpětná vazba v terapii
Vedoucí/ školitel VŠKP: Ing. Jana Bardoňová, Ph.D.
Ústav: Ústav biomedicínkého inženýrství
Datum obhajoby VŠKP: 10. 06. 2008

VŠKP odevzdal autor nabyvateli*:

- v tištěné formě – počet exemplářů: 2
- v elektronické formě – počet exemplářů: 2

2. Autor prohlašuje, že vytvořil samostatnou vlastní tvůrčí činností dílo shora popsané a specifikované. Autor dále prohlašuje, že při zpracovávání díla se sám nedostal do rozporu s autorským zákonem a předpisy souvisejícími a že je dílo dílem původním.
3. Dílo je chráněno jako dílo dle autorského zákona v platném znění.
4. Autor potvrzuje, že listinná a elektronická verze díla je identická.

* hodící se zaškrtněte

Článek 2

Udělení licenčního oprávnění

1. Autor touto smlouvou poskytuje nabyvateli oprávnění (licenci) k výkonu práva uvedené dílo nevýdělečně užít, archivovat a zpřístupnit ke studijním, výukovým a výzkumným účelům včetně pořizování výpisů, opisů a rozmnoženin.
2. Licence je poskytována celosvětově, pro celou dobu trvání autorských a majetkových práv k dílu.
3. Autor souhlasí se zveřejněním díla v databázi přístupné v mezinárodní síti
 - ihned po uzavření této smlouvy
 - 1 rok po uzavření této smlouvy
 - 3 roky po uzavření této smlouvy
 - 5 let po uzavření této smlouvy
 - 10 let po uzavření této smlouvy
(z důvodu utajení v něm obsažených informací)
4. Nevýdělečné zveřejňování díla nabyvatelem v souladu s ustanovením § 47b zákona č. 111/ 1998 Sb., v platném znění, nevyžaduje licenci a nabyvatel je k němu povinen a oprávněn ze zákona.

Článek 3

Závěrečná ustanovení

1. Smlouva je sepsána ve třech vyhotoveních s platností originálu, přičemž po jednom vyhotovení obdrží autor a nabyvatel, další vyhotovení je vloženo do VŠKP.
2. Vztahy mezi smluvními stranami vzniklé a neupravené touto smlouvou se řídí autorským zákonem, občanským zákoníkem, vysokoškolským zákonem, zákonem o archivnictví, v platném znění a popř. dalšími právními předpisy.
3. Licenční smlouva byla uzavřena na základě svobodné a pravé vůle smluvních stran, s plným porozuměním jejímu textu i důsledkům, nikoliv v tísní a za nápadně nevýhodných podmínek.
4. Licenční smlouva nabývá platnosti a účinnosti dnem jejího podpisu oběma smluvními stranami.

V Brně dne: 30. května 2008

.....
Nabyvatel

.....
Autor

ABSTRAKT

Diplomová práce na téma Biologická zpětná vazba v terapii pojednává o elektromyografii (EMG), o vyšetřovacích metodách užívaných s využitím elektromyografie, myofeedbacku a intencemi řízeného myofeedbacku (IMF terapie). EMG je principiálně popsána, část je věnováno používaným elektrodám v elektromyografii. U vyšetřovacích metod jsou uvedeny základní metody při vyšetření pomocí elektromyografie a artefakty, které se v EMG signálu hodnotí. Pro myofeedback byla provedena základní studie a využito ho bylo během IMF terapie, která je na něm založena. K prověření účinků IMF terapie, zda její myšlenka je vůbec správná či nikoliv, bylo provedeno pomocí synchronizovaných signálů encefalografických (EEG) a EMG. Konkrétně bylo využito korových potenciálů vázaných na volní pohyb (MRCP) a jeho komponenty Bereitschaftspotential (BP). BP představuje nejdůležitější komponentu z MRCP a samotný BP předchází vykonání pohybu.

KLÍČOVÁ SLOVA

IMF – intencemi řízený myofeedback, EMG - elektromyografie, MRCP – korové potenciály vázané na volní pohyb, EEG – elektroencefalografie, BP - Bereitschaftspotential, Asia – Score, myofeedback

ABSTRACT

Diploma thesis – the Biological feedback in therapy deals with electromyography (EMG), investigative techniques based on electromyography, myofeedback applications and intention controlled myofeedback (IMF therapy). Electromyography is described on principal and there are used electrodes presented. In investigative methods are mentioned their basic progress at investigation by the help of elektromyography. Next are present artifacts, which in the elektromyography signal values. For myofeedback I worked up basic study. Myofeedback is based principle in IMF therapy. The effect of IMF therapy was verified with synchronized signal electroencephalograph (EEG) and EMG. In concrete I worked with movement-related cortical potentials (MRCP) components and Bereitschaftspotential (BP). BP presents highlight component from MRCP and alone BP precluding fulfillment movement. It was tested on metering, that BP occur before executed movement. Idea IMF therapy is correct.

KEYWORDS

IMF - intention controlled myofeedback, EMG - elektromyography, MRCP - movement-related cortical potentials, EEG - electroencephalograph, BP - Bereitschaftspotential, Asia – Score, myofeedback

Bibliografická citace mé práce:

TICHÁČEK, A. *Biologická zpětná vazba v terapii: diplomová práce*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2008. 61 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Jana Bardoňová, Ph.D.

Prohlášení

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma Biologická zpětná vazba v terapii jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této diplomové práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne 30. května 2008

.....
podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucímu diplomové práce Ing. Janě Bardoňové, Ph.D. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé diplomové práce.

V Brně dne 30. května 2008

.....
podpis autora

Obsah

Obsah.....	7
Seznam obrázků	9
1. Úvod.....	10
2. Elektromyografie.....	11
2.1 Elektrody pro elektromyografii	12
2.2 Princip činnosti elektromyografie	14
2.3 Problémy měření elektromyografického signálu	15
2.4 Stimulace	15
3. Elektromyografické vyšetření	17
3.1 Periferní nervy	17
3.2 Pozdní odpovědi	17
3.3 Kolizní techniky	17
3.4 Párová stimulace	18
3.5 Blink (mrkací) reflex	18
3.6 Repetiční stimulace	18
3.7 Biofeedback a Myofeedback	18
4. Intencemi řízený myofeedbacku	19
4.1 Princip IMF terapie	20
4.2 Účinnost IMF terapie (výsledky)	21
4.3 Využití IMF	24
5. IMF v praxi	25
5.1 Standardní neurologické klasifikace poranění míchy (Asia – Score) a diskriminační činitel	26
5.1.1 Th 5/6 Plegie – Pacient č. 1	28
5.1.2 Th 7 Plegie – Pacient č. 2	29
5.2 EMG vyšetření	30
6. Myofeedback.....	32
6.1 Popis biofeedbacku	32
6.2 Popis myofeedbacku	32
7. Korové potenciály vázané na volní pohyb.....	36
7.1 Metodika registrace	36
7.2 Snímání a zpracování EEG signálu	36
7.3 Bereitschaftspotential	38
7.4 Klinické využití korových potenciálů vázaných na volní pohyb	39
8. Měření korových potenciálů vázaných na volní pohyb – Bereitschaftspotential	40
8.1 Měřicí protokol.....	40
8.2 EEG stanice Alien	42
8.3 Vypracování	42
8.4 Výsledky měření	49
8.5 Popis funkcí jednotlivých ovládacích prvků	50

9. Závěr	55
Seznam literatury:	56
Zkratky	57
Příloha č. 1 – Páteř	58
Příloha č. 2 – Asia - Score	59

Seznam obrázků

Obr. 2.1: Ukázka EMG signálu [9]	11
Obr. 2.2: Blokové schéma EMG [6]	11
Obr. 2.3: Rozdělení EMG elektrod	12
Obr. 2.4: Zobrazení nejčastějších snímacích míst pro umístění elektrod [3]	13
Obr. 2.5: Elektrické pole, tok proudu a prahové křivky různých typů stimulačních jehel [10]	14
Obr. 3.1: Reflexní oblouk.....	18
Obr. 4.1: EMG signál během IMF terapie [5]	20
Obr. 4.2: Úspěšnost terapií [3]	22
Obr. 4.3 Výsledek Kraft studie, studie pro různé metody „cvičení“ [3]	22
Obr. 4.4: Funkčnost svalu od poranění [5].....	23
Obr. 4.5: Indikace [3]	24
Obr. 5.1: IMF přístroj	25
Obr. 5.2: Body vyšetření [3].....	27
Obr. 5.3: Vývoj léčby IMF terapií (sloupcový graf) [3]	30
Obr. 5.4: Vývoj léčby IMF terapií (spojnicový graf) [3]	30
Obr. 6.1: Zařízení využívané ke snímání pohybu pacienta (Balance trainer) [3]	33
Obr. 6.2: Hra pro myofeedback – „králíček“ [3].....	34
Obr. 6.3: Výsledek snažení se při hře „králíček“ [3].....	35
Obr. 7.1: EEG elektrody [4]	37
Obr. 7.2: Měřicí body MRCP pro EEG čepici [8]	37
Obr. 7.3: Signál MRCP a BP [8]	38
Obr. 8.1: Umístění elektrod EMG (A – aktivní elektroda, R – referenční elektroda).....	41
Obr. 8.2: Dorzální strana předloktí – natahovač prstů a natahovač ukazováku [11]	41
Obr. 8.3: Blokové schéma průběhu úpravy EMG signálu	43
Obr. 8.4: Naměřený EMG signál	44
Obr. 8.5: EMG signál po filtraci	44
Obr. 8.6: Obálka EMG signálu.....	44
Obr. 8.7: Přenosové charakteristiky filtrů EMG_HP a EMG_DP	44
Obr. 8.8: Prahovaný EMG signál	45
Obr. 8.9: EMG signál po diferenci	45
Obr. 8.10: Detekované počátky pohybu v EMG signálu	46
Obr. 8.12: Naměřený EEG signál.....	46
Obr. 8.13: Filtrovaný EEG signál.....	47
Obr. 8.14: Přenosové charakteristiky filtrů EEG_HP a EEG_DP.....	47
Obr. 8.15: Blokové schéma kumulace signálů.....	47
Obr. 8.16: Výsledné zobrazení BP.....	48
Obr. 8.17: Umístění EMG elektrod pro měření rozdílu potenciálů nervového vlákna [1]	48
Obr. 8.18: Výsledné BP pro 1. měření (samovolně spouštěný pohyb)	49
Obr. 8.19: Výsledné BP pro 2. měření (pohyb spouštěný pokynem od druhé osoby)	49
Obr. 8.20: Uživatelské rozhraní	50
Obr. 8.21: Znázornění průběhu výpočtu	51
Obr. 8.22: Okno s postupem zpracování EMG signálu naměřeného pro 2. pokus	52
Obr. 8.23: Dialogové okno k ukončení programu BP.....	52
Obr. 8.24: Varovné okno.....	53

1. Úvod

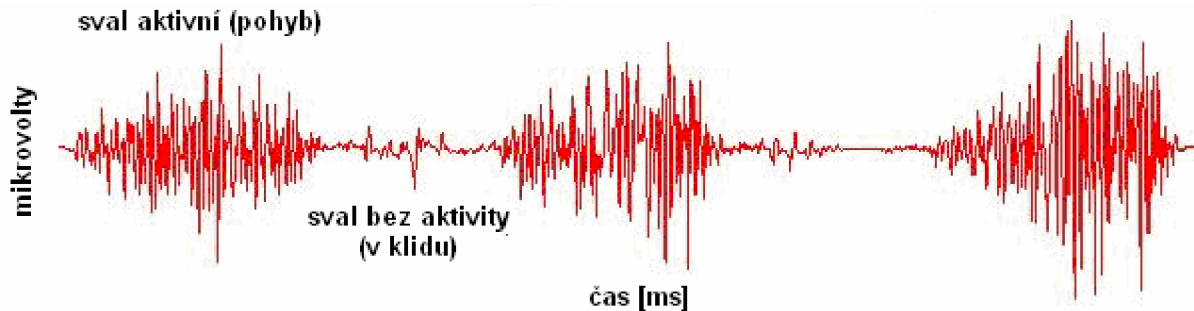
V diplomové práci je obsažen princip a problematika elektromyografických vyšetření a také jsou v ní uvedeny základní typy vyšetření motoriky. U elektromyografie jsou uvedeny její výhody, nevýhody, správné podmínky pro měření a rozdělení používaných elektrod. Z metod, pro vyšetření motoriky, jsou uvedeny vyšetření vedení periferními nervy, pozdní odpovědi, kolizní techniky, párová stimulace, blink reflex, repetiční stimulace, biofeedback a myofeedback.

Hlavním tématem diplomové práce je biologická zpětná vazba v terapii. Vazba je zde tvořena zpětnou kontrolou EMG signálu pacientem, jde o tzv. myofeedback. Na tomto principu je založena poměrně nová metoda, intencemi řízený myofeedback, zkráceně IMF terapie. IMF terapie k nám přichází z USA a v současné době je u nás provozována soukromou klinikou v Brně, která se jmenuje Ambulatorium. V praxi se IMF terapie nejvíce využívá u pooperačních stavů. Jedná se o pacienty, u kterých je úbytek svalové hmoty (např. díky delšímu upoutání na lůžku) a tudíž je potřeba jejího zpětného nabytí a nebo u lidí, kteří mají poškozenou míchu. Díky IMF terapii je možné „cvičením“ (tzv. trénováním) urychlit proces rehabilitace po operaci nebo znovu obnovení motorických funkcí. Pacient si představuje pohyb, to je doprovázeno snímáním EMG signálu a jeho následným vrácením jako zpětné odpovědi pomocí stimulu. Tak se pomáhají vytvářet nové cesty pro vedení vzruchů. K prokázání účinků IMF terapie, zda je účinná či naopak není, byla využita měření daná k dispozici soukromou klinikou Ambulatorium. Šlo o měření s využitím mezinárodně používaným hodnocením Asia – Score. Dat z kliniky bylo použito z důvodu, že není možné dosáhnout prokazatelných, spolehlivých výsledků po dobu práce na DP.

Ověření principu IMF terapie bylo provedeno pomocí Bereitschaftspotential (BP). Jde o přípravný motorický potenciál a jeho výskyt má předcházet vykonání samotného pohybu. Pomocí výskytu BP je možné ověřit, zda myšlenka na samotný pohyb vede k provedení pohybu a zda tedy princip IMF terapie, založený na představě pohybu, je správný. K získání BP bylo nutné změřit elektroencefalografické signály synchronizované s elektromyografickým signálem. Signály byly změřeny na stanici Alien podle navrhnutého protokolu měření. Měření byla provedena dvě za rozdílných podmínek vedoucích k provedení pohybu.

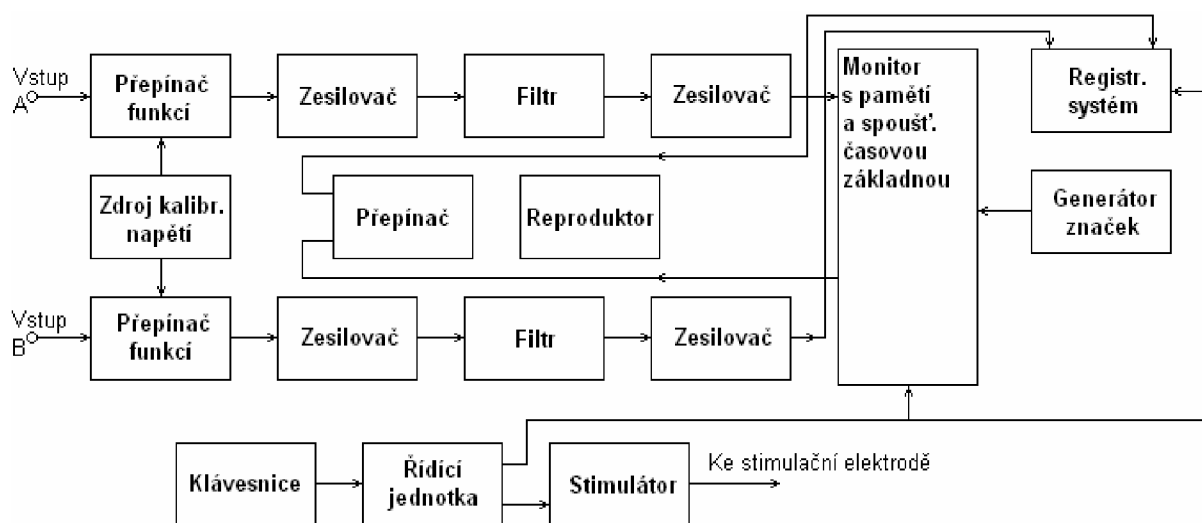
2. Elektromyografie

Elektromyografie (EMG) je vyšetřovací metodou. Pomocí této vyšetřovací metody můžeme hodnotit stav nervového i pohybového systému. Cílem metody je zaznamenat elektrickou aktivitu svalu, která je vyvolána změnou elektrického potenciálu, který vznikne díky svalové aktivaci. Aktivita je zaznamenávána z nervů nebo svalů, a to buď přímo na povrchu pomocí povrchových elektrod, nebo rovnou ze svalových vláken pomocí jehlových elektrod. Svalová aktivita je vyvolávána buď stimulací nebo vůlí vyšetřovaného.



Obr. 2.1: Ukázka EMG signálu [9]

K měření elektrického potenciálu se používá přístroj zvaný **elektromyograf** (blokové schéma viz. obr. 2.2). Jeho hlavní části jsou elektrody, zesilovač, řídicí jednotka a výstupní zařízení reprezentované monitorem nebo reproduktorem. K vyšetření se používá dvou metod a to podle charakteru onemocnění vyšetřovaného svalu. Metody jsou to odporové a jehlové. Použití metod se volí podle místa a druhu vyšetření. Odporová umožňuje vyšetření z více svalových vláken (svazek vláken), jehlová z konkrétního místa (konkrétního svalového vlákna).



Obr. 2.2: Blokové schéma EMG [6]

Pomocí elektromyografu lze měřit:

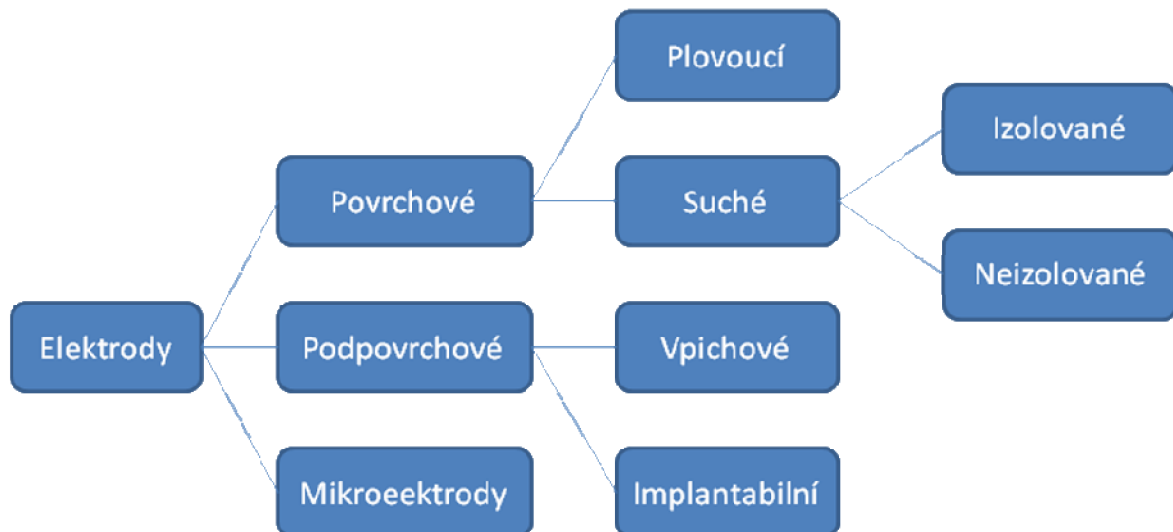
- aktivitu skupin nebo jednotlivých svalových vláken
- v nervové soustavě rychlost šíření vzruchu
- lze kontrolovat činnost nervových drah

Elektromyografický přístroj bývá obvykle dvou nebo tří kanálový. Maximální počet kanálů může být ale až šest. Vlastnosti jednotlivých kanálů jsou dány požadavky na charakter snímaného signálu, způsobu snímání a vlastnostmi použitých snímacích elektrod.

2.1 Elektrody pro elektromyografii

Elektrody se používají pro snímání a stimulaci.

Rozdělení snímacích elektrod je uvedeno na obrázku 2.3.



Obr. 2.3: Rozdělení EMG elektrod

Plovoucí povrchové elektrody jsou nejčastěji používané elektrody. Obsahují elektrodový gel a obvykle jsou vyrobeny z materiálu Ag-AgCl. Jejich nevýhodou je možný nežádoucí pohyb během měření, díky kterému může vzniknout zkreslující napětí (pohybový artefakt).

Elektrody také určují charakter signálu a podle něho je dělíme podle:

- A) konstrukčního typu
- B) účelu použití

Ad A):

- povrchové elektrody mají charakter sumační (zaznamenávají elektrický potenciál ze skupin svalových vláken). Používají se převážně pro měření rychlosti šíření vzruchů v nervové soustavě a k testování reflexů. Jde většinou o malé kovové disky, které se přichycují na kůži, kterou je nutno předem odmastit a zbavit nečistot. Dále je potřeba dobře je uchytit a zajistit proti jejich případnému pohybu (aby nevznikl nežádoucí pohybový artefakt). Jejich případný pohyb je nežádoucí a vede ke zkreslení snímaného signálu. Nejsou příliš

vhodné pro měření akčních potenciálů (AP) na jednotlivých motorických jednotkách (MJ). Je to z toho důvodu, že zachycují potenciály z větších ploch (více motorických jednotek – vzniká sumační potenciál). Mezi přechod elektrody a kůže se používá vodivý elektrodový gel. Gel snižuje hodnotu vstupního odporu a jeho hodnota by měla být co nejmenší. Jejich výhodou oproti jehlovým elektrodám je, že jsou levnější, aplikace jejich je snazší a pro samotného pacienta není jejich aplikace nepříjemná.

- jehlové elektrody mají největší uplatnění v diagnostice. Jde o typ elektrod velmi citlivých a proto se používají pro snímání signálu z jednotlivých MJ (mají možnost být zavedeny přímo k vyšetřované MJ). Nejde tedy o elektrody sumační, jako v případě povrchových. Jejich aplikace je ale v porovnání s povrchovými obtížnější a jejich aplikace může být pro pacienta nepříjemná. Princip jehlových elektrod je na ob. 2.5.

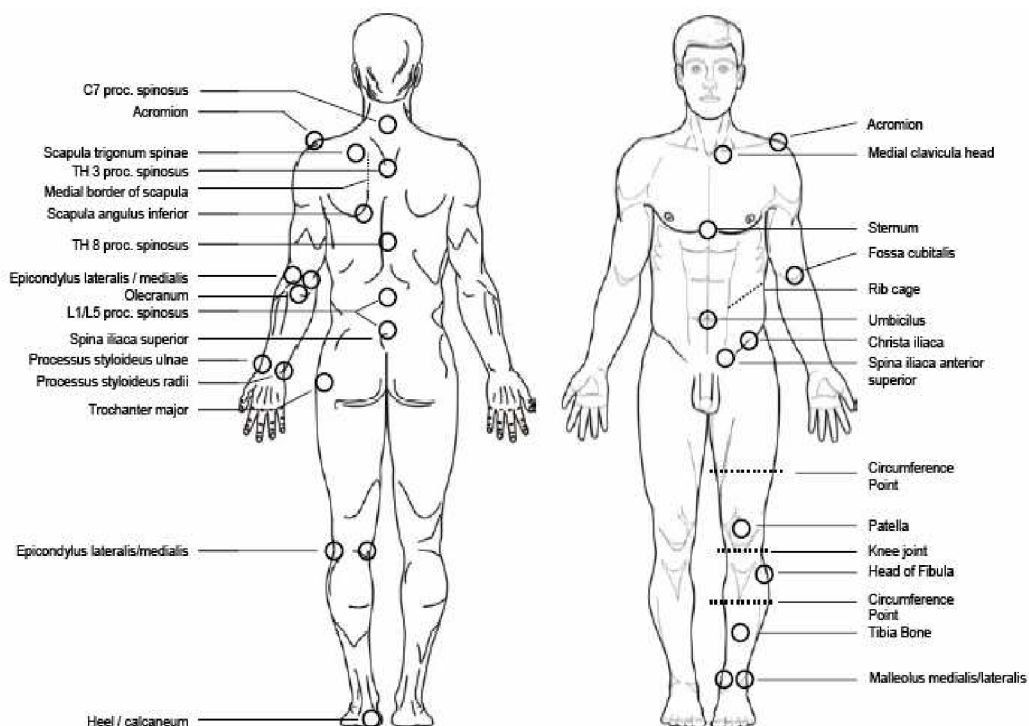
Ad B)

- registrační elektrody se užívají jak povrchové, tak i jehlové. Na počátek měřeného svalu se umísťuje referenční elektroda. Aktivní elektroda se obvykle umísťuje nad střed měřeného svalu a snímá elektrickou aktivitu svalu. Výsledný signál EMG je dán rozdílem napětí mezi elektrodou referenční a aktivní. Kdyby došlo k přehození pozic elektrody referenční a aktivní, dojde k otočení polarity snímaného EMG signálu.

- stimulační elektroda je elektrodou bipolární. Vyvolává stimulaci svalu pomocí nadprahového elektrického podráždění svalu. Toto podráždění vyvolá následný podnět.

- zemní elektrody jsou povrchové, nejčastěji páskové. Jejich umístění bývá obvykle na zápěstí.

Povrchové elektrody je před použitím nutné řádně očistit a odmastit, jehlové elektrody je naopak nutno sterilizovat. Povrchové elektrody se vyrábějí převážně z materiálu Ag/AgCl.

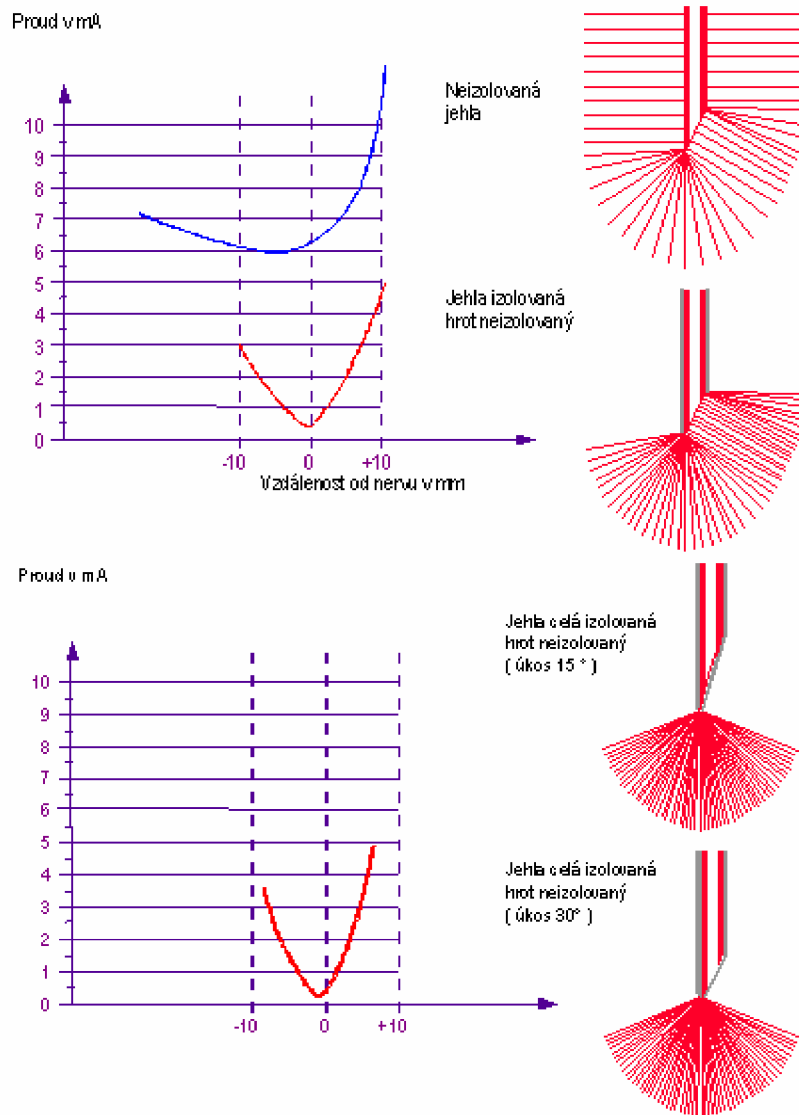


Obr. 2.4: Zobrazení nejčastějších snímacích míst pro umístění elektrod [3]

Elektrody pro snímání svalové aktivity se nejčastěji umísťují na místa znázorněná na obr. 2.4

Elektrody se nejčastěji rozmisťují (např. pro sval biceps):

- Zemnicí – na zápěstí
- Elektroda zavádějící vrchol signálu (referenční) – na počátek svalu
- Elektroda zavádějící počátek signálu (aktivní) – nad střed (bříško) svalu



Obr. 2.5: Elektrické pole, tok proudu a prahové křivky různých typů stimulačních jehel [10]

2.2 Princip činnosti elektromyografie

Princip činnosti EMG je založen na vyvolání podnětu a následném měření velikosti vyvolané elektrické odpovědi nebo rychlosti šíření vzruchu po nervu, který byl stimulován. Podnětem bývá nejčastěji stimul, který vyvolá elektrické podráždění nervu a následnou svalovou odpověď. Podnětem ale může i být pacientův pohyb. Výsledkem měření je EMG signál (viz. obr. 2.1). Tohoto principu se využívá jak pro měření pouze pomocí jednoho stimulu, tak i pro měření s využitím repetiční stimulace.

2.3 Problémy měření elektromyografického signálu

Při použití povrchových elektrod je potřeba co nejvíce snížit impedanci kůže a zabránit případnému pohybu elektrody, tj. dobře elektrody uchytit (jinak by se v signálu mohl projevit pohybový artefakt, který by do něho zanesl rušivé složky jako např. píky). Snížení impedance se dosáhne tím, že kůže v daném místě je suchá. Následně je potřeba ji odmastit vhodným roztokem (např. acetonem, benzínem, éterem, ...). Pokud by tyto kroky nevedly ke snížení impedance, je vhodné ještě toto místo očistit od mrtvých buněk pomocí jemného smirkového papíru.

2.4 Stimulace

Stimulace se provádí pravoúhlými elektrickými impulzy. Tyto impulzy jsou charakterizovány frekvencí (repetiční stimuly, jednotlivé stimuly, párové), délkou impulzu (0,05 – 1,00 ms) a intenzitou (napětím) [1]. Stimuly se podle odpovědi na podnět, který vyvolají, dělí na [1]:

- Podprahové
- Prahové
- Submaximální
- Maximální
- Supramaximální

Podprahový stimul má intenzitu nižší než prahový a nevyvolá žádný podnět. Prahový stimul má takovou intenzitu, že vyvolá nejnižší možné podráždění svalů. Nižší intenzita by znamenala návrat do oblasti podprahového stimulu. Submaximální stimul, intenzita tohoto stimulu je mezi úrovní prahového a maximálního stimulu. U maximálního stimulu jsou hranice hodnot intenzity takové, že při dalším zvyšování intenzity stimulu se hodnota odezvy již nezvyšuje a zůstává na konstantní hodnotě. Ke stimulaci se používá supramaximálního stimulu. Jeho intenzita je o 20% vyšší, než u stimulu maximálního [1].

Stimul se používá krátkodobě, protože jeho použití může vyvolat nepříjemný, až bolestivý pocit. Pokud by také dlouhodobě působil s vysokou hodnotou, mohl by způsobit poškození okolních tkání a nervů. Stimul se proto používá s takovou dobou trvání a intenzitou, která je nezbytně nutná.

U zdravých nervů se používá většinou doba trvání impulzu 0,1 ms s intenzitou 150 – 300 V (20 – 40 mA) [1].

Stimulátory jsou dva základní typy:

- A) konstantní proud
- B) konstantní napětí

Ad A) Jeho proud je stabilní a konstantní a je nezávislý na impedanci kůže a elektrody, což je výhodou. Tato varianta stimulátoru je vhodnější než varianta s konstantním napětím.

Ad B) Má konstantní napětí. Jeho hlavní nevýhodou je stimulační proud, který v důsledku kolísání odporu tkáně a elektrody není konstantní.

Stimulační elektroda obsahuje dva póly:

- Pól pozitivní – anoda
- Pól negativní – katoda

Stimulace může být:

- Monopolární – katoda je uložena nad stimulovaným nervem, anoda je v určité vzdálenosti od stimulovaného nervu.
- Bipolární – oba póly jsou uloženy podélně nervu, blíže snímací elektrodě je vždy katoda. Oba póly se nesmí zaměnit.

3. Elektromyografické vyšetření

3.1 Periferní nervy

Techniky vyšetření vedení periferními nervy:

- Ortodromní vedení – vedení ve směru, v jakém vyšetřovaná vlákna vedou vzruch za fyziologických podmínek. Tedy u vysoce citlivých vláken ve směru od periferie k centru, při vyšetření motorických vláken od centra k periferii. Tato technika se používá pro vyšetření vedení motorických vláken, snímá se nad svalem [2].
- Antidromní vedení – testování vedení vproti směru fyziologicky vedeného vzruchu (jde tedy o opačnou situaci k ortodromnímu vedení). Tato technika se používá nejčastěji u vyšetření sensitivních vláken (vlákna velmi citlivá na podráždění). Její výhoda: odpovědi mají větší amplitudu a tudíž jsou lépe čitelné. Nevýhoda: metoda je často ovlivněna přeneseným sumačním motorickým akčním potenciálem ze současně se stahujících svalů [2].

3.2 Pozdní odpovědi

Jsou to vlny umožňující neinvazivně vyšetřit vedení v úsecích nervu, které nejsou dostupné povrchové stimulaci a to z důvodu, že jsou blíže k centru, středu těla.

Mezi ně patří:

- F vlna
- H-reflex
- Intermediální odpovědi

Při vyšetření F-vlnou se zkouší jen motorické vlákna. Je to pozdní složka, která se vyskytuje u většiny motorických vláken při použití supramaximální stimulace. Hodnotí se tvar, latence amplitudy (latence u horních končetin bývá 20-35 ms, u dolních 45-60 ms). Nejčastěji se hodnotí latence nejkratší F-vlny z použitých 16 – 20 stimulů. Vyvolává se antidromní vedením. Její latence i tvar kolísá, amplituda odpovědi má nízkou úroveň (cca 5% motorické odpovědi). Síla stimulu nutná k vybavení je supramaximální [2].

H-reflex je to projevem monosynaptického napínacího reflexu (synapse – vzájemné spojení dvou neuronů). Selektivním podrážděním sensitivních vláken periferního nervu dojde k přenosu vzruchu do míchy. Odpovědi je stah svalu v drážděné zóně nervu. Vyšetření pomocí H-reflexu začíná stimulací o nízké intenzitě v řádu jednotek ms a následně se intenzita zvyšuje až do výskytu H-reflexu. Hodnotí se jeho přítomnost, latence a amplituda. U této metody je nutno dodržet správnou stimulaci, protože při nedodržení submaximální by došlo k vymizení H-reflexu. Latence i tvar je stálý, amplituda odpovědi je vysoká (dosahuje úrovně 50% a více motorické odpovědi). Síla stimulu nutná k vybavení je submaximální, při maximálním mizí [2].

3.3 Kolizní techniky

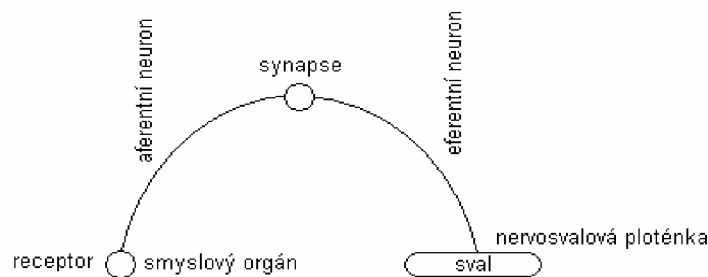
Pro tuto metodu vyšetření je potřeba mít dva na sobě nezávislé stimulatory, u kterých je možnost změny intenzity a časového intervalu stimulů. Akční potenciály vyvolané jednotlivými stimulatory šíří proti sobě po stejném nervovém vlákně a jakmile se srazí, tak se vyruší.

3.4 Párová stimulace

U této metody vyšetření se v rychlém sledu za sebou aplikují dva shodné stimuly. Výsledkem je porovnání doby mezi jednotlivými vyvolanými odpověďmi a dobou, která byla mezi jednotlivými stimuly.

3.5 Blink (mrkací) reflex

Tato metoda umožňuje hodnotit reflexní oblouk tvořený trojklanným nervem, mozgovým nervem a lícním nervem. Stimuluje obvykle elektricky výstup I. větve trigeminu na horní hraně očnice. Posuzují se latence odpovědí, symetrie a výbavnost i v jiných svalech. Z nálezu je možné lokalizovat postižení do konkrétního místa reflexního oblouku, je také možné diagnostikovat poruchy pohybů [2].



Obr. 3.1: Reflexní oblouk

3.6 Repetiční stimulace

U techniky repetiční stimulace se aplikuje série stejných, časově se opakujících supramaximálních stimulů [2]:

- pomalé frekvence (2 či 3 Hz, 10 stimulů v řadě)
nebo
- rychlé frekvence (30 - 50 Hz, 50 stimulů v řadě)

Výsledkem je vzájemné porovnání hodnoty amplitudy, zda se v průběhu měření zmenšovala, zvětšovala nebo držela na konstantní hodnotě.

Pro stimulaci se používají nejčastěji povrchové stimulační elektrody. Signál je snímán pomocí povrchových elektrod. V průběhu měření je nutné vyloučit pohyb měřeného svalu a to vhodnou fixací končetiny.

3.7 Biofeedback a Myofeedback

Biofeedback i myofeedback jsou metodami pracujícími v reálném čase. Pacientovi je snímán signál a následně vhodně prezentován (např. obrazově, zvukově, apod.) jako zpětná vazba. Pacient má možnost díky této zpětné vazbě registrovat svou činnost a následně ji ovlivňovat. Jde tedy o formu cvičení (např. mentálního).

Biofeedback – biologická zpětná vazba využívaná např. v oblasti rehabilitace (např. znovuovládnutí určitého ztraceného pohybu po těžkém úrazu), léčby (snižování svalového napětí) a terapii různých závad a poruch.

Myofeedback – složenina dvou slov. A to sice *myo* = první část složených slov mající význam sval, svalový a slova *feedback* = zpětná vazba => *myofeedback* = svalová zpětná vazba.

Problematika myofeedbacku a biofeedbacku je podrobněji rozebrána v kapitole 6. Myofeedback.

4. Intencemi řízený myofeedbacku

Intencemi řízený myofeedback (IMF terapie), anglicky intention controlled myofeedback, je terapií aktivní. Samotná IMF terapie je z oblasti rehabilitace. Jde o myofeedback řízený úmyslem (intencemi = úmysl, záměr), tzn. zaměřením se na určitý pohyb. Tato terapie pozitivně ovlivňuje obnovu a růst buněk. K znovuvytvoření a růstu buněk dochází díky „trénování“ (trénování je zde opakovaná představa pohybu) a zpětné vazby (zpětná vazba představuje myofeedback), která je zprostředkována elektromyografem.

Autorem myšlenky IMF terapie je U. Schmidt [3].

IMF terapie je psychomotorickou učební metodou založenou na biologické zpětné vazbě zprostředkované přístrojem po předchozí představě o pohybu [3].

Účelem IMF terapie je podpořit regenerační procesy, které se dějí v centrální nervové soustavě. Podpora regeneračních procesů probíhá:

- 1) Přestavením si konkrétního pohybu (pohybu, jenž se snažíme obnovit). Tím se dosáhne zvětšení látkové výměny.
- 2) Zvýšením látkové výměny se vytváří rychleji nové, funkční nervové buňky.
- 3) Tyto nové buňky jsou pak později součástí nově vznikajících nervových cest, které nahrazují původní, které jsou poškozené a neplní stoprocentně svůj účel.
- 4) Tyto nově vytvořené cesty jsou trénovány.

Díky trénování dochází k zvětšení počtu růstu nových buněk. Aktivní jedinec je totiž schopen vyprodukovat až o 60% více nervových buněk než pasivní jedinec [3].

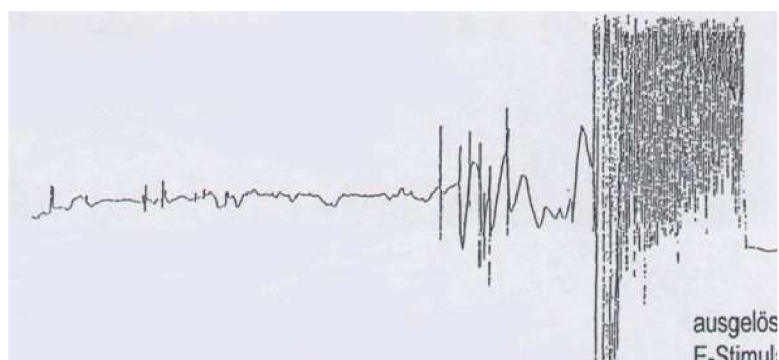
Cíl IMF terapie je povzbuzení reorganizačních procesů v CNS [3].

Hlavní znaky IMF terapie [3]:

- Představa o pohybu (= úmysl)
- Proprioceptivní zpětná vazba (schopnost koordinovat tělo v prostoru; smysl, který nás informuje o poloze těla)
- Opakování

IMF terapie je [3]:

- Individuální
- Efektivní
- Intenzivní
- Domácí
- Ekonomická



Obr. 4.1: EMG signál během IMF terapie [5]

Podmínky pro používání:

1. cvičící osoba musí být schopna si korektní pohyb umět představit
2. EMG signál musí jít snímat z daného svalu
3. pacient musí sám chtít cvičení provádět, bez jeho pomoci a vůle by bylo vše zbytečné a bezpředmětné

4.1 Princip IMF terapie

Mozek dospělého člověka dokáže samovolně špatné buňky nahradit novými buňkami. Jejich propojením se vytváří nové cesty, jenž nahrazují původní poškozené cesty. Tento proces regenerace funguje jak v mládí, tak i v dospělosti. Proces je to samovolný. Kompenzuje buňky, které s přibývajícím věkem ztrácejí svoji funkčnost. Tento proces ale není rovnocenný, tzn. že nově vytvořených buněk je méně než ztracených. Nově vznikající buňky ale nejsou plně využívány a právě toho využívá IMF terapie. Snaží se tyto „přebytečné“ buňky naučit novým funkcím. Jde o tzv. buňky kmenové, které se v průběhu života neustále vytvářejí na stejném místě.

Princip terapie je založen na představě konkrétního pohybu (např. pohybu zlepšujícího motoriku těla). Představou pohybu dochází k aktivaci příslušného pohybového centra v mozku. Následně dojde i k aktivaci příslušných pohybových ústrojí, ze kterých je možné snímat EMG signál (podmínkou pro snímání signálu přímo ze svalu je, aby pacient nebyl úplně ochrnutý). EMG signál se snímá terapeutickým přístrojem. Tento přístroj musí mít velmi citlivý signálový procesor, aby dokázal zaznamenat i nepatrné hodnoty signálu. Signál může dosahovat totiž velmi malých hodnot, protože je snímán ze svalu, který není plně funkční. Sejmутý signál je zesílen a vrácen zpět jako zpětná vazba. Zpětnou vazbu vytváří stimul. Samotné cvičení vyžaduje pacientovu soustředěnost, protože svými představami pohybu si ho řídí.

Nejefektivnější je provádět cvičení několikrát denně, nejčastěji 3krát až 4krát, po dobu 30 minut. Nemá smysl cvičení provádět denně častěji a déle, protože za danou dobu jsou všechny „volné“ buňky spotřebovány a tělo už nestačí vyprodukovat dostatečný počet buněk pro další trénování. Výsledek snažení je vidět už po krátké době. Objeví se zlepšené vnímání těla, pacient dokáže lépe se orientovat v prostoru (zlepšený smysl, který ho informuje, v jaké poloze se nachází tělo vůči okolí). Po čase se snímaný signál ještě více zesílí a po cca jednom až dvou měsících jsou mohou být pozorovatelné první motorické reakce. To, že je výsledek zaznamenatelný v poměrně brzké době, pozitivně ovlivňuje psychiku pacienta a chuť cvičit dále. K zobrazení výsledného pokroku se využívá porovnání jednotlivých EMG signálů během cvičících cyklů. Je možné mezi sebou porovnat procentuální hodnotu naměřených EMG a dále také tuto procentuální hodnotu lze porovnat s teoretickou hodnotou EMG pro daný sval. Z těchto sledovatelných výsledků vyplývá vliv na psychiku pacienta (naděje, radost z dosaženého úspěchu, motivace, chuť dál se zlepšovat, dělat v léčbě pokroky, apod.).

Princip IMF terapie je založen na neuroplasticitě. Neuroplasticita je schopnost nervové sítě si vytvářet nová spojení, postupně se vyvíjet, přizpůsobovat se prostředí. Při ochrnutí nebo podobném úrazu, kdy dojde k přerušení nervových cest, není tělo schopno si původní poškozené (nebo zničené) cesty opravit. Ale časem je schopno si vytvořit tyto cesty nové tím, že jiné kmenové buňky, které se v průběhu života vytváří a nebo jsou uměle dodány, na tuto funkci naučí. Neuroplasticita je závislá na chování pacienta a může být účinně podpořena motorickými učebními procesy.

4.2 Účinnost IMF terapie (výsledky)

Účinky [3]:

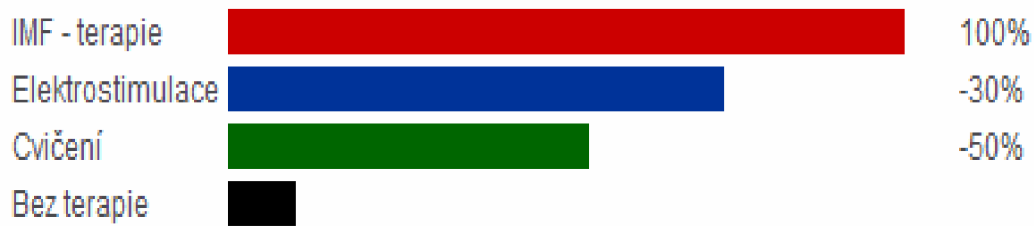
- + Znovuvytvoření přerušného regulačního obvodu aktivní motoriky
- + Zlepšení aktivace a tlumení motorických center
- + Zlepšení prokrvení mozku a látkové výměny v mozku
- + Zlepšení motivace
- + Zlepšení pozornosti
- + Ovlivnění senzomotorické plasticity
- + Zlepšení periferních struktur

Výhody: IMF terapie je efektivní a oproti jiným metodám finančně nenáročná a úspěšnější. Pacient ji může provádět doma za asistence druhé osoby (např. rodinného příslušníka), výsledky pak může konzultovat později s odborníkem a nemusí tedy moc často z domu na vyšetření [3].

Patrného výsledku (takového výsledku, který by byl pacient schopen vnímat sám na sobě bez jiné pomoci) se nedá dosáhnout během jediného dne. Patrný pokrok v léčbě je otázkou dvou týdnů, ale třeba i několika let. I když v USA dokáží během jediného dne určitý pokrok v léčbě zaznamenat. Během dne aplikují pacientovi 2 – 3 dávky. Pacient je připojený k EMG, z kterého je vidět, jak se hodnota zvětšila. Po odečtení této hodnoty a porovnáním s tabulkou je lékař schopen zjistit, zda má ještě smysl léčbu ten den opakovat nebo jestli už k pokroku nedojde. Pak se musí počkat do doby, než se v daném místě vytvoří nové kmenové buňky. U nás to zatím bohužel není možné a to z důvodů, že nejsme tak dobře přístrojově vybaveni a nedokážeme tudíž přesně určit onu hodnotu a také z důvodu, že zde není existující databázový systém, z kterého by se pak dala vytvořit ona tabulka hodnot.

Terapie podporuje pacienta ve zlepšení [3]:

- Soustředění – znovuvnímání postižené části těla
- Motoriky – mentální aktivace pohybu
- Vnímání pohybu

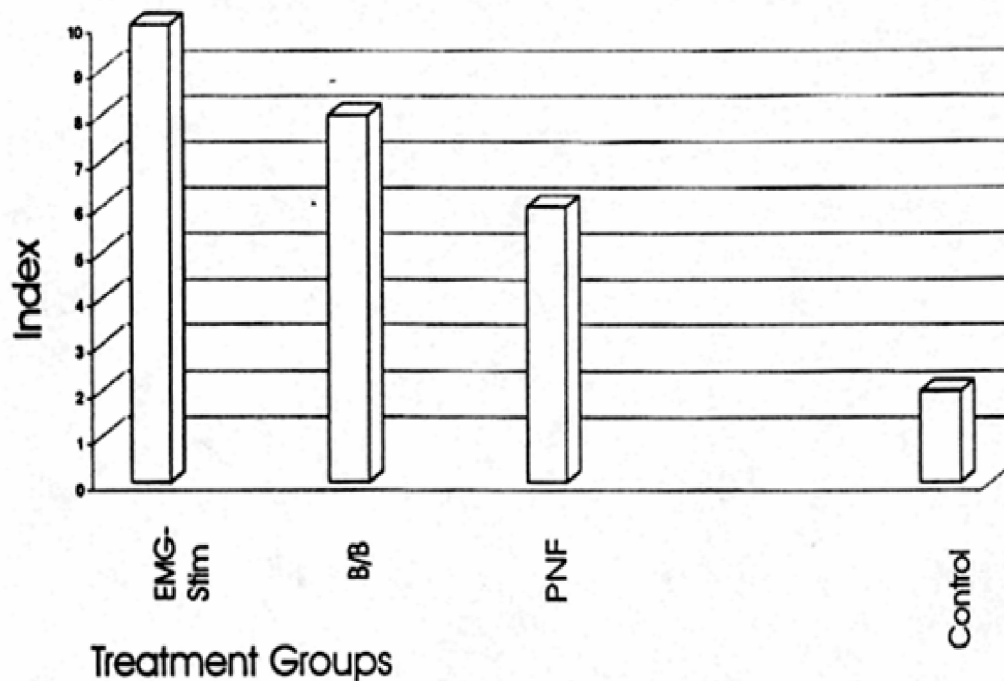


Obr. 4.2: Úspěšnost terapií [3]

Výsledek studie úspěšnosti terapií různých terapeutických skupin z obr. 4.2 byl proveden na Univerzitě v Seattlu v USA v letech 1991 – 1992.

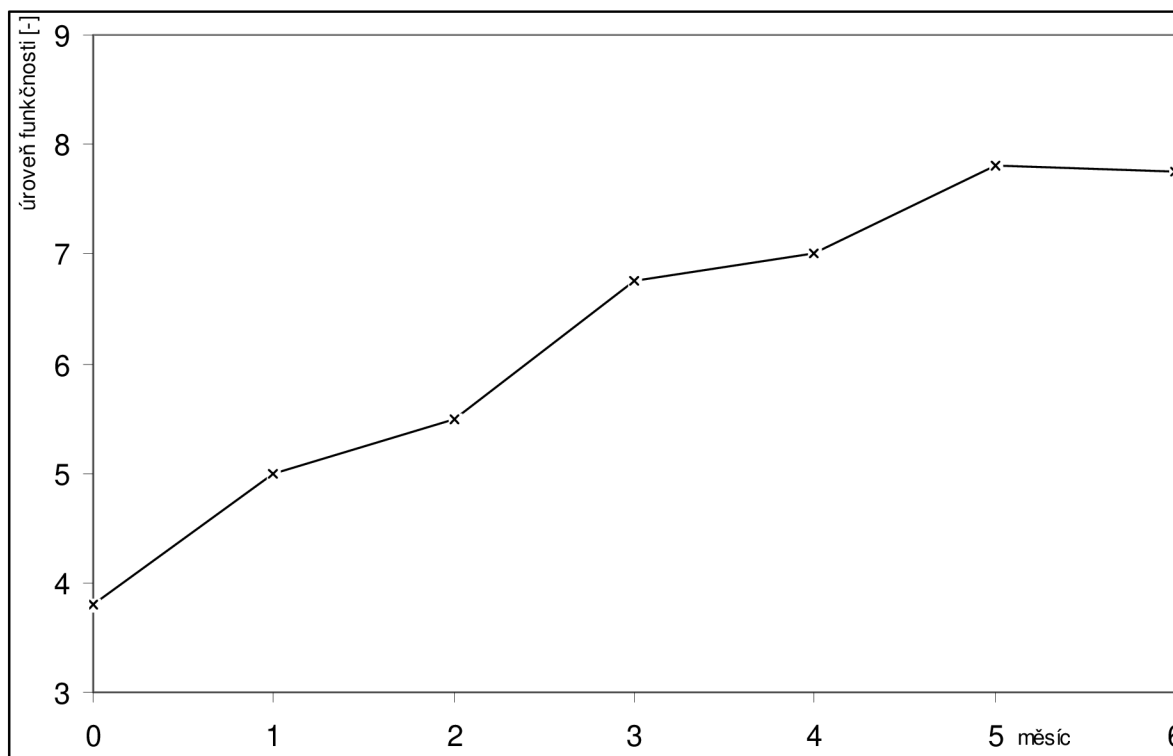
Na příkladech uvádím, čeho lze dosáhnout pomocí IMF terapie, přestože centrální nervový systém pacientů byl silně poškozený [3]:

- A. 4 roky po mozkové mrtvici se naučili znovu psát
- B. 8 roků na vozíku, díky následkům roztroušené sklerózy a znovu se naučili chodit
- C. 3 roky bez pohybu na lůžku, následkem poranění míchy a dokázali se znovu posadit



Obr. 4.3 Výsledek Kraft studie, studie pro různé metody „cvičení“ [3]

Na obr. 4.3 je provedená studie firmou Kraft. Index je tabulkovou hodnotou, která vyjadřuje stupeň obnovené funkčnosti svalu.



Obr. 4.4: Funkčnost svalu od poranění [5]

Na obr. 4.4 je vývoj funkčnosti svalu v závislosti na čase. Úroveň funkčnosti je hodnota vyjadřující stav EMG signálu. Jde o hodnotu, která se určuje z hodnoty EMG signálu při plné funkčnosti svalu. Tato hodnota byla získána z měření na „zdravých“ svalech a jde o tabulkovou hodnotu.

Parametry ovlivnitelné IMF terapií [3]:

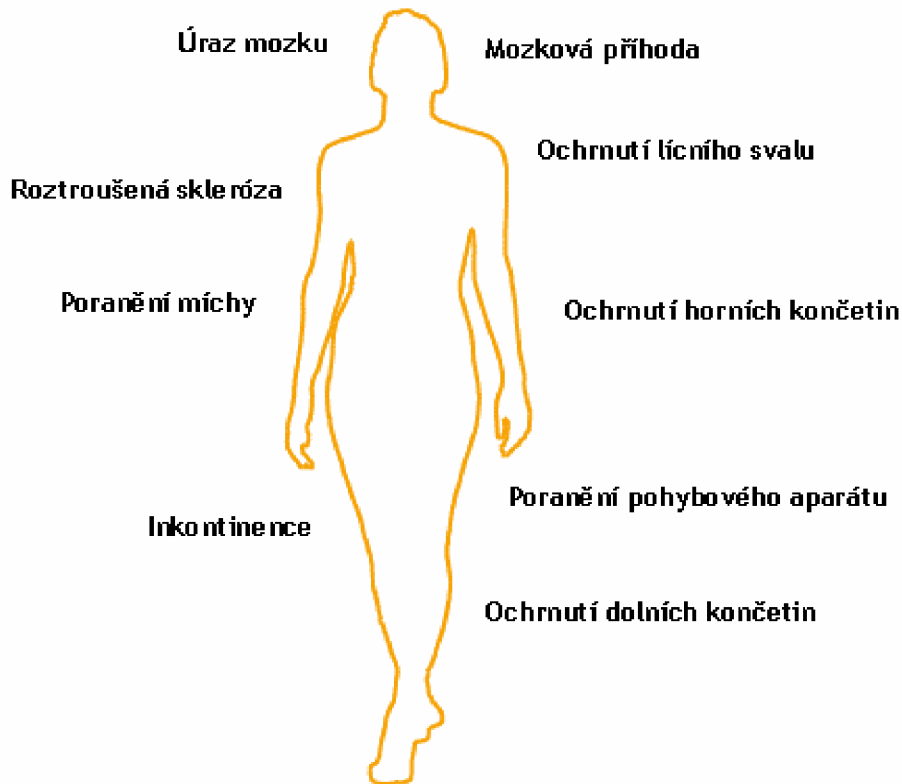
- Svalový tonus
- Koncentrace
- Pozornost
- Pohyblivost
- Motivace
- Citlivost
- Funkce
- Síla
- Bolest

IMF terapie není vhodná pro osoby [3]:

- s kardiostimulátorem
- těhotné ženy
- s přítomností kovových prvků v dané části těla
- s trombózou a se záněty.

4.3 Využití IMF

Je prokázáno, že spousta pacientů je chybně diagnostikováno lékařem jako „úplně ochrnutý“. IMF terapie je jednou z možných metod k jejich léčbě. Konkrétní využití IMF terapie (viz Obr. 4.5: Indikace).



Obr. 4.5: Indikace [3]

Příčiny ochrnutí centrální nervové soustavy (CNS) [3]:

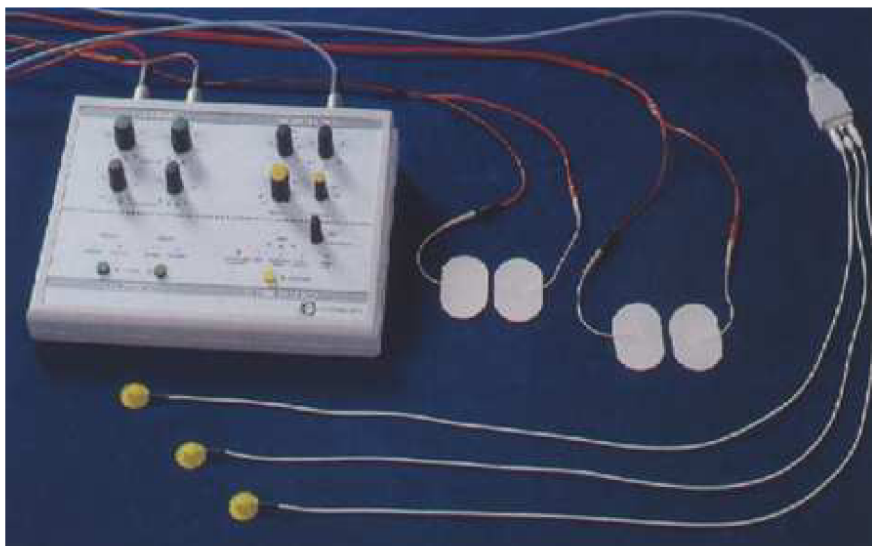
- Onemocnění – mozková mrtvice, roztroušená skleróza, ochrnutí lícního nervu
- Úrazy – úrazy hlavy a mozku, poranění páteře, pohybového aparátu
- Vrozené nebo v ranném dětství získané ochrnutí – dětská mozková obrna

Účinnost IMF závisí na: psychice pacienta, rozsahu poškození, místě poškození apod. Funguje zde tedy motivační efekt, že pacient sám na monitoru vidí, co se děje, jak sval reaguje a vidí, že situaci může ovlivnit. U IMF určitě platí, „opakování je matkou moudrosti“. Velkou výhodou IMF terapie je také fakt, že nezáleží na tom, kdy se s ní začne. Obecně se dá říci, že čím později se s ní začne, tím více tělo zvládlo vyprodukovat nových buněk a tím bude patrnější pokrok v rehabilitaci.

5. IMF v praxi

Všechny zde uváděné výsledky vychází ze zdrojů, které byly dány k dispozici klinikou Ambulatorium. Nebylo možné v tak krátké době dojít pozorováním a měřením k jednoznačným závěrům, a proto bylo využito této možnosti. V následující podkapitole je pak dokázána úspěšnost IMF terapie na konkrétním případu.

IMF metoda se v praxi aplikuje u pacientů postižených centrálním ochrnutím. Pacient se sám bez cizí asistence snaží cvičením o zlepšování svých vlastních psychomotorických funkcí. Cvičení ukončí ve chvíli, kdy dosáhne stavu, že myšlenka se rovná konkrétnímu provedenému pohybu bez jiné pomoci (např. přístrojem). Princip vlastního IMF: ze svalu, jehož funkce je závislá na představě pohybu, je snímán stále EMG signál, který je zesílen. V přístroji nastavena určitá prahová hodnota, po jejímž překonání následuje provedení lehké stimulace jako zpětné reakce.



Obr. 5.1: IMF přístroj

Pomocí přístroje (viz Obr. 5.1) je u pacienta propojené centrum s periférií v jeden funkční celek, jde o program se zpětnou informací.

Souprava pro terapii obsahuje:

- 1 ks dvoukanálový Myofeedback s integrovaným EMG řízením
- 1 ks elektrodový kabel
- 2 ks stimulační kabel
- 3 ks EMG snímací elektrody
- 4 ks nalepovací stimulační elektrody
- 1 ks tuba kontaktního gelu
- 1 ks nabíječka 9V

Technické parametry přístroje pro IMF terapii:

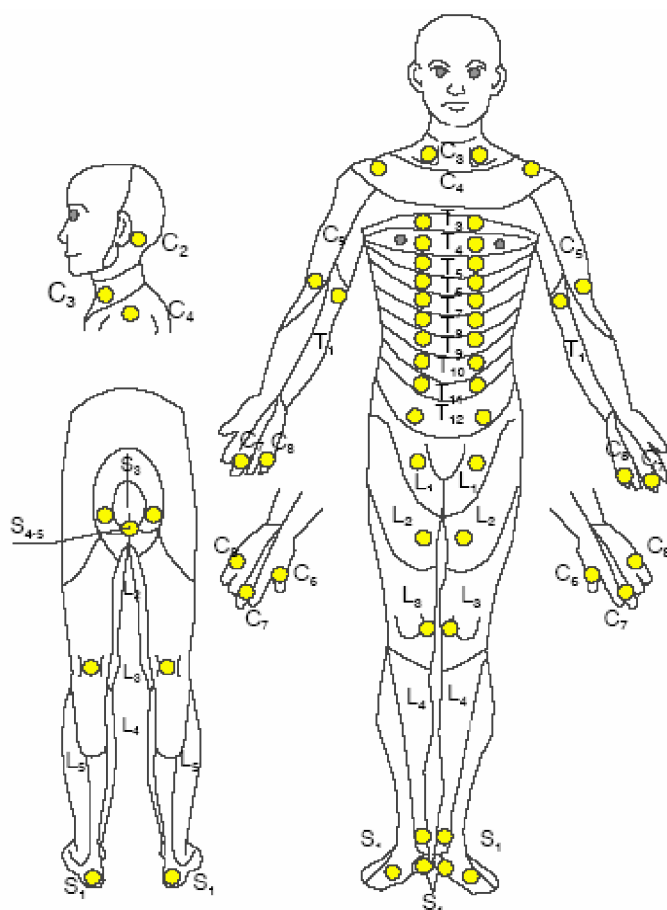
Rozměry:	28 x 21 x 7 cm (d x š x v)
Hmotnost:	980 g
EMG citlivost:	5 – 80 μ V, 50 – 800 μ V, 125 – 2000 μ V (parametry nastavitelné individuálně pro každý se dvou stimulačních kanálů)
Intenzita proudu:	0 – 6 mA při zapojovacím odporu 0 – 2500 Ω
Frekvence:	25 – 100 Hz
Stimulační doba:	1 – 12 s
Doba přestávky:	2 – 50 s
Max. napětí:	150 V
Tvar impulsu:	Asymetrický pravoúhlý impuls
Šířka proudu:	200 μ s
Zdroj proudu:	Alkalický 9V akumulátor 120 mAh
Stimulace svalstva	Dva nezávislé kanály

5.1 Standardní neurologické klasifikace poranění míchy (Asia – Score) a diskriminační činitel

Jde o standardní, světově používanou a jednotnou metodu. Princip vyšetření spočívá v tom, že se lidské tělo rozdělí z frontálního pohledu na dvě poloviny. Dále je tělo rozděleno na jednotlivé oblasti podle obratlů páteře. Jde o oblasti krční páteře (C1 – C7), hrudní páteře (Th1 – Th12), bederní páteře (L1 – L4), křížová kost a kostrč (páteř a jednotlivé oblasti související s konkrétním obratli viz. Příloha č. 1 – Páteř). Měření se začíná provádět nad oblastí, ve které došlo k poškození obratle a provádí se do té doby, dokud je možné cítit alespoň jeden dotyk. K měření se využívá metody dotyku (vyžívá se např. posuvného měřítka) a metody vpichu (např. pomocí jehly). Zjišťuje se, kolik bodů dotyku pacient cítí. Je stanovena stupnice (viz. tab. 5.1), podle které se zhodnotí citlivost. Dále je možné ještě hodnotit diskriminační činitel. Diskriminační činitel se určuje tak, že se zaznamená vzdálenost, ve které cítil pacient oba dotyky. Příklad takového měření je uveden v Příloha č. 2 – Asia - Score (měřicí protokoly uvedené v příloze č.2 poskytla klinika Ambulatorium).

0	=	Nepřítomnost
1	=	Nepatrný
2	=	Normální
NT	=	Netestováno

Tab. 5.1 Hodnocení Asia - Score



Obr. 5.2: Body vyšetření [3]

Pomocí metody lze zjistit a dále sledovat postupný vývoj poškození páteře a také sledovat postupné zlepšení. Vše ale vychází z nutnosti v období mezi jednotlivými kontrolami podstupovat IMF terapii např. s využitím přístroje z Obr. 5.1

Zde v tabulkách 5.3 a 5.4 uvádím dva vyšetřované pacienty a „stav“ postižení na začátku a po kontrole, která byla přibližně po roce.

5.1.1 Th 5/6 Plegie – Pacient č. 1

U tohoto případu jde o poranění v oblasti hrudní páteře, konkrétně o 6./7. obratel. Jde o ochrnutí, úplnou ztrátu hybnosti (= plegie).

Tabulka 5.2

Asia - Score									Diskriminační činitel [mm]				
Výška poranění	Start				Kontrola				Výška poranění	Start		Kontrola	
					Po 1 roce							Po 1 roce	
	P	L	P	L	P	L	P	L		P	L	P	L
C1	2	2	2	2	2	2	2	2	C1				
C2	2	2	2	2	2	2	2	2	C2				
C3	2	2	2	2	2	2	2	2	C3				
C4	2	2	2	2	2	2	2	2	C4				
C5	2	2	2	2	2	2	2	2	C5				
C6	2	2	2	2	2	2	2	2	C6				
C7	2	2	2	2	2	2	2	2	C7				
C8	2	2	2	2	2	2	2	2	C8				
Th1	2	2	2	2	2	2	2	2	Th1				
Th2	2	2	2	2	2	2	2	2	Th2				
Th3	2	2	2	2	2	2	2	2	Th3				
Th4	2	2	2	2	2	2	2	2	Th4				
Th5	2	2	2	2	2	2	2	2	Th5				
Th6	1	1	1	1	1	1	1	1	Th6	25	25	20	15
Th7	1	1	1	1	1	1	1	1	Th7	40	40	25	20
Th8	0	0	0	0	1	1	1	1	Th8	0	0	30	30
Th9	0	0	0	0	1	1	1	1	Th9			35	35
Th10	0	0	0	0	1	1	1	1	Th10			35	35
Th11	0	0	0	0	1	1	1	1	Th11			35	35
Th12	0	0	0	0	1	1	1	1	Th12			35	35
L1	0	0	0	0	0	0	0	0	L1			0	0
L2	0	0	0	0	0	0	0	0	L2				
L3	0	0	0	0	0	0	0	0	L3				
L4	0	0	0	0	0	0	0	0	L4				
S1	0	0	0	0	0	0	0	0	S1				
S2	0	0	0	0	0	0	0	0	S2				
S3	0	0	0	0	0	0	0	0	S3				
S4/5	0	0	0	0	0	0	0	0	S4/5				
Sečtená hodnota (max.56)	28	28	28	28	33	33	33	33					
% z normální hodnoty	50	50	50	50	59	59	59	59					

5.1.2 Th 7 Plegie – Pacient č. 2

U tohoto případu jde o poranění v oblasti hrudní páteře, konkrétně o 7. obratel. Jde o ochrnutí, úplnou ztrátu hybnosti (= plegie).

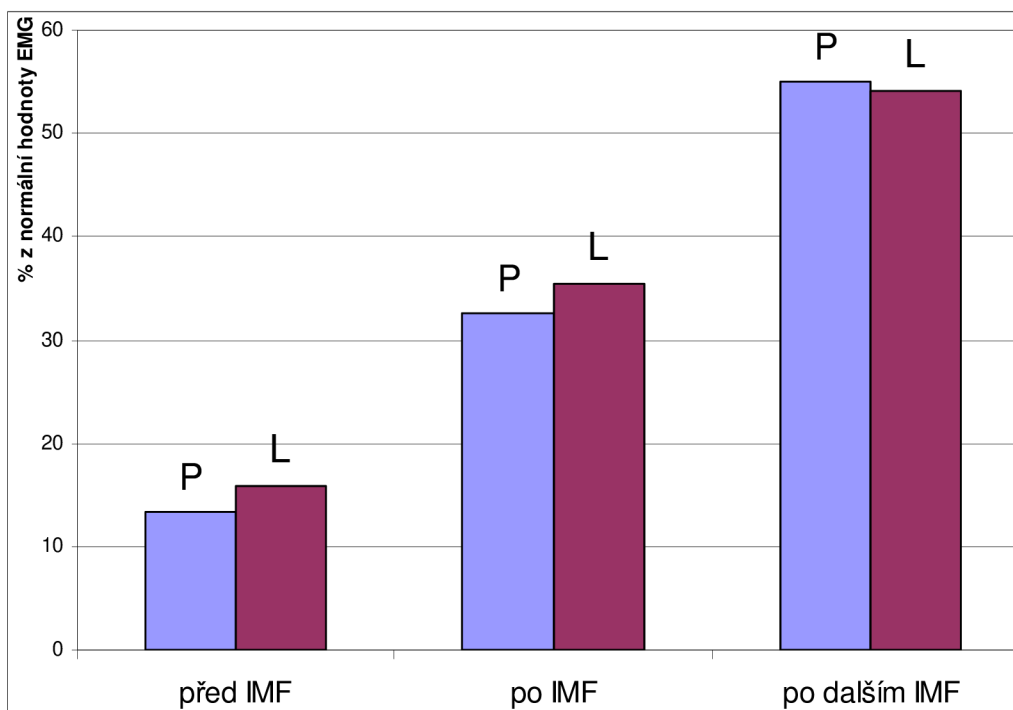
Tabulka 5.3

Asia – Score									Diskriminační činitel [mm]				
Výška poranění	Start				Kontrola				Výška poranění	Start		Kontrola po 1 roce	
					Po 1 roce					P	L	P	L
	P	L	P	L	P	L	P	L					
C1	2	2	2	2	2	2	2	2	C1				
C2	2	2	2	2	2	2	2	2	C2				
C3	2	2	2	2	2	2	2	2	C3				
C4	2	2	2	2	2	2	2	2	C4				
C5	2	2	2	2	2	2	2	2	C5				
C6	2	2	2	2	2	2	2	2	C6				
C7	2	2	2	2	2	2	2	2	C7				
C8	2	2	2	2	2	2	2	2	C8				
Th1	2	2	2	2	2	2	2	2	Th1				
Th2	2	2	2	2	2	2	2	2	Th2				
Th3	2	2	2	2	2	2	2	2	Th3				
Th4	2	2	2	2	2	2	2	2	Th4				
Th5	2	2	2	2	2	2	2	2	Th5				
Th6	2	2	2	2	2	2	2	2	Th6	2	2		
Th7	1	1	1	1	1	1	1	1	Th7	0	0	80	100
Th8	1	1	1	1	1	1	1	1	Th8	0	0	16	16
Th9	1	1	1	1	1	1	1	1	Th9	0	0	16	16
Th10	0	0	0	0	1	1	0	0	Th10			16	16
Th11	0	0	0	0	1	1	0	0	Th11			16	16
Th12	0	0	0	0	1	1	0	0	Th12			16	16
L1	0	0	0	0	1	1	0	0	L1			16	16
L2	0	0	0	0	0	0	0	0	L2				
L3	0	0	0	0	0	0	0	0	L3				
L4	0	0	0	0	0	0	0	0	L4				
S1	0	0	0	0	0	0	0	0	S1				
S2	0	0	0	0	0	0	0	0	S2				
S3	0	0	0	0	0	0	0	0	S3				
S4/5	0	0	0	0	0	0	0	0	S4/5				
Sečtená hodnota (max.56)	31	31	31	31	35	35	31	31					
% z normální hodnoty	55	55	55	55	63	63	55	55					

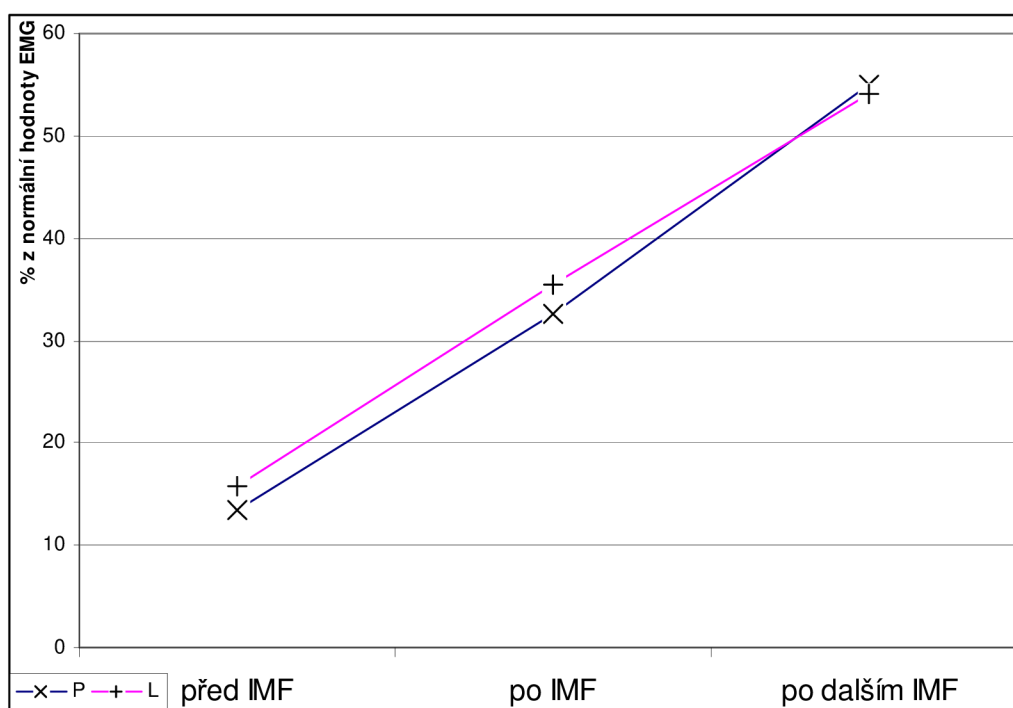
U zdravého člověka je maximální hodnota 56 (cítí oba dotyky). Z obou tabulek je vidět, že po roce došlo k procentuálnímu zlepšení jak Asia – Score (tj. citlivosti), tak i diskriminačního činitele.

5.2 EMG vyšetření

Pacient měl poraněný krční obratel (C6). Na začátku jeho léčby dosahovala procentuální hodnota z normální hodnoty EMG signálu u pravé strany pouze 13 %, respektive u levé strany 16 %. Po léčbě se dostala na hodnotu u pravé strany 55 % a levé strany 54%.



Obr. 5.3: Vývoj léčby IMF terapií (sloupcový graf) [3]



Obr. 5.4: Vývoj léčby IMF terapií (spojnicový graf) [3]

Obr. 5.3 a 5.4: Před začátkem terapie s pomocí IMF byla procentuální hodnota EMG signálu pouze u pravé strany 13%, respektive 16% u levé strany z normální hodnoty EMG signálu pro daný sval. Normální hodnota EMG signálu = hodnota získaná zprůměrováním několika hodnot EMG signálu pro konkrétní pozici. Hodnotu je možné určit díky existujícímu databázovému systému. Po prvním použití IMF terapie došlo k nárůstu hodnoty u pravé strany na 32%, respektive na 36% u levé strany z normální hodnoty EMG signálu. Po určité době, až organismus vyprodukoval nové buňky, které by bylo možné opět trénovat, bylo použito podruhé IMF terapie. Z obou grafů je opět patrný nárůst procentuální hodnoty EMG signálu. U obou stran po druhém použití IMF terapie dosahoval hodnot přes 50% z normální hodnoty EMG signálu. Z obou grafů průběhy léčby je patrné, že v s přibývajícím počtem cvičení s IMF terapií se zvyšuje procentuální hodnota EMG signálu. IMF terapie je tedy účinná.

6. Myofeedback

Myofeedback je formou biofeedbacku, u kterého je zpětná vazba většinou tvořena svalovou odpovědí na vyvolaný stimul. Myofeedback je tedy biofeedbackem využívaným pro cvičení svalů pomocí snímaného EMG signálu, který je následně zesílen a jako stimul vrácen ke svalu.

6.1 Popis biofeedbacku

Je známé, že člověk častěji onemocní v situacích ovlivněných jeho psychickou stránkou. Tzn., že se nedokáže dostatečně smířit s prostředím, se zážitky, které v něm v poslední době vyvolaly negativní pocit, je nucen čelit stresovým situacím apod. Zároveň ke vzniku a rozvoji onemocnění přispívá dnešní moderní doba, kdy jsou lidé zvyklí žít v teple domova, bez pohybu, u televize apod. Následně vzniklé nemoci jsou zvyklí léčit pomocí prášků a vůbec se už v dnešní době nezpomene na přirozenou obranu pomocí přírodních zdrojů, na přirozenou imunitu. Pomocí biofeedbacku je možné ji samovolně procvičovat díky vzniklé zpětné vazbě [3].

Jde o ozdravnou techniku, která dohromady v sobě využívá terapie s elektronikou. Díky využití biologické zpětné vazby se člověk stává součástí aktivního ozdravného procesu a ne jen pasivním uživatelem různých medikamentů.

Při biofeedbacku se průběžně snímá signál, který je podroben zpracování a dále vhodně prezentován pacientovi jako obrazový (nejčastěji), případně zvukový signál. Pacient se na základě toho učí rozpoznávat změny v tomto signálu a tyto změny postupně kontrolovat.

Modely biofeedbacku [3]:

- Výcvikový: založený na principu metody „pokus-omyl“, kdy se pacient na základě pokusů učí, dokud nenalezne „správný pokus“
- Relaxační nebo antistresový: stres je zde brán jako příčina poruch a cvičením se ho snaží minimalizovat, připravit se na něho, aby ho později lépe snášel

6.2 Popis myofeedbacku

Myofeedback je zpětná svalová odpověď. Myofeedback je biofeedback využívaný pro cvičení svalů pomocí snímaného EMG signálu, který je následně zesílen a jako stimul vrácen ke svalu. Cílem u myofeedbacku je řídit svalové napětí (zmenšit ho nebo naopak zvětšit ho). Bývá jednou z prvních pooperačních fází, kdy je ho použito pro stimulaci oslabených svalů, k jejich zesílení.

V dnešní době se nejčastěji využívá k myofeedbacku cvičení pomocí různých her, kdy např. cvičící svojí vyvíjenou svalovou aktivitou ovládá rychlost jedoucího auta. Tímto způsobem je možno cíleně rozvíjet požadovanou funkci. U myofeedbacku pomocí her je využito lidské povahy, konkrétně soutěživosti a hravosti. K dosažení požadovaného cíle je možné dojít pouze po splnění podmínek, které se učí ovládnout. Cvičící v průběhu cvičení sleduje vývoj hry před sebou na monitoru, kde se situace vyvíjí v závislosti na kontrole jeho svalů. Výhoda počítačového myofeedback je také v tom, že získaná cvičení se můžou zaznamenat, aby se později mohly vzájemně mezi sebou porovnat, vyhodnotit a stanovit

úroveň dosaženého zlepšení, pokud tam tedy nějaké je. Díky těmto cvičením je pacient schopen si časem vypěstovat samovolné návyky.



Obr. 6.1: Zařízení využívané ke snímání pohybu pacienta (Balance trainer) [3]

Používané myoofeedbacky jsou:

Počítačový myoofeedback [3]:

- provádění léčebně-rehabilitačních procedur v psychoterapeutické praxi;
- psychologickou relaxaci u psychologa v podniku (včetně vzdělávacích zařízení);
- prevenci přetížení u sportovců;
- osvojení návyků samoregulace v domácích podmínkách

Myoofeedback s využitím terapeutického přístroje:

- IMF terapie (viz. kap 4.)

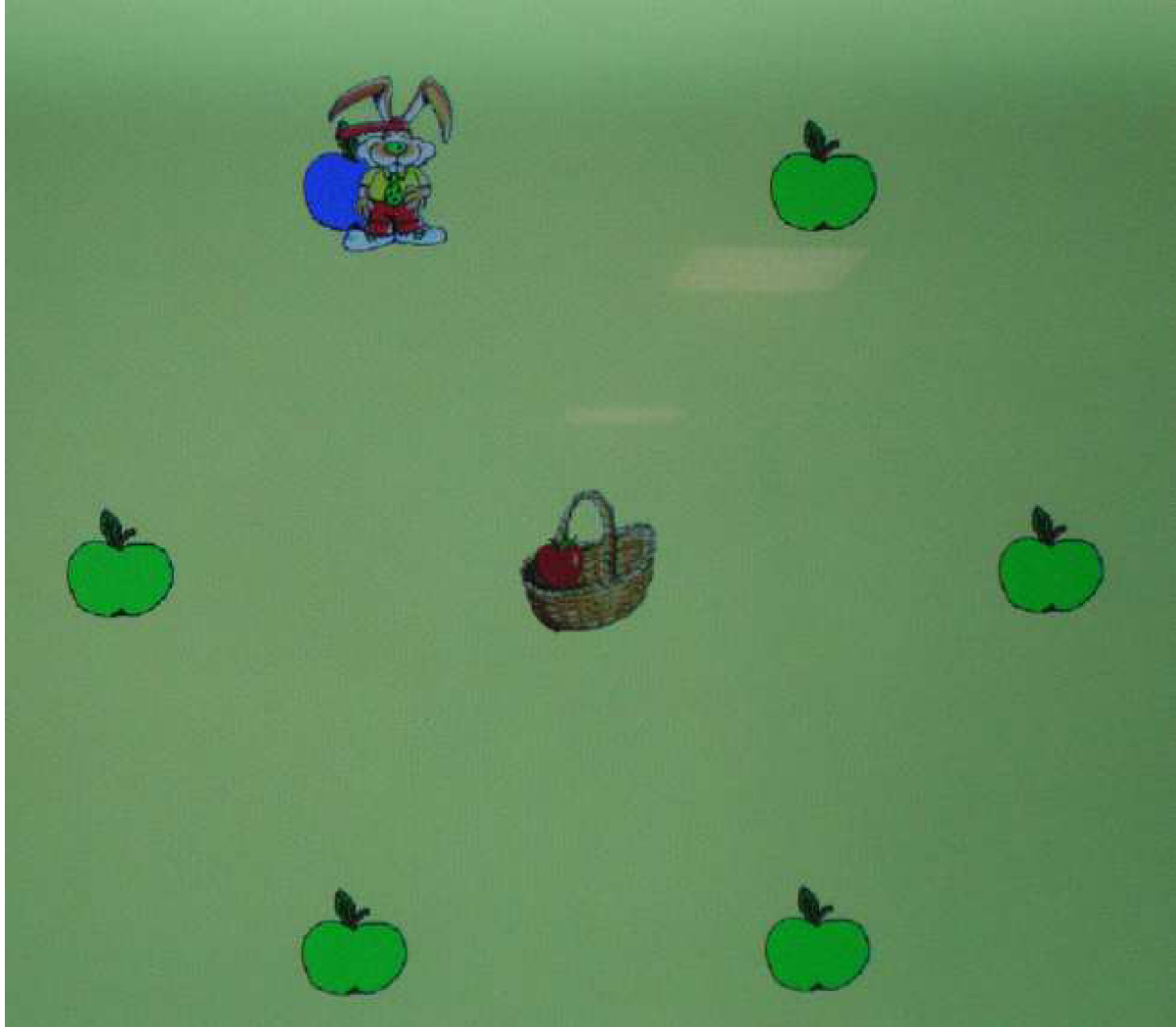
Myoofeedback lze v zásadě využít k:

- a) rehabilitaci
- b) léčbě

Ad a) Jde o zvyšování svalového napětí. Svaly mají po těžkých úrazech schopnost vykazovat určitou zbytkovou aktivitu. Použitím myoofeedbacku lze dosáhnout zlepšení a toho,

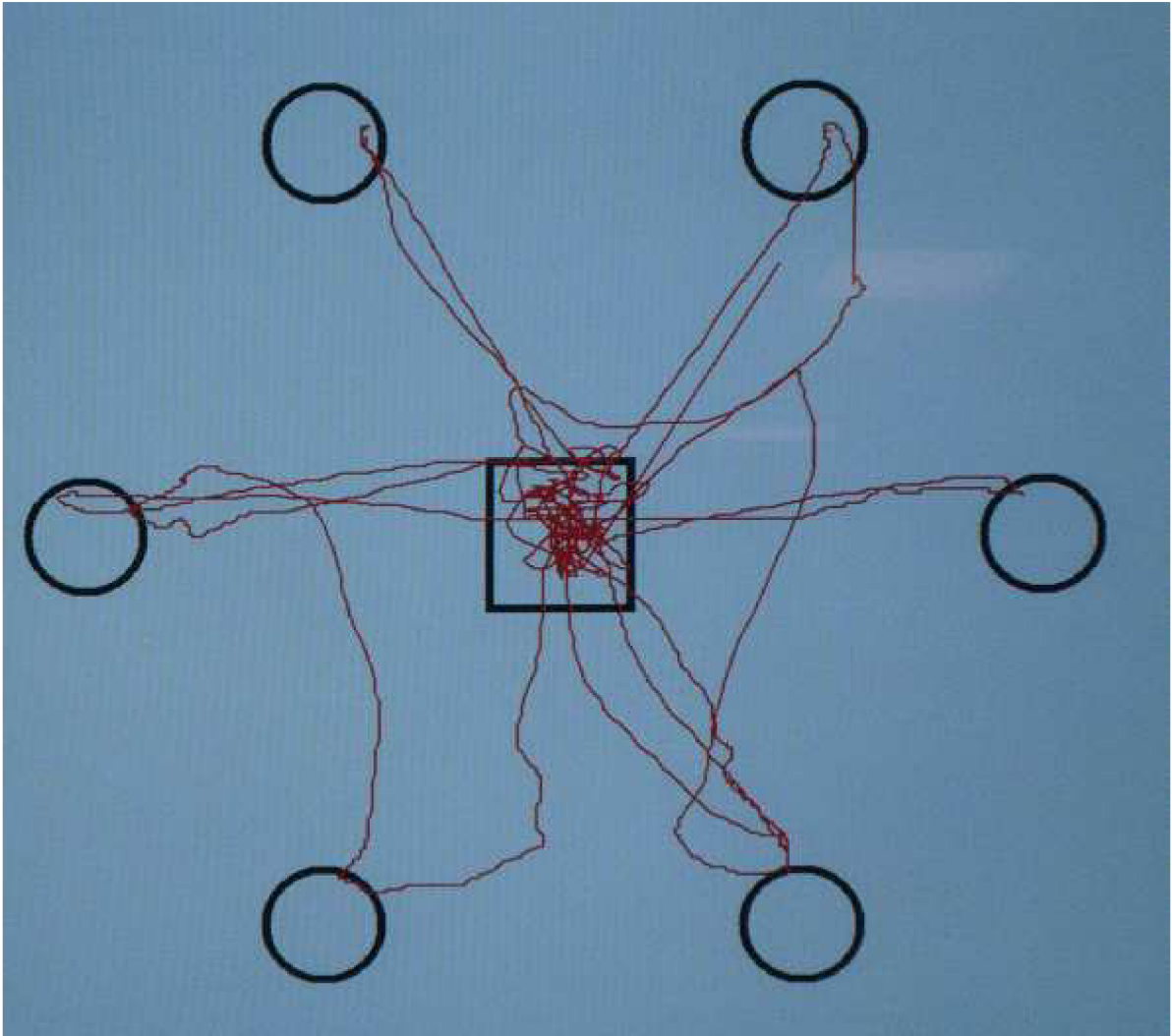
že svaly budou opět ovládnány vůlí. K rehabilitaci se myofeedbacku využívá také při pooperačních stavech, jde o jednu z prvních pooperačních fází.

Ad b) Jde o snižování svalového napětí, které způsobuje nespavost, svalové křeče, migrénu.



Obr. 6.2: Hra pro myofeedback – „králíček“ [3]

Na obr 6.2 je uvedena hra ke cvičení svalů na nohách a ke zlepšování tělesné motoriky. Pacient je upevněn do zařízení Balance trainer (viz. obr. 6.1). Toto zařízení je ještě navíc vybaveno optickými snímači polohy. Umožňuje se tím snímat náklon dopředu, dozadu apod. Jednotlivé zprávy o poloze zařízení jsou přenášeny do PC. Na monitoru PC je zobrazena hra (viz. obr. 6.2). Pacient upevněný v zařízení Balance trainer začíná z klidové nulové polohy (králíček stojí u košíku), tj. pacient stojí v klidu a nic nedělá. V průběhu hry se pak náhodně aktivují jablka a pacient upevněný v Balance traineru má za úkol k tomuto jablku dojít po co nejkratší a nejprímější cestě od košíku. Jako zpětná vazba je zde tedy použito pohyb králíčka v závislosti na směru naklonění se upevněného pacienta. Vyhodnocením je pak obr. 6.3



Obr. 6.3: Výsledek snažení se při hře „králíček“ [3]

7. Korové potenciály vázané na volní pohyb

Korové potenciály vázané na volní pohyb MRCP jsou potenciálové změny registrovatelné na skalpu, jejichž hlavní komponenty předcházejí realizaci volního pohybu. Jsou uváděny do souvislosti s mozkovými přípravnými ději volní motorické akce. Pozdní komponenty MRCP se objevují záhy po iniciaci volního pohybu a jsou považovány za projev zpětnovazebné kinestetické aferentace (přenos informací z periferie do centra). MRCP (její hlavní komponenty) je v podstatě zprůměrnění úseků elektroencefalogramu, které bezprostředně předcházejí vykonání volního pohybu [8].

7.1 Metodika registrace

Měřený subjekt je vyšetřován v poloze vsedě nebo vleže, volba záleží na optimální poloze vůči vykonávanému pohybu. Před začátkem měření je potřeba pacienta instruovat, aby během měření nechal oči otevřené, fixoval je na jeden určitý bod a nemrkal synchronizovaně s vykonávaným repetičním pohybem. Pro vyvolání MRCP je teoreticky možný jakýkoliv pohyb, nejčastěji se využívají pohyby [8]:

- Ohýbání nebo natažení prstu
- Ohýbání nebo natažení zápěstí
- Ohýbání nebo natažení lokte
- Svírání pěsti
- Ohýbání a natažení nohy

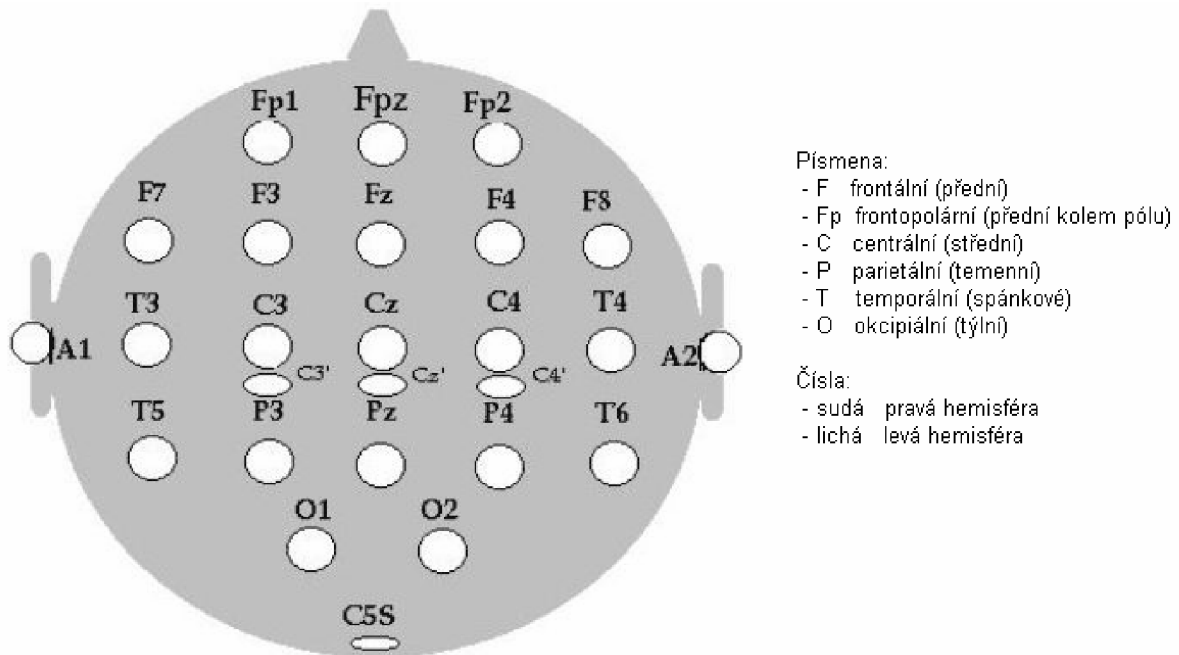
Nejjednodušší a nejlepší záznamy MRCP jsou z pohybů prstu, případně ruky. Frekvenci opakování volního pohybu si volí vyšetřovaný sám tak, aby intervaly mezi jednotlivými pohyby byly v rozmezí 3 až 10 sekund [8].

7.2 Snímání a zpracování EEG signálu

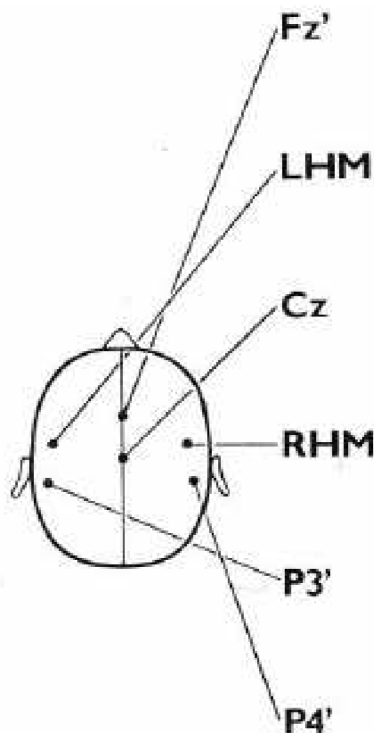
Během měření je potřeba určit okamžik iniciace každého repetičního pohybu. K tomu slouží tzv. trigger pulse (spouštěcí impuls) [8]. K určení spouštěcího impulsu se nejčastěji využívá elektromyogram, lze ale také použít např. mechanogramu s využitím potenciometru nebo akcelerometru [8]. Při použití elektromyografu se spouštěcí impuls snímá ze svalu, který vede pohyb. Podle snímaného svalu se využívá registrace povrchové nebo jehlové. Trigger pulse se zaznamená v okamžiku, kdy EMG signál dosáhne stanovené prahové hodnoty, tzn. při změně klidové hodnoty EMG.

Elektroencefalogram se snímá pomocí skalpu vybaveného elektrodami (viz obr 7.1). Pro měření pohybů ruky se využívá elektrod Cz (vertex), C3 a C4 (oblasti pro motorickou funkci ruky), viz. obr. 7.2. Časová konstanta EEG zesilovače se volí větší, jak 3 sekundy, aby bylo možné hodnotit pomalé potenciálové změny Bereitschaftspotential (viz. dále, kap. 7.3). U elektrod nesmí odpor přesáhnout 5 k Ω . Zapojení elektrod bývá nejčastěji monopolární a referenční elektroda bývá umístěna nejčastěji na ušním lalůčku. EEG signál se následně zpracuje zpětným zprůměrněním, kumulací. Jsou zprůměrována data bezprostředně

před a po iniciaci pohybu. Zprůměrovaný úsek musí obsahovat signál minimálně 1,5 sekundy před a 0,5 sekundy po spouštěcím impulsu [8].



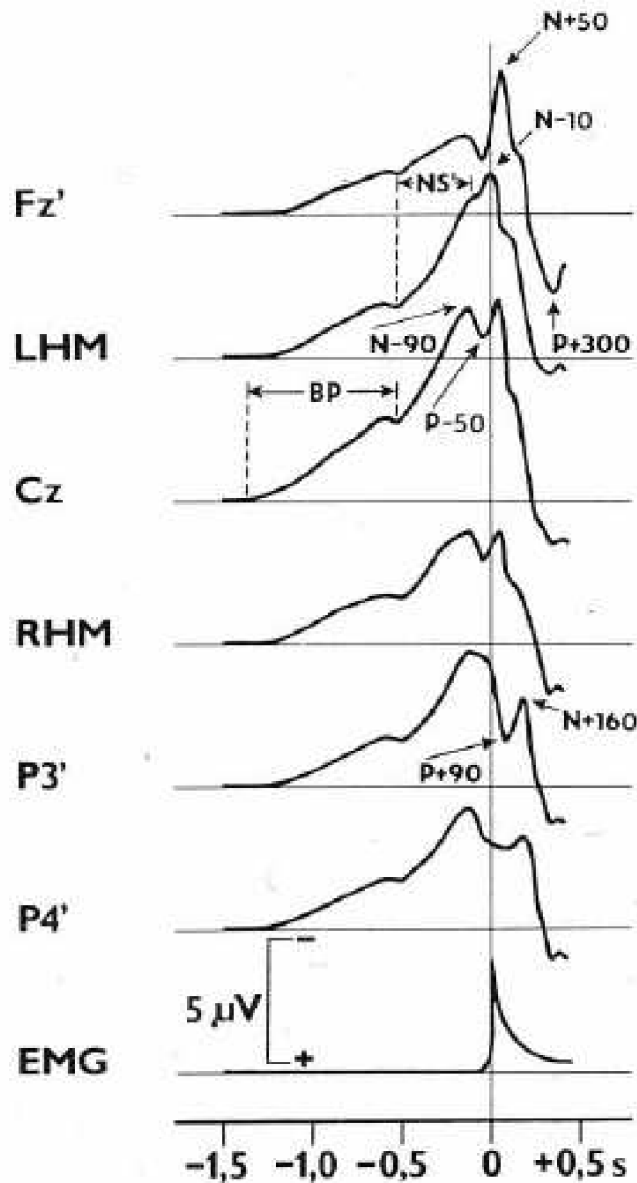
Obr. 7.1: EEG elektrody [4]



Obr. 7.2: Měřicí body MRCP pro EEG čepice [8]

(oblasti LHM, RHM odpovídají pozicím C3 a C4 EEG čepice, přesnější pozice umístění pohybových center v mozku jsou body P3' a P4', snímací elektrody ale nejsou obsaženy v EEG čepici)

Vyšetření se většinou skládá minimálně z 50 opakování repetičního pohybu, lépe je ale provést alespoň 70 opakování repetičního pohybu.



Obr. 7.3: Signál MRCP a BP [8]

7.3 Bereitschaftspotential

Bereitschaftspotential (BP) je přípravný motorický potenciál. Je to první a i z klinického hlediska nejvýznamnější komponent MRCP. Jeho výskyt předchází celkové pohybové úloze. Je potenciálem pomalým, jeho délka trvá až tři sekundy. Předchází samotnému volnímu pohybu a objevuje se přibližně 1,5 sekundy před začátkem samotného volního pohybu. Tento volní pohyb je většinou spouštěn rozhodnutím měřeného objektu. Není tudíž vyvolaný vnějším stimulem. Měřený objekt si ho nevybavuje, je schopen si vybavit až posledních cca 100 ms, což je úsek prováděného pohybu. Z celkového BP signálu je tedy většina nevědomou mozkovou činností. Maxima BP dosahuje nejčastěji v oblasti vertexu [8].

7.4 Klinické využití korových potenciálů vázaných na volní pohyb

Možnosti jsou zatím omezené, řada studií se zaměřuje na Parkinsonovu chorobu (během studií bylo MRCP u 90% vyšetřovaných abnormální). U pacientů zasažených s Ramsayův-Huntův syndromem BP chyběl úplně. Metoda MRCP je teprve ve stádiu „poznávání“ [8].

Parkinsonova choroba se projevuje onemocněním centrální nervové soustavy. Toto onemocnění souvisí s úbytkem nervových buněk z části mozku, který se nazývá černá substance. Choroba se projevuje postupnou ztrátou schopnosti ovládat a kontrolovat svůj pohyb [7].

V případě Ramsay-Huntova syndromu jde o napadení mozkového + lícního nervu virem typu herpes. Projevuje se silnou bolestí ucha, nedoslýchavostí, závratí a obrnou lícního nervu. Na boltci a zvukovodu se vyskytují puchýřky, sledující větvení lícního nervu, bývá přítomen i zánět [12].

8. Měření korových potenciálů vázaných na volní pohyb – Bereitschaftspotential

K získání BP bylo potřeba synchronizovaných signálů EMG a EEG. Výsledný BP byl pak získán kumulací jednotlivých úseků EEG signálu. BP se v EEG signálu vyskytuje přibližně 1,5 sekundy před začátkem vykonávání pohybu. Jeho délka trvání může být až 3 sekundy. BP je dějem přípravným a člověk, který vykonává pohyb si ho nevybavuje. Je schopen si vybavit pouze část BP a to část, během níž je pohyb vykonáván. Signál EEG se snímá z pozic C3, Cz a C4, což jsou pozice nacházející se nad mozkovou pohybovou oblastí. Počet repetičních pohybů by měl být minimálně 50, nejlépe však alespoň 70. Mezi jednotlivými repetičními pohyby by měla být pauza 3 až 10 sekund.

Pro získání výsledného BP bylo potřeba z EMG signálu detekovat počátky vykonávaného repetičního pohybu. Na základě získaných pozic počátků repetičních pohybů byl kumulován EEG signál. Část EEG signálu určenou ke kumulaci vymezuje okno, které bylo délky 3 sekundy. Začátek okna ke kumulaci EEG signálu byl 1,5 sekundy před detekovaným pohybem ze synchronizovaného EMG signálu. Celková délka okna nemusí být 3 sekundy. Hodnota 3 sekund byla odvozena od možné délky trvání samotného BP.

8.1 Měřicí protokol

Předmětem měření bylo porovnat BP při vykonávání extenze ukazováčku pravé ruky. Porovnává se mezi sebou samovolně spouštěný (vykonávaný) pohyb a pohyb spuštěný na podnět od obsluhy (slovní příkaz).

Vyšetřovaný sval:
M. extensor indicis

Prováděný repetiční pohyb:
Extenze ukazováku

Před započítáním samotného měření je nutné měřenou osobu poučit, aby:

- nemrkala synchronizovaně s vykonávaným pohybem
- byla uvolněná bez myšlenek (psychická pohoda)
- pohled byl soustředěný na jeden bod před sebou (vyloučení pohybu očí)

Nastavení přístroje:

Připojené EEG elektrody:

- Cz, C3, C4
- zemnicí na levém ušním lalůčku
- referenční na pravém ušním lalůčku

Vlastní měření:

Poloha: vsedě

Vykonávaný repetiční volní pohyb: extenze ukazováčku pravé ruky

Frekvence vykonávaného repetičního volního pohybu: 3 – 10 sekund

Počet opakování repetičního pohybu: minimálně 70

Spouštění BP:

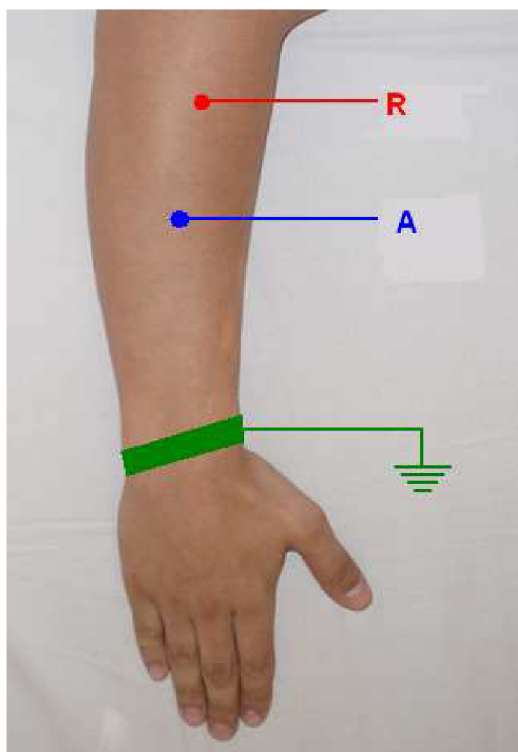
- sám nezávisle na sobě vyšetřovaný objekt
- na příkaz obsluhy

Umístění elektrod EMG (viz obr. 8.1):

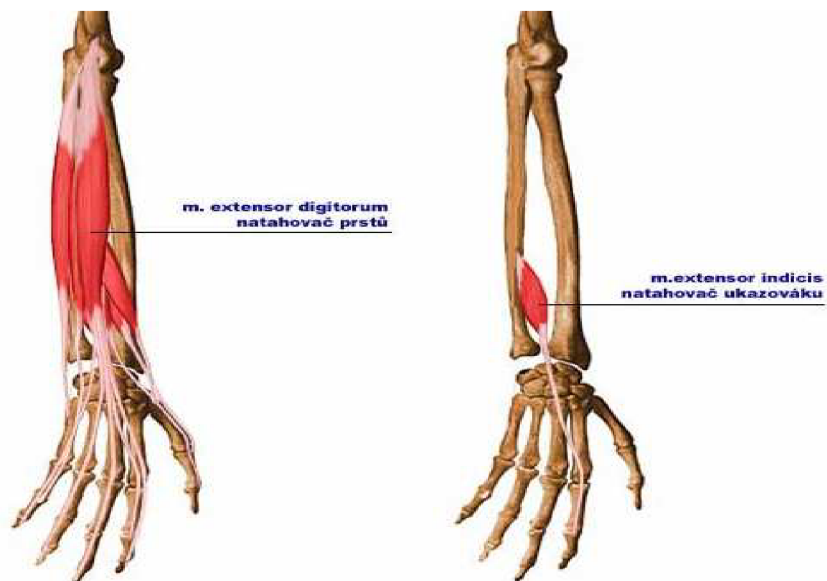
Aktivní elektroda: povrchová, barva modrá

Referenční elektroda: povrchová, barva červená

Zemnicí elektroda: pásková, umístěná kolem zápěstí, barva zelená



Obr. 8.1: Umístění elektrod EMG (A – aktivní elektroda, R – referenční elektroda)



Obr. 8.2: Dorzální strana předloktí – natahovač prstů a natahovač ukazováku [11]

Musculus extensor indicis (natahovač ukazováku, viz. obr. 8.2) najdeme nejnižše ze všech, začíná ve spodní třetině na zadní straně ulny a končí na posledním článku 2. prstu. Funkčně je to extenzor 2. prstu a napomáhá při extenzi zápěstí [11].

8.2 EEG stanice Alien

Jde o univerzální měřicí stanici skládající se z modulů:

- 32 kanálovou snímací EEG jednotkou
- PSG jednotkou (Polysomnografie)

PSG jednotka umožňuje natáčet synchronizovaně s EEG např.:

- EKG
- pohyb očí (EOG)
- svalové napětí (EMG)

Technické parametry EEG stanice:

Šířka pásma (0 – 1 dB)	460 Hz
Analogová časová konstanta	1 s \pm 5%, volitelně 3 s nebo 10 s
Maximální vstupní rozsah	\pm 2 mV
Nejvyšší vstupní stejnosměrná složka	\pm 240 mV
Ekvivalentní vlastní vstupní šumové napětí	2 μ Vp-p
Přesnost měření napětí	\pm 2%
Přesnost měření času	\pm 0,1%
Vnitřní analogový vzorkovací kmitočet	4096 na kanál
Potlačení vysokých kmitočetů od 525 Hz do 3,5 kHz	70 dB
od 3,5 kHz	50 dB
Potlačení soufázové složky	102 dB
Rozsah měření přechodové impedance	0 , 50 k Ω
Napájení	4 x 1,5 V
Provozní teplota	0 – 40°C
Třída přístroje	IIa dle N.V.č.181/2001 Sb.

K EEG stanici je standardně použita 19-ti kanálová EEG čepice s integrovanou referenční elektrodou.

8.3 Vypracování

Ke zpracování signálů byl využit program Matlab. Použitá verze byla Matlab R2007a. Následné grafické rozhraní bylo vytvořeno za pomoci nástroje pro tvorbu grafiky v Matlabu, grafického vývojového prostředí - guide.

Signály byly naměřeny na EEG stanici Alien, která obsahuje i jednotku pro snímání EMG signálu. Signály jsou vzájemně synchronizované. Synchronizaci signálů EMG i EEG zajistila EEG měřicí stanice Alien.

Naměřené signály EMG a EEG ze stanice Alien nejsou nijak upravené. Jednotlivé signály EMG byly nejdříve filtrovány pomocí pásmové zadržky, odstraňující frekvenci 50 Hz, a dále potom filtry horní propust a dolní propust. Filtrovaný EMG signál byl umocněn a diferencován, aby došlo potlačení úseků bez vykonávaného pohybu a naopak zvýraznění úseků obsahující pohyb (bursty). Ze zvýrazněného EMG signálu bylo potřeba získat obálku.

Toho bylo docíleno pomocí mediánové filtrace. Před ní bylo ale nutné převést celý signál na absolutní hodnotu, aby neobsahoval i záporné hodnoty. Mediánový filtr by jinak potom vybíral převážně nulové hodnoty. Po mediánové filtraci byl ještě použit obdélníkový filtr dolní propust pro výsledné vyhlazení EMG signálu. Takto byla získána obálka EMG signálu a ta byla podrobena prahování. Práh je odvozen z maximální hodnoty obálky. Díky prahování byly detekovány počátky pohybu. Pozice detekovaných počátků byly v signálu vyhledány a tyto body určují pozice oken pro kumulaci EEG signálu k získání BP.

Všechny EEG signály byly vyhlazeny pomocí dolní propusti, jejíž rozsah umožňuje program BP zvolit. Následně byly všechny EEG signály filtrovány pásmovou zádrží odstraňující kmitočet 50 Hz a dále pak filtry horní propust a dolní propust. Jednotlivé filtrované EEG signály byly na základě získaných pozic ze synchronizovaného EMG signálu kumulovány. Výsledné kumulované EEG signály vyjadřují BP.

Úprava EMG:

Signál EMG byl nejdříve filtrován filtrem s konečnou impulsovou charakteristikou pásmová zádrž (EMG_50) pro odstranění 50 Hz. Pak byl filtrován filtry s konečnou impulzivní charakteristikou horní propust (EMG_HP) a dolní propust (EMG_DP) (viz. obr. 8.7).

Parametry EMG filtrů s konečnou impulzivní charakteristikou:

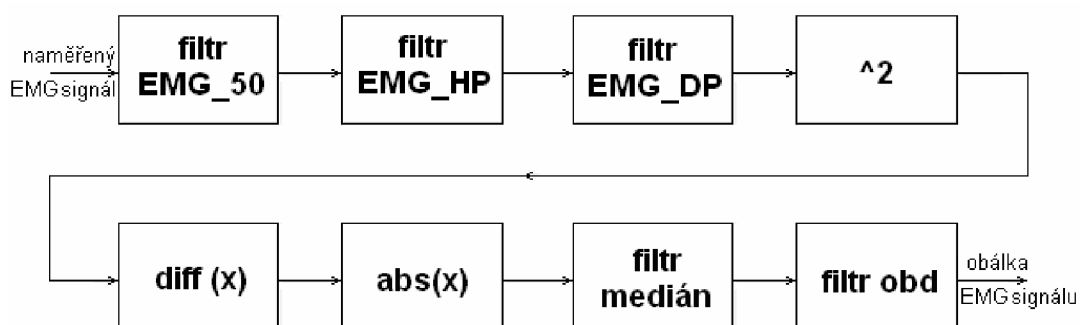
$$\text{EMG_50} = 49\text{-}50 \text{ Hz}$$

$$\text{EMG_HP: } f_m = 20 \text{ Hz}$$

$$\text{EMG_DP: } f_m = 400 \text{ Hz}$$

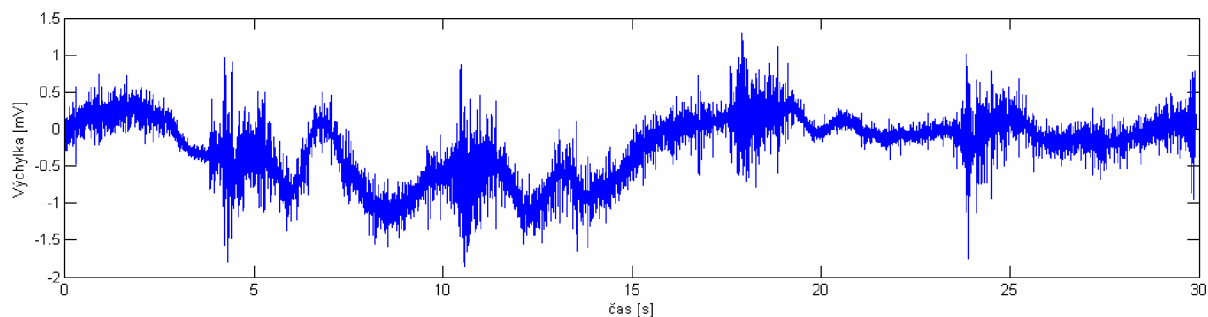
Filtrovaný EMG signál horní a dolní propustí byl následně umocněn na druhou a podroben diferenci. Těmito operacemi došlo k potlačení stavů bez pohybu nebo naopak ke zvýraznění úseků (burstů) vyjadřující vykonávaný pohyb. K vytvoření obálky EMG signálu bylo použito mediánové filtrace. Před použitím mediánového filtru bylo ale nutné signál převést na absolutní hodnotu, jinak by po mediánové filtraci obsahoval většinou nulové hodnoty. Mediánový filtr má rozsah 20 vzorků a po seřazení vzorků vybere střední hodnotu, tudíž hodnotu s největší četností výskytu. Po mediánové filtraci je získaná obálka EMG signálu ještě vyhlazena pomocí filtru dolní propust s obdélníkovou impulsovou charakteristikou o délce 1000 vzorků.

Průběh úpravy EMG signálu je znázorněn na obr. 8.3.

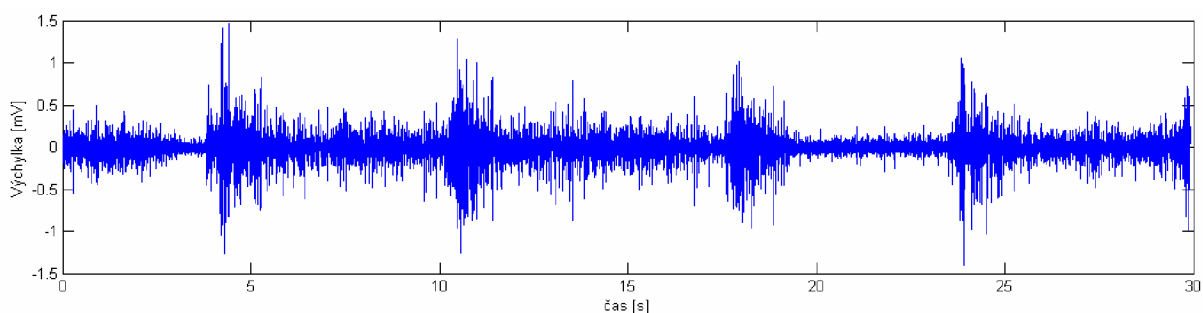


Obr. 8.3: Blokové schéma průběhu úpravy EMG signálu

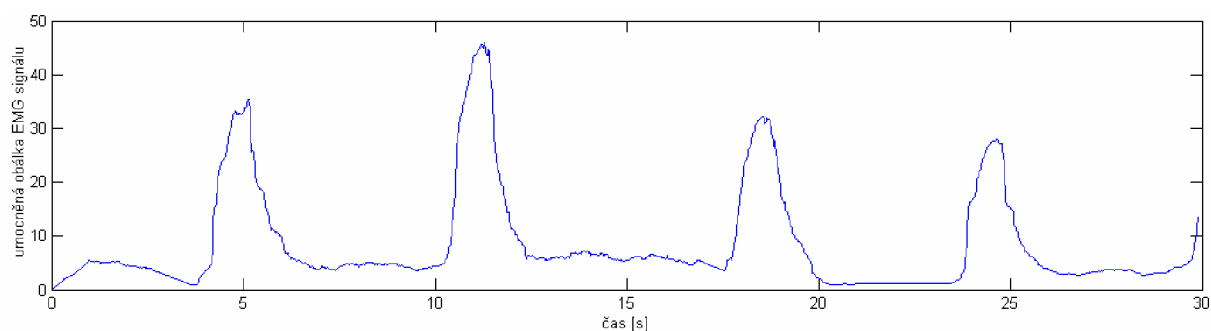
Na obrázcích 8.4, 8.5 a 8.6 je ukázán naměřený EMG signál, dále pak po filtracích (EMG_50, EMG_HP, EMG_DP) a mediánové filtraci s následným vyhlazením. Jde o EMG signál naměřený při druhém měření (pohyb spouštěný na pokyn druhé osoby). Kvůli přehlednosti je zobrazeno prvních 30 sekund (to odpovídá 30630 vzorků).



Obr. 8.4: Naměřený EMG signál



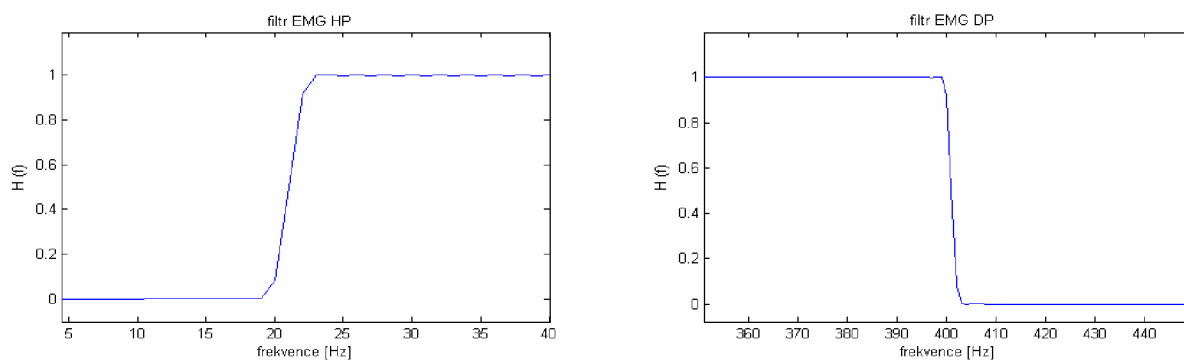
Obr. 8.5: EMG signál po filtraci



Obr. 8.6: Obálka EMG signálu

Osa y obrázku 8.6 nemá hodnoty srovnatelné se změřeným EMG signálem. Tuto skutečnost způsobila operace diference, kdy došlo k odečtení sousedních umocněných vzorků a tím ke ztrátě jak měřítka.

Přenosové charakteristiky filtru EMG_HP a EMG_DP jsou zobrazeny na obr. 8.7:



Obr. 8.7: Přenosové charakteristiky filtrů EMG_HP a EMG_DP

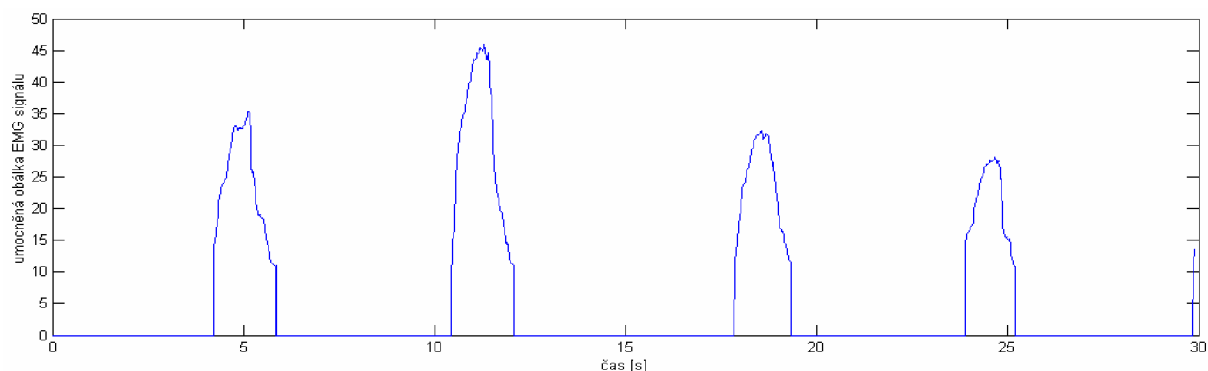
Prahování EMG a detekce pohybu:

Získaná obálka EMG signálu byla porovnávána s prahovou hodnotou. Hodnota prahu je nastavena na 10% z maximální hodnoty obálky.

$$\text{Prah} = 0.1 * \text{maximum obálky EMG signálu};$$

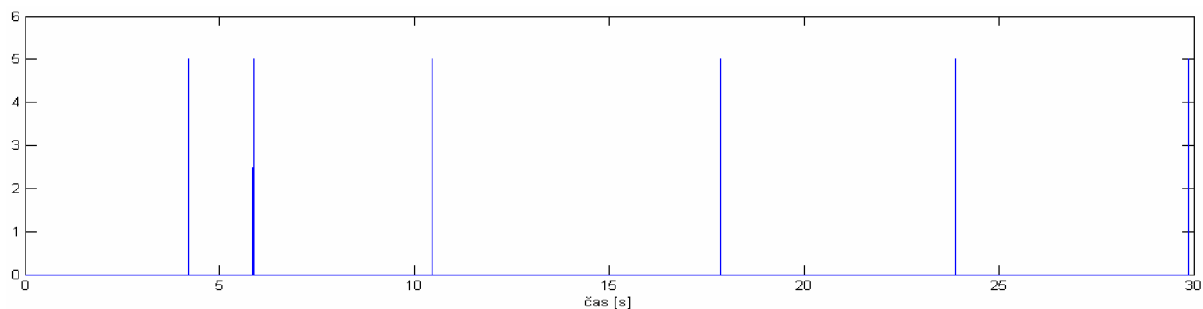
Po porovnání s prahem byly na pozice hodnot, které byly rovny prahové hodnotě a nebo jsou nižší, než-li je hodnota prahu, zapsány nuly. V případě, že byla hodnota obálky EMG signálu větší, než prahová, byla na její pozici zapsána konstantní hodnota (na velikosti této konstantní hodnoty nezáleží, musí být jen větší jak 1, protože později po dalších úpravách jsou hodnoty větší jak jedna považovány za počátek pohybu). Tento signál, který obsahuje pouze dvě hodnoty, byl podroben příkazu diff (deferenci). Tento příkaz mezi sebou odčítá dvě sousední hodnoty. Dojde tím k detekci míst v signálu, které mají tendenci narůstat a klesat. Obálka EMG signálu během vykonávaného pohybu ale obsahuje i místa, kdy signál poklesne a znovu se zvětší. Díky tomu byly nalezeny i chybné pozice. Proto byl tudíž vyhledán první nárůst v obálce EMG signálu a od tohoto místa proveden skok o tři sekundy. Hodnota tří sekund byla zvolena na základě předpokladu, že frekvence vykonávaných pohybů byla minimálně tři sekundy.

Na obrázcích 8.8, 8.9 a 8.10 jsou ukázky EMG signálu získaného při druhém měření (pohyb spouštěný na pokyn druhé osoby). Kvůli přehlednosti je zobrazeno pouze prvních 30 sekund (to odpovídá 30630 vzorků).



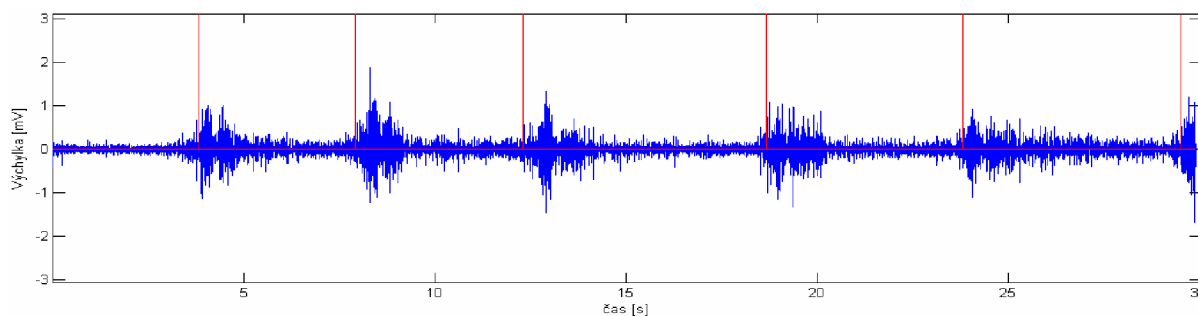
Obr. 8.8: Prahovaný EMG signál

Osa y obrázku 8.8 nemá hodnoty srovnatelné se změřeným EMG signálem. Tuto skutečnost způsobila operace diference, kdy došlo k odečtení sousedních umocněných vzorků a tím ke ztrátě jak měřítka.



Obr. 8.9: EMG signál po diferenci

Osa y obrázku 8.9 je bez jednotek, obsahuje konstantní hodnotu, která je uložena na nenulovou pozici po vyhledání zprahovaných hodnot)



Obr. 8.10: Detekované počátky pohybu v EMG signálu

Filtrace EEG:

Jednotlivé EEG signály byly nejdříve vyhlazeny filtrem dolní propust s obdélníkovou impulsovou charakteristikou. Hodnotu délky je možno v programu BP měnit, základní přednastavená hodnota je 1000. V druhém případě, kdy je hodnota délky okna volitelná, je možno ji nastavit z intervalu 500 -1000. Po jejich vyhlazení byly EEG signály filtrovány filtrem s konečnou impulzivní charakteristikou pásmová zádrž (EEG_50) pro odstranění 50 Hz. Následně pak byly ještě filtrovány filtry s konečnou impulzivní charakteristikou horní propust (EEG_HP) a dolní propust (EEG_DP).

Parametry EEG filtrů s konečnou impulzivní charakteristikou:

$$\text{EEG_50} = 100 \text{ Hz}$$

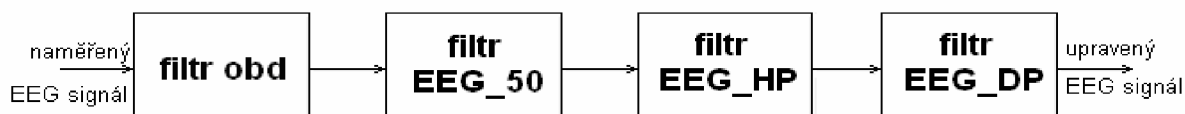
$$\text{EEG_HP: } f_m = 1 \text{ Hz}$$

$$\text{EEG_DP: } f_m = 100 \text{ Hz}$$

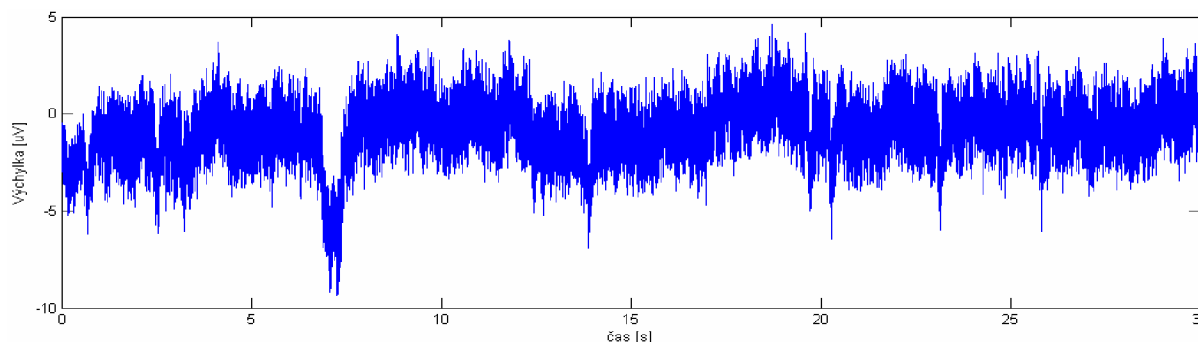
Hodnoty filtrů jsou odvozeny od hodnot doporučených ISCEV. Podle ISCEV jsou doporučené hodnoty:

- horní mezní kmitočet max. 1 Hz
- dolní mezní kmitočet min. 100 Hz

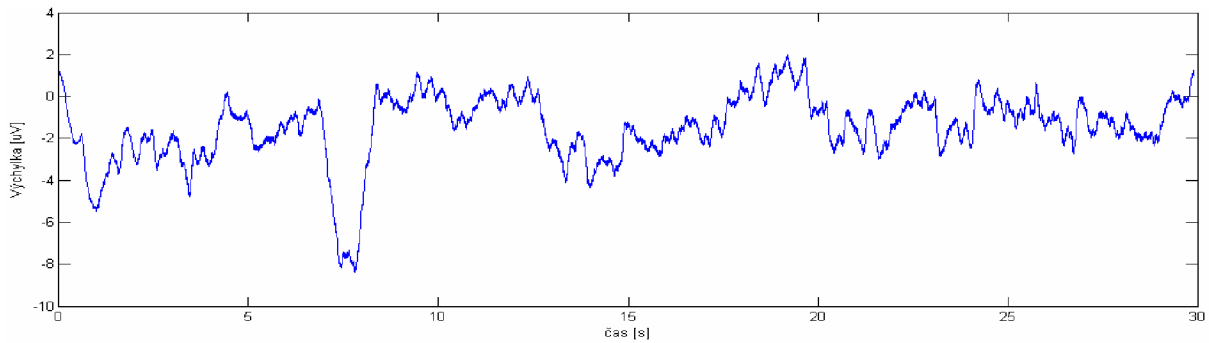
Přenosové charakteristiky filtru EEG_HP a EEG_DP jsou zobrazeny na obr. 8.14.



Obr. 8.11: Blokové schéma filtrace EEG signálu

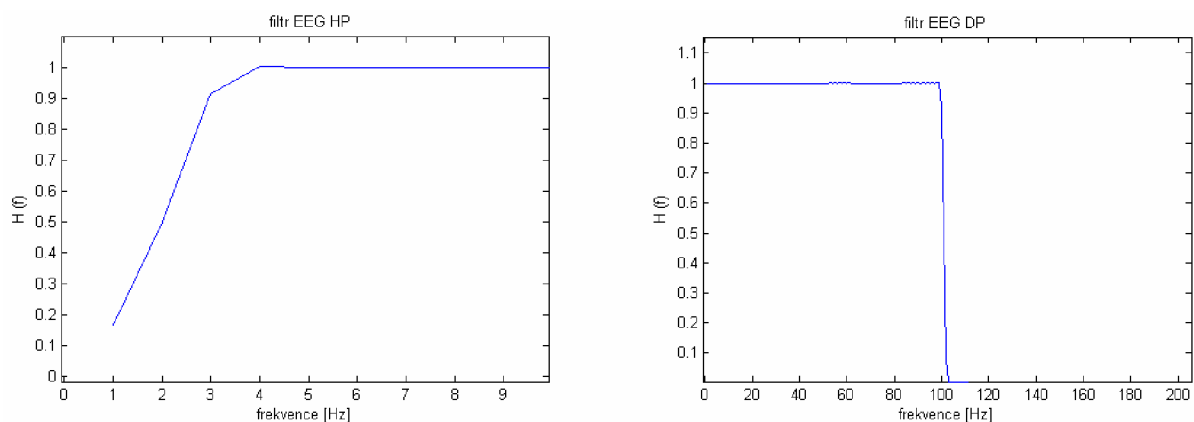


Obr. 8.12: Naměřený EEG signál



Obr. 8.13: Filtrovaný EEG signál

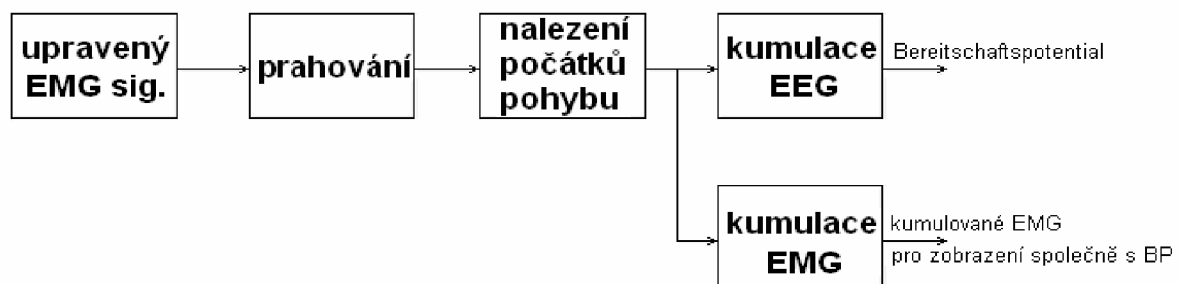
Na obrázcích 8.12 a 8.13 jsou zobrazeny EEG signály z elektrody C4 při měření druhého pokusu (pohyb spouštěný na pokyn druhé osoby). Kvůli přehlednosti je zobrazeno prvních 30 sekund (to odpovídá 30630 vzorků).



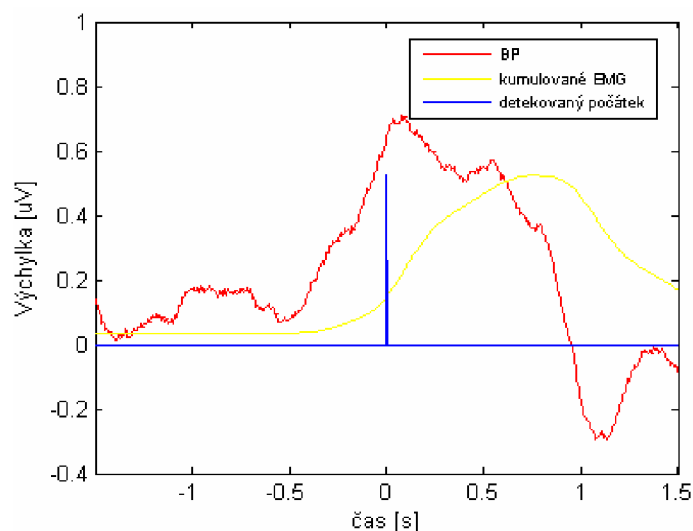
Obr. 8.14: Přenosové charakteristiky filtrů EEG_HP a EEG_DP

Kumulace EEG a EMG signálů:

Na základě nalezených pozic počátků repetičního pohybu z obálky EMG signálu byly stanoveny pozice kumulačního okna. Detekovaná pozice tvoří střed okna. Základní délka okna byla 3 sekundy (tzn. že začíná 1,5 sekundy před detekovaným pohybem). Délku okna je možno volit v nastavení programu BP. Interval nastavení je 1 až 5 sekund. Potom byl EEG signál kumulovaný pro každý naměřený EEG signál zvlášť. Kumulací byly získány výsledné BP pro dané pozice (C3, Cz a C4). Z pozic získaných detekcí počátků repetičního pohybu byla také provedena kumulace příslušných obálek EMG signálů. Tato operace byla provedena z důvodu zobrazení obálky pohybu EMG signálu v jednom okně společně s BP a pozicí detekce (viz. obr. 8.16).



Obr. 8.15: Blokové schéma kumulace signálů



Obr. 8.16: Výsledné zobrazení BP

Na obrázku 8.16 je zobrazeno výsledné okno s BP (červeně) pro signál z elektrody C3 druhého měření. Obrázek dále obsahuje kumulovanou obálkou EMG signálu (žlutě) a se znázorněným počátkem detekovaného pohybu (modře). BP je pro elektrodu C4 z měření druhého pokusu (pohyb spouštěný na pokyn druhé osoby). Průběh kumulované obálky je uveden pro lepší přehlednost, aby bylo vidět, že BP začíná dříve než vykonávaný pohyb a její měřítko neodpovídá ose y.

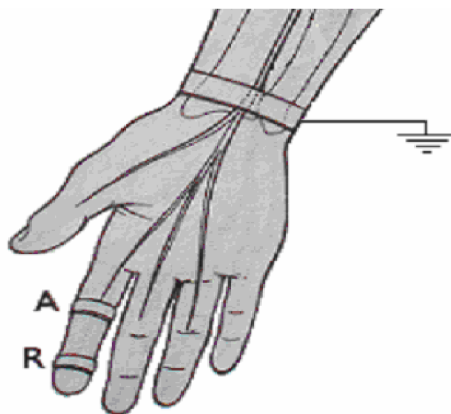
Signály:

K programu BP jsou přiloženy dva signály:

- BP.mat
- BP1.mat

Soubor BP.mat obsahuje signály naměřené podle vypracovaného měřicího protokolu (viz. kap. 8.1). Signály byly měřeny dvakrát, pokaždé za rozdílných podmínek vedoucích k vykonání repetičního pohybu. Hodnota vzorkovací frekvence byla 1024 Hz.

Soubor BP1.mat obsahuje signály, kde EMG bylo měřeno jako rozdíl dvou potenciálů nervu. Elektrody pro měření EMG signálu byly v tomto případě umístěny podle obr. 8.17. Nejde o správně měřený BP, protože signál EMG se má při měření BP snímat ze svalů a ne, jak bylo to v tomto případě, z nervového vlákna. Signál je přiložen pouze pro ukázkou, že i zde lze dosáhnout BP, ale není dále uvažován. Hodnota vzorkovací frekvence byla 1024 Hz.



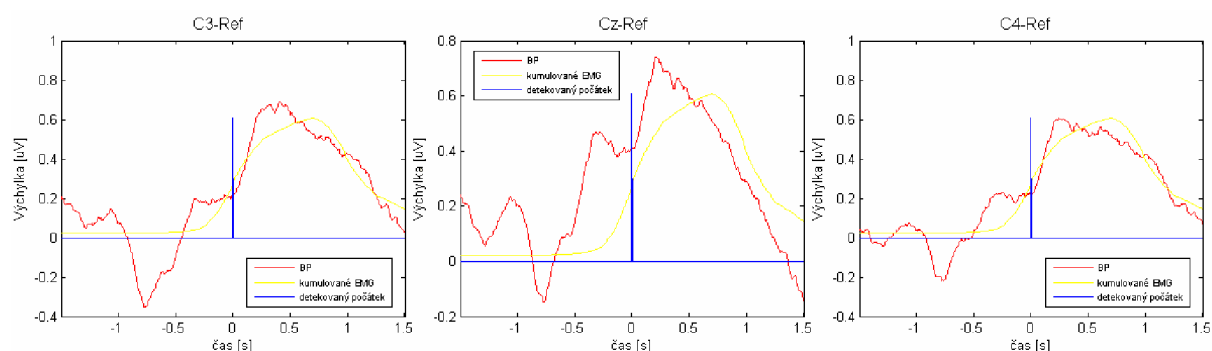
Obr. 8.17: Umístění EMG elektrod pro měření rozdílu potenciálů nervového vlákna [1]

Signálový soubor „BP.mat“ a „BP1.mat“ obsahuje:

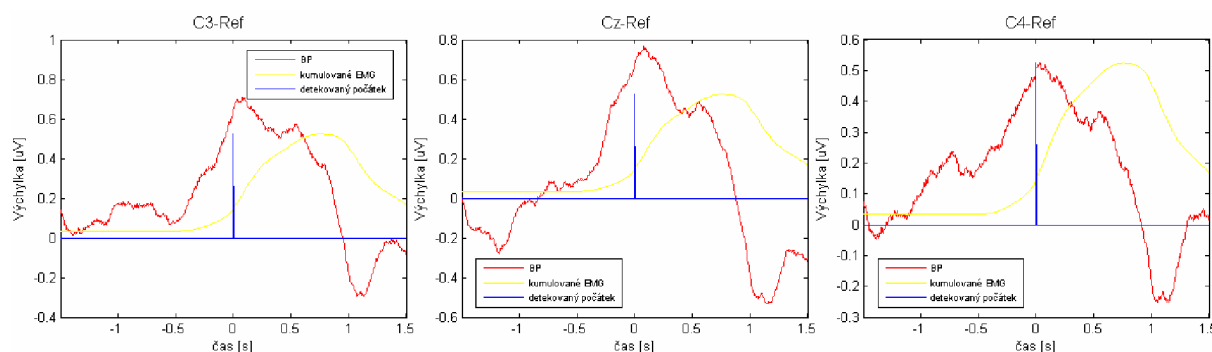
- EEG signály C3, Cz a C4 měřené pro první pokus
- EEG signály C3, Cz a C4 měřené pro druhý pokus
- dva EMG signály příslušné k měřeným pokusům
- hodnotu vzorkovací frekvence ($f_{vz} = 1024 \text{ Hz}$)

8.4 Výsledky měření

Výsledné průběhy BP společně s kumulovanou obálkou EMG signálu jsou uvedeny na obr. 8.18 (pro měření se samovolným spouštěným pohybem) a na obr. 8.19 (pro měření se spouštěným pohybem na pokyn od druhé osoby). Na obrázcích jsou uvedeny jednotlivé BP pro EEG elektrody C3, Cz a C4 (červená barva), kumulovaná obálka příslušného EMG signálu (žlutá barva) a detekovaný počátek pohybu, jehož pozice je závislá na hodnotě prahu.



Obr. 8.18: Výsledné BP pro 1. měření (samovolně spouštěný pohyb)



Obr. 8.19: Výsledné BP pro 2. měření (pohyb spouštěný pokynem od druhé osoby)

1. měření (obr. 8.18): měřená osoba vykonávala pohyb sama podle svého uvážení. Při vykonávání repetičního pohybu bylo nutné jen dodržet podmínku, aby mezi jednotlivými stahy svalů byl zachován interval 3 až 10 sekund. Tento interval se ale velmi těžce dodržoval, protože měřená osoba měla být uvolněná, bez myšlenek. A proto se trefit do požadovaného intervalu bylo obtížné. BP se na všech třech elektrodách vyskytuje. BP je pomalým dějem, který se v EEG signálu může začít vyskytovat již 1,5 sekundy před vykonaným pohybem. V případě měření prvního se začíná objevovat 0,5 sekundy před provedením pohybu. To, že začíná touto hodnotou, lze přičíst skutečnosti, že všechny repetiční pohyby nebyly detekovány úplně na počátku. Tím pak došlo k posunu při kumulaci. Z celého EMG signálu nebyly detekovány čtyři pohyby. Ty se nepodařilo detekovat kvůli jejich malé hodnotě obálky EMG signálu a při snížení prahu by došlo k detekci chybných pozic.

Při subjektivním hodnocení byl BP v případě prvního měření horší, než v případě měření druhého.

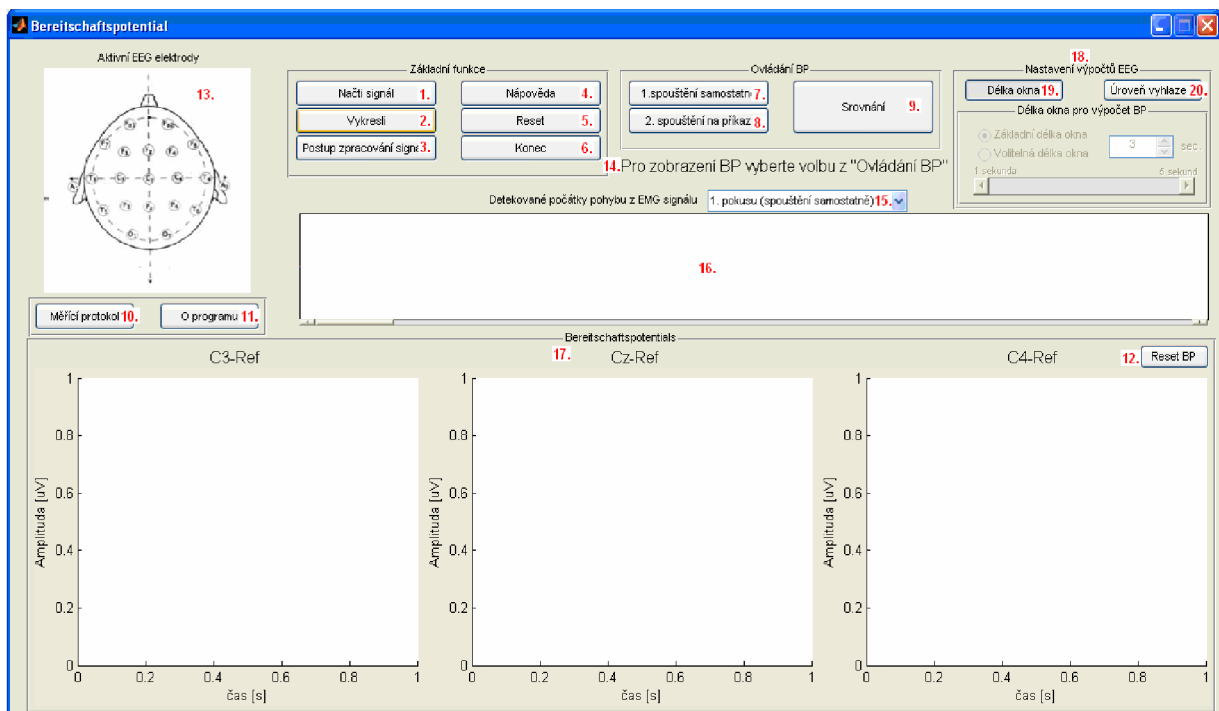
2. měření (obr. 8.19): měřená osoba vykonávala pohyb na slovní pokyn od druhé osoby. Díky pokynům k vykonání pohybu byla dodržena podmínka intervalu 3 až 10 sekund. Díky tomu bylo i zajištěno, že měřená osoba na interval vykonávaného repetičního pohybu nemyslela a to znamenalo i vhodnější podmínky pro měření. Všechny tyto skutečnosti se projeví na výsledných BP, kde u všech tří elektrod BP už začíná cca 1,4 sekundy před provedením pohybu. Nejlepšího BP by mělo být dosaženo na elektrodě C3, což odpovídá. Nejlepší BP pod touto pozicí byl proto, že jde o pozici, která přibližně odpovídá poloze centra pohybu pro pravou horní končetinu. Z celého EMG signálu nebyl detekován jeden pohyb. K jeho detekování nedošlo proto, že jeho obálka nedosahuje prahové hodnoty.

Subjektivním hodnocením je vidět, že v případě druhého měření byly BP potenciály lepší, než v případě prvního měření.

Z provedených měření je vidět, že BP se před vykonáním pohybu objevuje vždycky. Z tohoto poznatku lze dojít k závěru, že princip IMF terapie je správný. Že představou pohybu a trénováním lze dosáhnout pokroku v léčbě a zlepšení celkové motoriky. Metoda je ale náchylná na vliv okolí, kdy k provádění cvičení je nutný absolutní klid, uvolněnost a vůle chtít něco se svým stavem dělat.

8.5 Popis funkcí jednotlivých ovládacích prvků

Program je optimalizován pro rozlišení 1280 x 800. Po spuštění BP programu se zobrazí uživatelské rozhraní, viz. obr. 8.20.



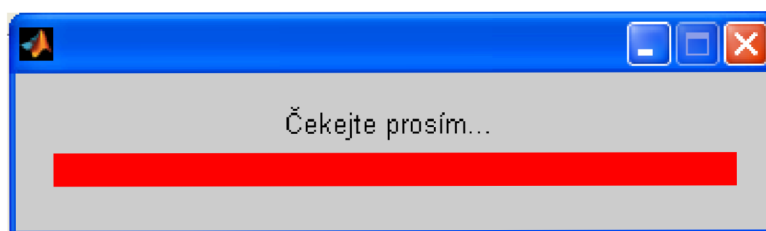
Obr. 8.20: Uživatelské rozhraní

Seznam funkčních prvků (viz obr. 8.20):

1. Načti signál
2. Vykresli
3. Postup zpracování signálů
4. Náповěda
5. Reset
6. Konec
7. 1. spouštění samostatně
8. 2. spouštění na příkaz
9. Srovnání
10. Měřicí protokol
11. O programu
12. Reset BP
13. Aktivní EEG elektrody
14. Interaktivní nápověda
15. Výběr EMG signálu k zobrazení
16. Okno pro zobrazení EMG signálu s detekovanými počátky pohybu
17. Výsledné Bereitschaftspotentials
18. Nastavení výpočtů EEG
19. Délka okna
20. Úroveň vyhlazení

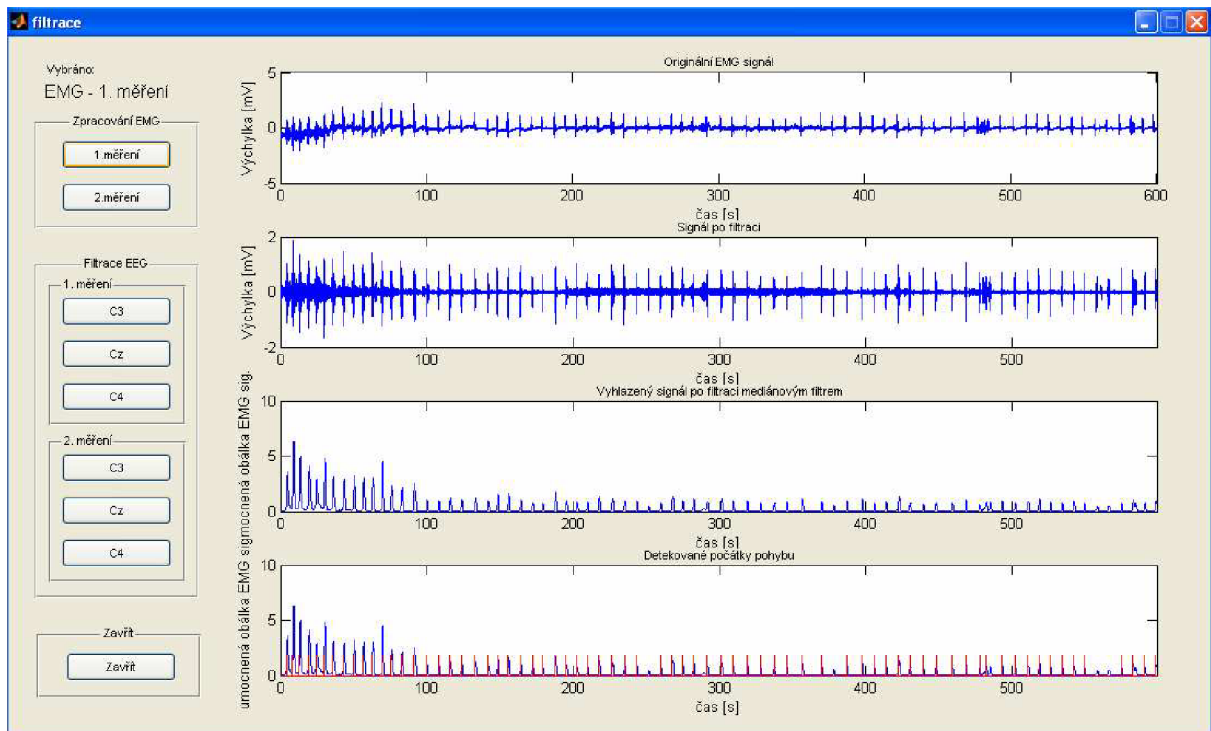
1. **Načti signál** – po stisknutí tlačítka se otevře okno pro načtení datového souboru „*.mat“ (např. BP.mat)

2. **Vykresli** – provede filtraci EMG signálů a detekuje v nich pozice počátků vykonávaných pohybů. Dále provede filtraci EEG signálů a na základě získaných pozic počátků pohybů z EMG signálu provede kumulaci EEG signálu pro získání výsledných Bereitschaftspotentials. Průběh výpočtu je signalizován pomocí okna „Čekejte prosím“ (viz. Obr. 8.21) a jeho ukončení dialogovým oknem.



Obr. 8.21: Znárodnění průběhu výpočtu

3. **Postup zpracování signálů** – otevře nové okno „filtrace“ (viz. Obr. 8.22) s možností zobrazení signálů s postupem jejich zpracování.

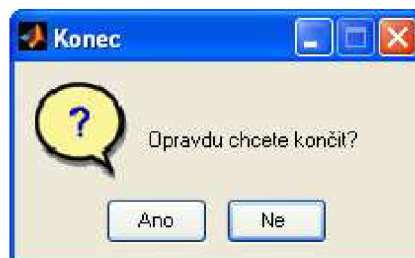


Obr. 8.22: Okno s postupem zpracování EMG signálu naměřeného pro 2. pokus

4. **Nápověda** – otevře samostatný figure, který obsahuje stručný popis funkcí jednotlivých tlačítek. Jsou zde také tlačítka pro otevření vypracovaného měřicího protokolu a popisu programu.

5. **Reset** – uvede celý program BP do původního výchozího stavu. Je nutné i zadat opět soubor se signály.

6. **Konec** – otevře dialogové okno pro ukončení programu, přednastavena je volba ne.



Obr. 8.23: Dialogové okno k ukončení programu BP

7. **1. spouštění samostatně** – vykreslí průběhy BP potenciálů do grafů Bereitschaftspotential (17) vypočítaných pro první měření. Dále provede označení aktivních EEG elektrod do okna „Aktivní EEG elektrody“ (13) a zobrazí příslušný EMG signál, kdyby byl zobrazen zrovna jiný.

8. **2. spouštění na příkaz** – vykreslí průběhy BP potenciálů do grafů Bereitschaftspotential (17) vypočítaných pro druhé měření. Dále provede označení aktivních EEG elektrod do okna „Aktivní EEG elektrody“ (13) a zobrazí příslušný EMG signál, kdyby byl zobrazen zrovna jiný.

9. **Srovnání** – zobrazí nad jednotlivými okny C3 – Ref, Cz – Ref a C4 – Ref popupmenu pro porovnání jednotlivých BP získaných z měření 1. a 2. mezi sebou (je možno mezi sebou porovnat až tři BP). U vybraného BP je zakreslena odpovídající EEG elektroda v okně „Aktivní EEG elektrody“ (13).

10. **Měřicí protokol** – otevře dokument s navrhnutým měřicím protokolem.

11. **O programu** – otevře dokument s popisem programu a jeho funkcí.

12. **Reset BP** – tato volba provede návrat do stavu, kdy bylo zmáčknuto tlačítko „Srovnání“ (9), tj. vymazání oken „Výsledných Bereitschaftspotentials“ (17) a také vymazání zaznačených EEG aktivních elektrod (13).

13. **Aktivní EEG elektrody** – značí do nákresu rozmístění elektrod EEG čepice používané, aktivní elektrody pro daný případ.

14. **Interaktivní nápověda** – místo s jednoduchou nápovědou navádějící k dalšímu postupu v použití programu BP.

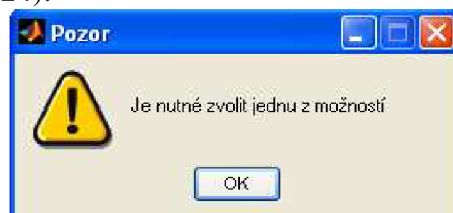
15. **Výběr EMG signálu k zobrazení** – pomocí popupmenu umožňuje si zvolit zobrazit jeden ze dvou měřených EMG signálů. Volba zobrazení nemá vliv na detekované počátky pro kumulaci EEG signálu.

16. **Okno pro zobrazení EMG signálu s detekovanými počátky pohybu** – zobrazuje EMG signál s detekovanými počátky. Pro délku záznamu je pro přehlednost zobrazena pouze část signálu a zbytek lze zobrazit pomocí příslušného slideru.

17. **Výsledné Bereitschaftspotentials** – zde jsou vykresleny do jednotlivých grafů odpovídající BP (v případě použití tlačítek 7. a 8.). V případě použití tlačítka 9 (Srovnání), je možnost v jednotlivých grafech zobrazit libovolné BP.

18. **Nastavení výpočtů EEG** – okno obsahující nastavení stupně filtrace EEG signálů a délku okna ke kumulaci EEG signálů.

19. **Délka okna** – přepne na panel, kde je možnost nastavení délky okna pro výpočet všech BP. V tomto panelu je možno zvolit jednu ze dvou možností. Přednastavená možnost je základní (pevně nastavená) délka okna k výpočtu kumulací EEG signálů. Přednastavená hodnota délky okna je 3 sekundy. Druhá možnost zaktivní slider a editační okno, pomocí nichž můžeme zadat délku okna. Hodnotu okna je možné nastavovat z rozsahu 1 - 5 sekund. Je nutné, aby byla zvolena jedna ze dvou možností (buď základní délka okna nebo volitelná). Nepřípustný stav, kdy je nutné zvolit jednu ze dvou možností, je signalizován pomocí varovného okna (viz. Obr. 8.24).



Obr. 8.24: Varovné okno

20. **Úroveň vyhlazení** – přepne na panel, kde je možnost nastavení úrovně filtrace EEG signálů. V tomto panelu je možno zvolit jednu ze dvou nabízených možností. První možností je přednastavená úroveň, kdy program použije nastavenou hodnotu, která je 1000. Druhá možnost zaktivuje slider a editační okno, pomocí nichž je možnost zvolit stupeň filtrace z rozsahu 500 - 2000. Je nutné ale, aby byla zvolena jedna ze dvou možností (buď základní délka okna nebo volitelná). V případě, že by nebyla vybrána ani jedna z možností, je tento stav signalizován pomocí varovného okna (viz. Obr. 8.24).

Běh programu BP

Program se spustí napsáním příkazu BP do „Command Window“ v programu Matlab. Po spuštění programu BP je nutno načíst datový soubor „BP.mat“ obsahující všechny potřebné signály, včetně hodnoty vzorkovací frekvence. Po jeho načtení je možné zvolit si délku okna ke kumulaci a stupeň vyhlazení EEG signálu. U délka okna ke kumulaci je na výběr ze dvou možností:

- základní délka okna (nastaveno na délku 3 sekundy)
- volitelná délka okna (možno zvolit si délku okna z rozsahu 1 až 5 sekund)

U vyhlazení EEG signálu je na výběr také ze dvou možností:

- přednastavená úroveň (nastavena na hodnotu 1000 vzorků)
- volitelná úroveň (možno volit z rozsahu 500 – 2000)

Po zvolení délky okna ke kumulaci a vyhlazení EEG signálu je nutné spustit výpočet, kdy dojde k provedení filtrací, prahování a kumulací. Ukončení výpočtu je oznámeno pomocí dialogového okna „Výpočet byl ukončen“.

Po skončení výpočtu je možné zobrazit BP pro jednotlivé pokusy a nebo pro srovnání si je libovolně volit pomocí volby srovnání.

9. Závěr

Cílem práce bylo prostudovat problematiku měření EMG signálů. Zaměřit se na IMF terapii a její účinnost prokázat pomocí naměřených dat. A pomocí EEG a EMG signálů ověřit správnost principu IMF terapie.

K prokázání účinnosti IMF terapie bylo použito hodnocení Asia – Score (metoda využívající dotyk a vpich) na výsledcích získaných ze soukromé kliniky Ambulatorium. Pomocí této metody bylo prokázáno, že metoda intencemi řízeného myofeedbacku (IMF terapie) je účinná. K dalšímu prokázání a ověření účinnosti bylo použito diskriminačního činitele. Samotnou IMF terapií lze zlepšit koordinaci těla vůči okolí, hrubou a jemnou motoriku. Účinky IMF terapie jsou známy už i ve světě, kdy se pomocí ní naučili pacienti po mozkových příhodách opětovně používat např. svoji ruku, psát, hrát na klavír, chodit, lyžovat. Jde ale o zdlouhavý proces, aby se dosáhlo takového konečného výsledku. Pro IMF terapii je také důležité, že nerozhoduje uplynulá doba od poranění. Samotnou IMF terapii je možné začít kdykoliv a platí, že čím později, tím i lépe (tělo vyprodukuje za tu dobu dostatečný počet kmenových buněk vhodných pro trénování). Ve světě se pozorovatelných výsledků podařilo dosáhnout po jednom až třech týdnech. IMF terapie je ale individuální, tzn. že je nutné k jednotlivým osobám přistupovat jako k nové metodě (je to způsobené díky variabilitě možných zranění).

K prověření principu IMF terapie bylo použito synchronních EEG a EMG signálů získaných při vykonávání repetičního pohybu. Touto cestou byl ověřen základní princip IMF terapie, zda myšlenka založená na představě konkrétního pohybu vede k vytváření nových nervových cest, nahrazujících poškozené původní. Signály EMG a EEG byly naměřeny pomocí EEG stanice Alien podle vypracovaného měřicího protokolu. Měřicí protokol obsahuje návrh dvou měření, kdy v jednom případě pohyb měřená osoba vykonává sama a v druhém případě na slovní pokyn od druhé osoby. Z jednotlivých EEG signálů byly vytvořeny Bereitschaftspotential. Jejich přítomnost dokazuje, že myšlenka předchází vykonání pohybu (Bereitschaftspotential je samovolný dlouhý potenciál a člověk si vybaví pouze jeho krátkou část, kdy vykonává pohyb). Z toho lze usuzovat, že princip IMF terapie je správný. Ze získaných BP je ale i vidět, že okolí a psychická pohoda ovlivňují konečný výsledný efekt. Protože v případě prvního měření (měřený objekt vykonával pohyb sám dle svého uvážení) bylo dosaženo horších Bereitschaftspotential, než v případě druhého měření (měřený objekt vykonával pohyb na pokyn od druhé osoby). Z těchto výsledků lze usoudit, že v druhém případě, kdy nemusel měřený objekt myslet na vykonání pohybu a mohl být tedy uvolněný, došlo dosažení lepších výsledků.

Seznam literatury:

- [1] KADAŇKA, Zdeněk, BEDNAŘÍK, Josef, VOHÁŇKA, Stanislav. *Praktická elektromyografie*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1994. 180 s. ISBN 80-7013-181-0.
- [2] DUFEK, Jaroslav. *Elektromyografie*. [s.l.] : [s.n.], 1995.
- [3] *Ambulatorium* [online], 2005. Dostupný z WWW: < <http://www.ambulatorium.cz> >
- [4] *Hoyer* [online]. 2005 [cit. 2008-03-31]. Dostupný z WWW: < <http://www.hoyer.cz/novinky/> >.
- [5] *IMF Therapy* [online]. [cit. 2007-11-12]. Dostupný z WWW: < <http://www.imf-therapy.co.uk/> >.
- [6] Doc. Ing. CHMELAR, Milan, CSc. *Lékařská přístrojová technika I*.
- [7] *Wikipedie: Otevřená encyklopedie* [online]. 2002 [cit. 2007-11-20]. Dostupný z WWW: < <http://cs.wikipedia.org/> >
- [8] STEJSKAL, Lubor. *Evokované odpovědi a jejich klinické využití*. 1. vyd. [s.l.] : [s.n.], 1993. 366 s
- [9] TICHÁČEK, Aleš. *Zrychlení a pohyb končetin*. [s.l.], 2006. Bakalářská práce.
- [10] MUDR. MONDOK, Ladislav . *Nervová stimulace. Braunoviny* [online]. 2008 [cit. 2008-03-12].
- [11] *Internetový magazín Ronnie.cz* [online]. 2001-2008 [cit. 2008-03-31]. Dostupný z WWW: < <http://medicina.ronnie.cz/> >.
- [12] *Lékařská fakulta Univerzity Karlovy* [online]. [cit. 2008-05-14]. Dostupný z WWW: < <http://old.lf3.cuni.cz/ustavy/farmakologie/senzoporuchy.ppt> >.
- [13] *Masáže Brno : Dornova metoda* [online]. c2004 [cit. 2008-05-22]. Dostupný z WWW: < <http://www.brno-masaze.cz/dornova-metoda.html> >.

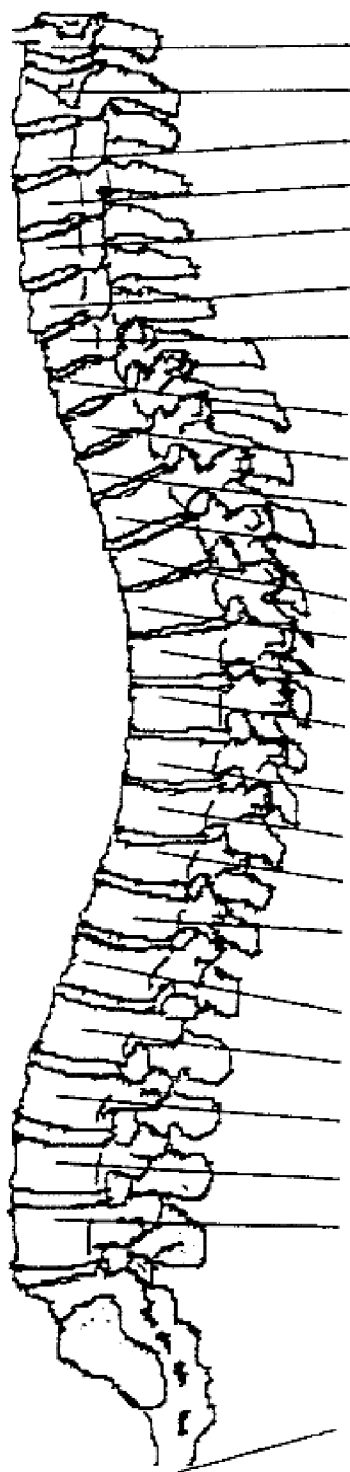
Zkratky

AP	Akční potenciál
BP	Bereitschaftspotential
EEG	Elektroencefalografie
EMG	Elektromyografie
MJ	Motorická jednotka
MRCP	Korové potenciály vázané na volní pohyb

Příloha č. 1 – Páteř

Převzato z [13].

Páteř a její vztah ke tkáním, žlázám a orgánům těla:



KRČNÍ PÁTEŘ

- C1: lebka, obličej, přísun krve do hlavy, mozek, uši, sympatikus, TK*
- C2: obličejové dutiny, oči, zrakový nerv, čelo, jazyk, poruchy řeči*
- C3: tváře, zuby, uši, čelisti, kosti obličeje, trojklaný nerv, vyrážky, akné*
- C4: ústa, rty, nos, bubínek - bolesti, chronická rýma, polypy*
- C5: hlasivky, jícen, krk - bolesti, chrapt, zánět hrtanu*
- C6: krční uzliny, krční svaly, zánět mandlí, ramena*
- C7: mandle, tenisový loket, bolesti ramene, štítná žláza, brnění prstů*

HRUDNÍ PÁTEŘ

- Th1: ramenní pletenec, hltan, hrtan, jícen, průdušnice, předloktí a ruka*
- Th2: srdeční potíže, poruchy rytmu, vysoký TK, úzkost, bolesti na hrudi*
- Th3: plíce, dýchací potíže, suchý kašel, bronchitida, astma, chřipka, prsa*
- Th4: žlučník, žlučové kameny, žloutenka a postranní bolesti hlavy*
- Th5: játra, krev, nízký TK, únava, anémie, artritida, pásový opar, RS*
- Th6: poruchy trávení, žaludeční potíže, pálení žáhy, diabetes*
- Th7: dvanáctník, vředy, žaludeční potíže, škytavka, slinivka břišní*
- Th8: slezina, oslabená imunita, bránice, solar plexus*
- Th9: citlivost na bolest, nadledvinky - porucha tvorby kortizonu*
- Th10: ledviny, emoce, problémy v partnerství, ICHS, chronická únava*
- Th11: močový a ledvinový, vypadávání vlasů, zažívací problémy, lupénka, akné*
- Th12: zácpa, průjem, nadýmání, revmatismus, vaječníky, neplodnost*

BEDERNÍ PÁTEŘ

- L1: tlusté střevo, střevní potíže, vejcovod, krevní oběh, paže, třísla*
- L2: břicho, koliky, křečové žíly, apendix, stehna*
- L3: pohlavní orgány, potíže v těhotenství, v přechodu, moč, měchýř, kolena*
- L4: ischiatický nerv, prostata, časté močení, dolní zádové svalstvo*
- L5: studené nohy, otoky DK, kotníky, chodidla, kyčle, hýždě, konečník*

KŘÍŽOVÁ KOST

KOSTRČ

STANDARD NEUROLOGICKÉ KLASIFIKACE PORANĚNÍ MÍCHY (ASIA-SCORE)

MOTORIKA

KLÍČOVÉ SVALY

	P	L	
C2			
C3			
C4			
C5			Flexory lokte
C6			Extensory zápěstí
C7			Extensory lokte
C8			Flexory prst (distální články prostředníku)
T1			Abduktory prstů (malík)
T2			
T3			
T4			
T5			
T6			
T7			
T8			
T9			
T10			
T11			
T12			
L1			
L2			Flexory kyčle
L3			Extensory kolena
L4			Dorsální flexory hlezna
L5			Extensory palce na noze
S1			Plantární flexory hlezna
S2			
S3			
S4 5			Úmyslná anální kontrakce (ano/ae)

0 = totální paralýza
 1 = hmatná nebo viditelná kontrakce
 2 = aktivní pohyb, bez volného udržení
 3 = aktivní pohyb, s volným udržením
 4 = aktivní pohyb, proti částečnému odporu
 5 = aktivní pohyb, proti plnému odporu
 N = nezkoumatelné

CELKEM · = MOTORICKÉ SKÓRE
 (MAXIMUM) [50] [50] [100]

CITLIVOST

KLÍČOVÉ CITLIVOSTNÍ BODY

	DOTYK		PICH		
	P	L	P	L	
C2					
C3					
C4					
C5					
C6					
C7					
C8					
T1					
T2					
T3					
T4					
T5					
T6					
T7					
T8					
T9					
T10					
T11					
T12					
L1					
L2					
L3					
L4					
L5					
S1					
S2					
S3					
S4 5					

CELKEM · = SKÓRE PICHŮ max. 112
 · = SKÓRE LEHKÝCH DOTYKŮ max. 112
 (MAXIMUM) [56] [56] [56] [56]

0 = nepřítomna
 1 = narušena
 2 = normální
 N = nezkoumatelné

● Referenční body citlivosti

NEUROLOGICKÁ ÚROVEŇ
 Nejnižší segment s normální funkcí

	P	L
CITLIVOST	<input type="text"/>	<input type="text"/>
MOTORIKA	<input type="text"/>	<input type="text"/>

KOMPLETNÍ NEBO INKOMPLETNÍ?

Inkompletní = přítomnost veškeré citlivosti či motorické funkce v nejnižším sakrálním segmentu.
 Podle doporučení a se souhlasem společnosti ASIA (American Spinal Injcty Association)

PARCIÁLNĚ ZACHOVALÝ SEGMENT

	P	L
CITLIVOST	<input type="text"/>	<input type="text"/>
MOTORIKA	<input type="text"/>	<input type="text"/>

JMÉNO:

č. chor.

DEN VYŠETŘENÍ:

JMÉNO	PRIJMENÍ	TITUL	ROK ÚRAZU
START	ROK	MĚSÍC	POZNÁMKA

*C5/4 D6
REGIE*

VÝŠKA PORANĚNÍ	ASIA - SCORE								DISKRIM.CITÍ [mm]			
	START				STAV <i>6/06</i>				START		STAV <i>6/06</i>	
	DOTYK		PICH		DOTYK		PICH		P	L	P	L
	P	L	P	L	P	L	P	L	P	L	P	L
C2												
C3												
C4												
C5												
C6												
C7	2	2	2	2	2	2	2	2				
C8	1	1	1	1	1	1	1	1	6	15	15	15
T1	1	1	1	1	1	1	1	1	8	15	15	15
T2	1	1	1	1	1	1	1	1	100	100	50	35
T3	1	1	1	1	1	1	1	1	100	100	50	35
T4	0	0	0	0	1	1	1	1	0	0	50	35
T5					1	1	1	1			50	40
T6					1	1	1	1			55	40
T7					1	1	1	1			45	40
T8					1	1	1	1			65	40
T9					1	1	1	1			45	35
T10					1	1	1	1			45	35
T11					1	1	1	1			45	35
T12					0	0	0	0			0	0
L1												
L2												
L3												
L4												
S1												
S2												
S3												
S4/5												

MAX

56	56	56	56	56	56	56	56
V	V	V	V	V	V	V	V

SVALOVY TEST

START	POHYB	SVAL	SEG. IN.	STAV
-------	-------	------	----------	------

T	Flexe	R. abdominis	Th6-12	
R	Extense th.	Sacrospinalis	Th1-S3	
U	Extence lum.	Ilicostalis	C3-L2	
P	Rotace	Ob. abd. int.a ext.	Th5-12	
	Ele. Pánve	Quadratus lumb.	Th12-L2	

K	Flexe	Iliopsaoas	L1-4	
Y	Extense	Glut. Maximus	L5-S2	
Č	Abdukce	Glut. Med, tfl	L4-S1	
E	Addukce	Adductores	L2-4	
L	Rotace zev.	Obt. Exsternus	L2-4	
	Rotace vni.	Glut. Med, tfl	L4-S1	

K	Flexe	Biceps femoris	L5-S2	
O	Extense	Quadriceps fem.	L2-4	

L
E
N
O

K	Flex. Plant.	Soleus	L4-S2	
O	Fl. pl. při ex. kol.	Triceps surae	L4-S2	
T	Inv. A dorsi	Tibialis ant.	L4-5	
N	Inv. Z flexe	Tibialis post.	L5-S1	
Í	Everse	Peronei	L5-S1	

P	Flexe MP	Lumbricalis	L5-S1	
R	Flexe IP 1	Flex. Digg. Brevis	L5-S1	
S	Flexe IP 2	Flex. Digg. Longus	L5-S1	
T	Extense	Ext. Digg. L. et b	L4-S1	

P	Flexe	Flex. Hallucis	L5-S2	
A	Extense	Ext. Hall. Longus	L4-S1	

L
E
C

JMENO	PRIJMENI	TITUL	ROK URAZU
START	ROK	MĚSÍC	POZNÁMKA

T14/18 DC
PUPAPAREZA

VÝŠKA PORANĚNÍ	ASIA - SCORE								DISKRIM.CITÍ [mm]											
	START				STAV				START		STAV									
	P	L	P	L	P	L	P	L	P	L	P	L								
C2																				
C3																				
C4																				
C5																				
C6																				
C7																				
C8																				
T1																				
T2																				
T3																				
T4																				
T5																				
T6																				
T7	2	2	2	2	2	2	2	2	2											
T8	1	1	1	1	1	1	1	1	1	15	65	50	20							
T9	1	1	1	1	1	1	1	1	1	15	40	60	20							
T10	1	1	1	1	1	1	1	1	1	15	60	40	20							
T11	1	1	1	1	1	1	1	1	1	15	55	65	20							
T12	1	1	1	1	1	1	1	1	1	15	55	15	20							
L1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	15	50	15	30							
L2	1	1	1	1	1	1	1	1	1	15	50	15	30							
L3	0	1	0	1	1	1	1	1	1	15	40	15	30							
L4	0	1	0	1	1	1	1	1	1	15	15	15	15							
S1	0	1	0	1	1	1	1	1	1	15	15	15	15							
S2	0	1	0	1	1	1	1	1	1	15	15	15	15							
S3	0	1	0	1	1	1	1	1	1	15	15	15	15							
S4/5	0	1	0	1	1	1	1	1	1	15	15	15	15							

MAX

56	56	56	56	56	56	56	56
V	V	V	V	V	V	V	V

SVALOVY TEST

START	POHYB	SVAL	SEG. IN.	STAV
-------	-------	------	----------	------

	R	L				
T	1		Flexe	R. abdominis	Th6-12	2
R	2		Etense th.	Sacrospinalis	Th1-S3	2-3
U	0		Extence lum.	Ilicostalis	C3-L2	1
P	1		Rotace	Ob. abd. int.a ext.	Th5-12	1-2
	1/1-2		Ele. Pánve	Quadratus lumb.	Th12-L2	2/2-3

K	0		Flexe	Iliopsaoas	L1-4	0
Y	0		Extense	Glut. Maximus	L5-S2	0
Č	0		Abdukce	Glut. Med, tfl	L4-S1	0
E	0		Addukce	Adductores	L2-4	0
L	0		Rotoce zev.	Obt. Exsternus	L2-4	0
	0		Rotace vni.	Glut. Med, tfl	L4-S1	0

K			Flexe	Biceps femoris	L5-S2	
O			Extense	Quadriceps fem.	L2-4	

K			Flex. Plant.	Soleus	L4-S2	
O			Fl. pl. při ex. kol.	Triceps surae	L4-S2	
T			Inv. A dorsii	Tibialis ant.	L4-5	
N			Inv. Z flexe	Tibialis post.	L5-S1	
í			Everse	Peronei	L5-S1	

P			Flexe MP	Lumbricalis	L5-S1	
R			Flexe IP 1	Flex. Digg. Brevis	L5-S1	
S			Flexe IP 2	Flex. Digg. Longus	L5-S1	
T			Extense	Ext. Digg. L. et b	L4-S1	

P			Flexe	Flex. Hallucis	L5-S2	
A			Extense	Ext. Hall. Longus	L4-S1	

E
C