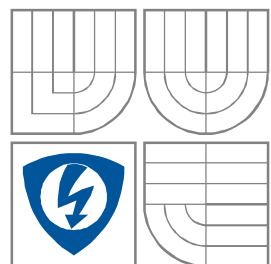


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ
ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

VYUŽITÍ ELEKTROMYOGRAFICKÝCH SIGNÁLŮ V TERAPII

ELECTROMYOGRAPHIC SIGNAL ANALYSIS FOR THERAPY APPLICATIONS

DIPLOMOVÁ PRÁCE
MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

Bc. Oto Janoušek

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

Ing. Jana Bardoňová, Ph.D.

BRNO, 2008

LICENČNÍ SMLOUVA POSKYTOVANÁ K VÝKONU PRÁVA UŽÍT ŠKOLNÍ DÍLO

uzavřená mezi smluvními stranami:

1. Pan/paní

Jméno a příjmení: Bc. Oto Janoušek
Bytem: Škrbeňská 528, Šenov, 739 34, Ostrava
Narozen/a (datum a místo): 8.2.1984, Havířov

(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 Biomedicínské 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: Využití elektromyografických signálů v terapii
Vedoucí/ školitel VŠKP: Ing. Jana Bardoňová, Ph.D.
Ústav: Ústav biomedicínského inženýrství
Datum obhajoby VŠKP:

VŠKP odevzdal autor nabyvateli v*:

- | | | |
|--|---|-------------------|
| ☒ tištěné formě | – | počet exemplářů 2 |
| ☒ 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 užit, 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 popisuje elektromyografické metody a zaměřuje se na jednu z nich, na myofeedback. V práci je popsán princip myofeedbacku, jeho realizace a využití a je zde objasněn pozitivní vliv užití terapeutických her na terapeutický proces. Součástí práce je popis vytvořené aplikace MFB-Ámos, která rozšiřuje elektromyograf o myofeedback, umožňující použití terapeutických her. Aplikace umožňuje měřit a analyzovat EMG signál v režimu myofeedbacku, a nabízí tři terapeutické hry.

KLÍČOVÁ SLOVA

EMG, elektromyografie, myofeedback, MFB-Ámos, terapeutické hry v elektromyografii

ABSTRACT

The Master's thesis describes electromyographic methods and it is focused on one of them - myofeedback. There are described principle, realization and application of myofeedback in this thesis. There is explained positive influence of using therapeutic games in therapeutic process. The diploma thesis deals with a realization and description of MFB-Amos application which allows to upgrade an electromyograph by myofeedback enabling of using the therapeutic games. Application allows measure of EMG signal and consecutive analysis, and offers three therapeutic games.

KEYWORDS

EMG, electromyography, myofeedback, MFB-Ámos, therapeutic games in electromyography

JANOUSEK, O. Využití elektromyografických signálů v terapii. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2008. 68 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Jana Bardoňová, Ph.D.

Prohlášení

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma „Využití elektromyografických signálů v terapii“ jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny 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 vedoucí diplomové práce Ing. Janě Bardoňové, Ph.D. za vstřícnost při konzultacích, ochotu pomoci při řešení dílčích úkolů a za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc při zpracování mé diplomové práce.

Děkuji Ing. Miloslavu Kloudovi a zaměstnancům Ambulatoria v Brně za vstřícnost a ochotu rozdělit se o své zkušenosti.

V Brně dne 30. května 2008

.....
podpis autora

Obsah

1	ÚVOD	11
2	ELEKTROMYOGRAFIE	12
3	VYUŽITÍ EMG V DIAGNOSTICE	12
3.1	KONDUKČNÍ STUDIE PERIFERNÍCH NERVŮ.....	12
3.1.1	<i>Stimulus.....</i>	12
3.1.2	<i>Praktické provádění stimulace</i>	15
3.2	JEHLOVÁ ELEKTROMYOGRAFIE.....	15
3.2.1	<i>Typy jehlových elektrod.....</i>	16
3.3	TECHNIKY MĚŘENÍ EMG	18
3.4	MĚŘENÉ VELIČINY V EMG	18
4	VYUŽITÍ EMG V TERAPII.....	21
5	ELEKTROMYOGRAF	22
5.1	SOUČÁSTI ELEKTROMYOGRAFU	22
5.2	SNÍMÁNÍ A ZPRACOVÁNÍ ELEKTRICKÝCH DĚJŮ	23
5.3	SNÍMÁNÍ	24
5.3.1	<i>Umístění zemnicí elektrody</i>	24
5.3.2	<i>Umístění aktivní a referenční elektrody</i>	24
5.3.3	<i>Snímání při indukčních studiích</i>	24
5.4	ZESÍLENÍ A FILTRACE	26
5.4.1	<i>Zesílení signálu</i>	26
5.4.2	<i>Filtrace signálu</i>	27
5.4.3	<i>Nastavení offsetu</i>	27
5.4.4	<i>Rektifikace.....</i>	27
5.5	ZPRACOVÁNÍ SIGNÁLU A ZOBRAZENÍ.....	28
6	MYOFEEDBACK	29
6.1	PRINCIP BIOFEEDBACKU	29
6.2	MODALITY BIOFEEDBACKU	31
6.3	MYOFEEDBACK	31
6.4	VÝZNAM BIOFEEDBACKU V TERAPII	32
6.5	SNÍMÁNÍ A ZPRACOVÁNÍ ELEKTRICKÝCH DĚJŮ	32
6.5.1	<i>Umístění elektrod při myofeedbacku.....</i>	32
6.5.2	<i>Nastavení zesílení.....</i>	33
6.5.3	<i>Zvuk.....</i>	33
6.5.4	<i>Prahování.....</i>	33
6.5.5	<i>Zařízení pro zobrazení špičkové hodnoty.....</i>	34
6.6	FORMY ZOBRAZENÍ MĚŘENÉ VELIČINY	35
7	APLIKACE MFB-AMOS.....	38
7.1	REŽIMY APLIKACE	39
7.1.1	<i>Režim měření.....</i>	39
7.1.2	<i>Režim terapeutické hry Veverka</i>	39
7.1.3	<i>Režim terapeutické hry Zahradník</i>	39
7.1.4	<i>Režim terapeutické hry Lodička</i>	40
7.2	VYUŽITÍ APLIKACE	40
7.3	VÝZNAM TERAPEUTICKÝCH HER.....	40
8	NASTAVENÍ AKVIZIČNÍ JEDNOTKY MP35.....	41
9	POPIS APLIKACE	44
9.1	VÝBĚR REŽIMU	44
9.2	NASTAVENÍ PARAMETRŮ MĚŘENÍ V REŽIMU PRŮBĚH A ANALÝZA	45
9.2.1	<i>Panel Ovládání.....</i>	46
9.2.2	<i>Panel Zvuk.....</i>	46
9.2.3	<i>Panel Pacient</i>	46

9.2.4	Panel Vzorkovací frekvence	47
9.2.5	Panel Limity	47
9.3	ZOBRAZENÍ EMG SIGNÁLU V REŽIMU PRŮBĚH.....	48
9.3.1	Zobrazení krátkodobého průběhu	49
9.3.2	Zobrazení dlouhodobého průběhu (trendu).....	49
9.4	ZOBRAZENÍ SCHODOVITÉ FUNKCE DLOUHODOBÉHO PRŮBĚHU	50
9.4.1	Grafické vyhodnocení okamžité úrovně EMG signálu	50
9.5	ZOBRAZENÍ EMG SIGNÁLU V REŽIMU ANALÝZA.....	51
9.5.1	Analýza naměřeného EMG signálu v časové oblasti.....	52
9.5.2	Míra splnění terapeutického cíle	52
9.5.3	Analýza naměřeného EMG signálu ve frekvenční oblasti	53
9.6	TERAPEUTICKÁ HRA VEVERKA.....	53
9.6.1	Nastavení parametrů hry Veverka.....	54
9.6.2	Interpretace výsledků ve hře Veverka.....	56
9.7	TERAPEUTICKÁ HRA ZAHRADNÍK	57
9.7.1	Nastavení parametrů hry Zahradník.....	57
9.7.2	Interpretace výsledků ve hře Zahradník.....	58
9.8	TERAPEUTICKÁ HRA LODIČKA.....	59
9.8.1	Nastavení parametrů hry Lodička	60
9.8.2	Interpretace výsledků ve hře Lodička.....	61
9.9	ANALÝZA VÝSLEDKŮ HER	62
9.9.1	Vyhodnocení EMG signálu ze hry Veverka	62
9.9.2	Vyhodnocení EMG signálu ze hry Zahradník.....	63
9.9.3	Vyhodnocení EMG signálu ze hry Lodička	64
10	ZÁVĚR.....	66
	SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	67
	SEZNAM PŘEVZATÝCH OBRÁZKŮ.....	67
	SEZNAM ZKRATEK.....	68

1 Úvod

Na rehabilitačních pracovištích je možné potkat pacienty, kteří jsou ochotní spolupracovat s lékařem v průběhu svého léčení, jsou vysoce motivovaní k tomu, aby dosáhli terapeutických cílů, ale nerozumí požadavkům lékaře, nebo jim rozumí pouze částečně. Tyto pracoviště také navštěvují pacienti, kteří s lékařem ochotní spolupracovat nejsou a pouze očekávají, že lékař bez jejich účasti vyléčí jejich zranění či pohybovou dysfunkci. Stávají se tak pouze pasivními účastníky léčby, která se tím stává mnohem méně efektivní, a je pro pacienta přítěží.

Potřeba vtáhnout pacienta do procesu jeho léčení stála na počátku vynalezení metody okamžité prezentace svalové aktivity pacientovi hned v průběhu jeho cvičení – tzv. myofeedbacku. Myofeedback je poměrně novou metodou zpracovávání a prezentace elektrické aktivity svalů. Cílem práce bylo vytvořit aplikaci, která by umožňovala myofeedback realizovat. Základní částí aplikace MFB Ámos je zobrazení průběhu měřeného EMG signálu v reálném čase formou srozumitelnou uživateli a pozdější analýza naměřeného signálu. Navíc aplikace MFB Ámos vychází z posledního trendu zpracování myofeedbacku - z využití interaktivních her – a nabízí uživateli tři hry, které terapii s využitím myofeedbacku zatraktivňují a zvyšují míru spolupráce pacienta s terapeutem, čímž napomáhají úspěšnému procesu rehabilitace. Zodpovědnost za úspěšnou léčbu je totiž při použití terapeutických her přenesena na pacienta, což se příznivě projevuje v procesu terapie. Analýzou výsledků her je možno získat diagnosticky významné informace o průběhu změřeného EMG signálu, které jsou důležité pro terapeuta.

Součástí práce je jednak popis navržené aplikace MFB-Ámos, jednak potřebné teoretické zázemí, které čtenáři objasňuje metody elektromyografie a přibližuje mu oblasti jejích použití. Hlavním tématem teoretické části je popis myofeedbacku, jeho vsazení do množiny dalších biologických zpětných vazeb, charakteristika oblastí jeho využití, popis přístrojů, které myofeedback využívají, a metodika, která čtenáři vysvětluje, jaké procedury je třeba vykonat, aby myofeedback byl korektní a pro pacienta přínosný.

2 Elektromyografie

"Elektromyografie (zkratkou EMG) je souhrnné označení pro skupinu elektrofyziologických metod, které umožňují vyšetřit stav periferního nervového systému, nebo kosterního svalstva." [10] Periferním nervovým systémem jsou míněny části nervového systému umístěné mimo centrální nervovou soustavu. Kosterní svalstvo je soubor příčně pruhovaných svalů, které zabezpečují pohyb lidského těla, pohyb končetin, umožňují dýchání, realizují mimické pohyby, atd.

Všechny elektromyografické metody zaznamenávají elektrickou aktivitu svalů nebo periferních nervů. Podle toho, zda je lze použít v diagnostice, nebo v terapii, je lze rozdělit na dvě skupiny.

Metody používané v diagnostice:

- Kondukční studie periferních nervů - používají ke snímání většinou povrchové elektrody, a vyšetřují vodivost nervů.
- Jehlová elektromyografie - pro snímání užívá většinou jehlové elektrody a vyšetřuje funkčnost svalů.

Metody používané v terapii:

- Myofeedback - procedura, která měří elektrickou aktivitu svalu a prezentuje ji pacientovi v reálném čase.
- IMF terapie, což je „psychomotorická činnost, která vede zpětnou vazbou (feedback) konkrétním přestavením určitého pohybu k stimulaci cílové svalové skupiny“. [13]

3 Využití EMG v diagnostice

Rozsah diagnostických vyšetření využívajících EMG by přesahoval rámec této práce, proto je zde uveden akorát základní přehled, který uvádí, že EMG se používá „v diagnostice nervosvalových onemocnění a jednotlivé modalities evokovaných potenciálů (zrakové, sluchové, somatosenzorické i kognitivní) v diferenciální diagnostice organického postižení centrální i periferní nervové soustavy“. [7]

3.1 Kondukční studie periferních nervů

Kondukční studie vyšetřují vodivost periferních nervů. Principem je stimulace nervových vláken elektrickými impulsy a snímání elektrické aktivity svalů inervovaných nervem a zároveň snímání z nervových kmenů. Snímání elektrické aktivity svalů se provádí pomocí povrchových elektrod umístěných na břišcích svalů, které jsou inervovány vyšetřovaným nervem. Studovaný sval by měl mít dobře definovatelný bod snímání elektrické aktivity, a měl by být co nejvíce izolovaný od ostatních svalů inervovaných zkoumaným nervem. Také je vhodné, aby byl vzdálen od ostatních nervů, které by mohly být neúmyslně inervovány během měření. Excitace sousedních svalů může způsobit změny v odezvě svalu a může zkomplikovat určení začátku průběhu odezvy svalu.

3.1.1 Stimulus

Účelem elektrické stimulace je vyvolání akčního potenciálu změnami napětí či proudu na membráně nervového vlákna. Periferní nerv se stimuluje katodou stimulační elektrody, tj. jejím záporně nabitým pólem. Při stimulaci dojde k uvolnění kationtů z povrchu membrány nervového vlákna a tím se sníží klidový potenciál membrány. Dostatečně velkým snížením klidového potenciálu se dosáhne prahového potenciálu membrány a vznikne akční potenciál. Pod kladně nabitým pólem stimulační elektrody - anodou - dochází k opačnému ději, tj. k hyperpolarizaci membrány.

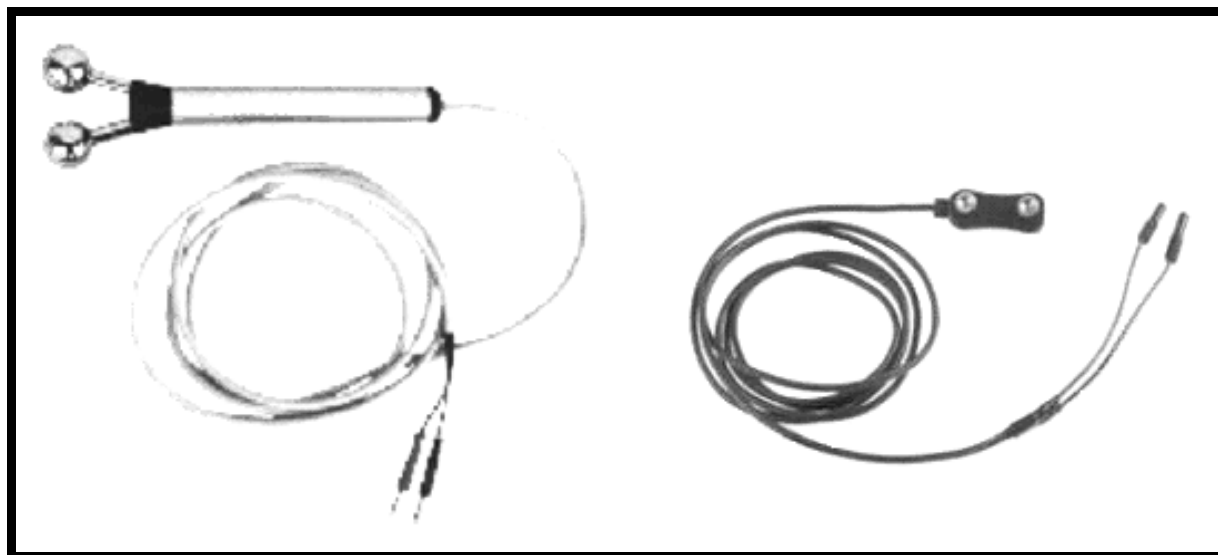
Stimulus je charakterizován z fyzikálního hlediska dobou trvání, velikostí amplitudy a tvarem pulsu. Doba trvání stimulačního impulsu bývá obvykle několik desetin milisekundy.

Z fyziologického pohledu se stimuly dělí na podprahové, prahové, submaximální, maximální a supramaximální. Toto rozdělení je důležité pro aplikaci správné velikosti stimulačního impulsu, který zaručí odpovídající odezvu nervu.

- Podprahový stimulus je ten, který nevyvolá žádnou sledovatelnou reakci.
- Prahový stimulus je stimulus, který vyvolá minimální sledovatelný akční potenciál. Intenzita podnětu prahového stimulu je dostatečná k tomu, aby vyvolala akční potenciál u několika málo axonů tvořících nerv. Většina axonů má ale prahový potenciál vyšší, tudíž prahový stimulus nestačí k vyvolání akčního potenciálu na všech z nich.
- Submaximální stimulus má intenzitu mezi prahovým a maximálním stimulem.
- Maximální stimulus má tak velkou úroveň proudu či napětí, že podráždí všechny axony periferního nervu (v případě vyšetření vedení sensitivními vlákny všechny sensitivní axony). Dosažení maximálního stimulu se projeví tak, že při zvyšování intenzity stimulu se dále nezvyšuje amplituda akčního potenciálu.
- Supramaximální stimulus je stimulus o vyšší intenzitě než maximální. Tento stimulus se používá pro praktickou stimulaci a jeho velikost je o 20% větší než intenzita maximálního stimulu.

Existují dva základní typy zdrojů stimulačních impulsů - typ s konstantním napětím a typ s konstantním proudem. V elektromyografii je častěji používán stimulátor s konstantním proudem. Stimulační proud je regulován v miliampérech, napětí stimulu se mění podle impedance, která se pohybuje obvykle v určitém rozmezí. To umožňuje aplikovat určenou hodnotu energie stimulu na nerv, proto je tento typ stimulátoru považován za vhodnější. Navíc je u něj dosaženo snadnější reprodukovatelnosti intenzity stimulace.

Ke stimulaci se obvykle používají povrchové elektrody. Ukázky elektrod jsou na obrázku 3.1.



obrázek 3.1 Stimulační elektrody

Standardní typy mají vzdálenost katody a anody 3 cm (pro dospělé) nebo 1,5 cm (pro děti), katoda je umístěna na opačné straně než je přírodní vodič stimulační elektrody. Elektrody jsou buď kovové, nebo jsou kovové a obalené v plsti. Je-li možné umístit stimulační elektrodu blízko nervu, může být nerv povrchovou elektrodou většinou snadno stimulován. To ovšem vždy nejde, čímž se snižuje počet nervů vhodných ke stimulaci (některé nervy jsou umístěny hluboko pod kůží) a také je omezen počet stimulačních míst. Ke stimulaci nervů umístěných hlouběji pod kůží je nutno použít

jehlové elektrody. Používají se dvě monopolární jehlové elektrody. Delší z nich se zavede hrotem do bezprostřední blízkosti nervu, kratší se zavede stranou od nervu pod kůži. Je možno stimulovat i bipolárně - obě jehly se zavedou hroty do bezprostřední blízkosti vyšetřovaného nervu asi 3 cm od sebe. Stimulace je pak stejná, jako u stimulace povrchovými elektrodami, mění se jen velikost amplitudy stimulačního impulsu.

Výhodami použití jehlových elektrod jsou:

1. možnost použití velmi nízké intenzity stimulace (trvání stimulačního impulsu přibližně 0,1 ms a amplituda jen několik miliampérů), menší bolestivost stimulace,
2. cílenější stimulace v těsné blízkosti hrotu jehly – katody,
3. stimulace v místech jinak nedostupných (např. nervové kořeny).

Nevýhodou je invazivnost vyšetření a s tím spojenými riziky.

Stimulační elektrody mohou být uzpůsobeny pro stimulaci konkrétních nervů, příklad netypické stimulační elektrody je na obrázku 3.2.



obrázek 3.2 Stimulační elektroda 3

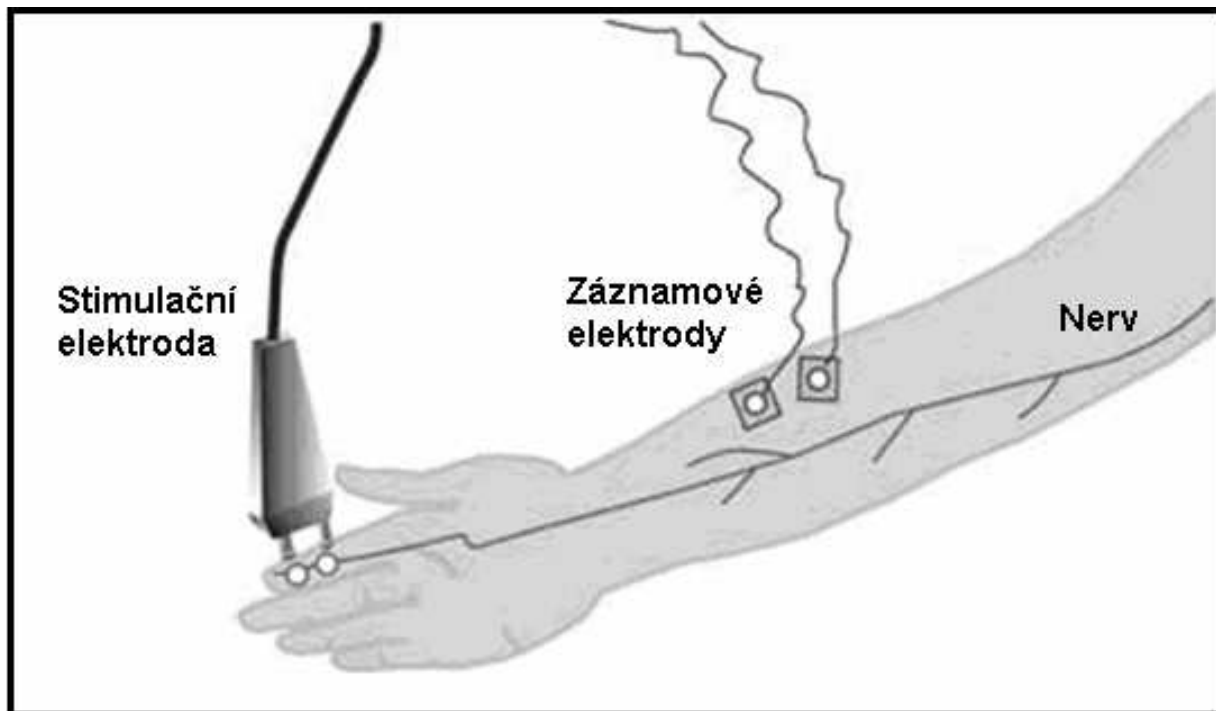
Stimulace nervu může být v některých případech ztížena. Faktory, které mohou ztížit stimulaci nervu, jsou: nesprávné umístění elektrody, obezita vyšetřovaného pacienta, tlustá mozolnatá kůže pacienta, vadné elektrody, pohyb stimulační elektrody, vodivá cesta mezi stimulační a záznamovou elektrodou (nebo vodivá cesta mezi elektrodami a zemí) způsobená velkým množstvím gelu. Z fyziologického hlediska mohou stimulaci komplikovat regenerující se nervy a též nervy s patologickými změnami.

Místo přiložení stimulační elektrody na tělo pacienta závisí na anatomii nervů. Některé nervy mohou být přístupné jen na jednom místě, zatímco jiné mohou být stimulovány na třech nebo čtyřech místech podél vedení nervu. V jednoduchých kondukčních studiích se obvykle používají dvě stimulační místa, ale některé typy testů vyžadují pouze jedno místo. Stimulační místa jsou součástí fyziologických atlasů a v této práci nejsou uvedeny, neboť stimulovaných svalů je mnoho a jejich

uvedení by přesahovalo rámec této práce. Stimulační místa se dají najít například v publikaci *Praktická elektromyografie*. [6]

3.1.2 Praktické provádění stimulace

Stimulační elektroda je přikládána podél uložení nervu v končetině tak, aby katoda byla umístěna blíže k aktivní záznamové elektrodě. Příklad umístění stimulační elektrody a záznamových elektrod je uveden na obrázku 3.3.



obrázek 3.3 Příklad umístění stimulačních a záznamových elektrod

Je potřeba zajistit co nejnižší odpor povrchu kůže, aby došlo k průniku stimulačního proudu do podkoží. Kůže musí být očištěna, odmaštěna, na povrchu suchá, ne ale vysušená (zvyšuje se odpor). Kovové plochy povrchových elektrod musí být potřeny trochou gelu, některé elektrody jsou zakončené pohárky, do nichž se vkládají navlhčené bavlněné špalíky. Je třeba zkontrolovat, zda jsou skutečně vlhké. Mezi oběma póly stimulační elektrody musí být suchá kůže. Jinak by vnikl mezi oběma póly elektricky vodivý můstek, který by způsobil zkrat. Délka trvání stimulu bývá obvykle 0,1 - 0,2 ms. Stimulovat se začíná s nízkou amplitudou stimulu, kterou je postupně po malých krocích (asi 5 mA) zvyšována až do dosažení maximálního stimulu. Dále se amplituda stimulu zvýší ještě o 20%, a pak se záznam změní a vyhodnotí. Není-li dosažena maximální odpověď ani při maximální amplitudě stimulu, prodlužuje se trvání stimulu na 0,5 ms a pokračuje se stejným způsobem. V krajních případech se používá i stimul o trvání 0,7 - 1 ms. Vyšší amplituda stimulu, než je 20 - 30% nad maximem, se nepoužívá. Byl by získán zkreslený výsledek se zkrácenou latencí vyvolané odpovědi (k podráždění nervu by došlo ne pod katodou, ale před ní) a zvýšila by se bolestivost vyšetření.

U některých přístrojů se okamžik aplikace stimulu zaznamená, a vykreslí se jako stimulus artefakt. Je to vlna o velmi krátkém trvání a vysoké amplitudě. Některé přístroje mají vestavěné potlačení tohoto artefaktu, potom záznam začíná bazální linií.

3.2 Jehlová elektromyografie

Jehlová elektromyografie slouží k vyšetření funkčnosti svalu. (Ovšem funkčnost svalu se může hodnotit i povrchovou elektromyografií.) Jejím principem je vpíchnutí elektrod do měřeného

svalu, a záznam odezvy. Ve stadiu relaxace svalu není přítomna žádná elektrická aktivita, a záznam má tvar rovné linie. Při slabé kontrakci svalu se objeví průběh signálu, na němž můžeme hodnotit amplitudu akčních potenciálů, tvar těchto akčních potenciálů, dobu trvání, počet fází, a stabilitu. Pokud pacient zvýší kontrakci, objeví se tzv. interferenční vzorec. Při maximální kontrakci z interferenčního vzorce nejde vyčíst nic diagnosticky výtěžného, neboť křivka je příliš hustá a jednotlivé akční potenciály nelze rozlišit. Při patologickém stavu svalu se objevují vlny i při relaxaci, a objevují se fibrilační potenciály, pozitivní ostré vlny, fascikulace, myotonické výboje, atd. Pokud pacient zvýší kontrakci, interferenční vzorec se zjednoduší a změní se amplituda a další parametry akčních potenciálů.

Jehlová elektromyografie se dělí na více typů:

- **Kvalitativní elektromyografie** (buď manuální, či automatická).
Slouží k přesnému vyhodnocení jednotlivých motorických jednotek.
- **makro-EMG.**
Makro-EMG je metoda, která umožňuje selektivní registraci akčních potenciálů izolovaných svalových vláken během volní kontrakce. Makro-EMG je metodou umožňující spolehlivější zobrazení a následnou kvantifikaci činnosti motorických jednotek na celém jejich teritoriu. Vyžaduje použití speciální jehlové elektrody. [2]
- **SFEMG - single fiber electromyography.**
Tato metoda umožňuje selektivní registraci akčních potenciálů izolovaných svalových vláken během volní kontrakce. Technika SFEMG je užitečná především v diagnostice poruch nervosvalového přenosu. [2]

3.2.1 Typy jehlových elektrod

Různé metody měření EMG signálu si vyžadují různé typy jehlových elektrod.

1. **Monopolární koncentrická jehlová elektroda.** Je konstruována tak, že jedním elektrickým pólem je plášť elektrody, druhým pólem je drátek uvnitř elektrody. Mezi drátkem a pláštěm je epoxidová hmota sloužící jako izolace. Hrot elektrody je šikmo seříznut se zabroušením do špičky. Snímá se potenciálový rozdíl mezi hrotem elektrody a jejím pláštěm. Tento aktivní povrch elektrody má obvykle obsah $0,07 \text{ mm}^2$, u některých typů i $0,015 \text{ mm}^2$. Délka jehly bývá od 20 do 65 mm. Jehla se užívá při standardním EMG vyšetření k hodnocení aktivity ze svalu. Ukázka monopolárních koncentrických jehlových elektrod je na obrázku 3.4.



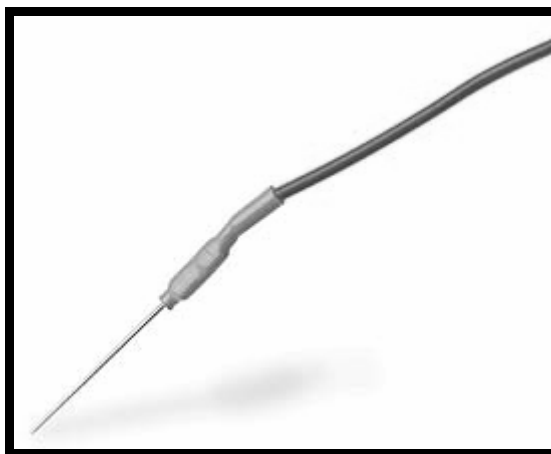
obrázek 3.4 Monopolární koncentrické jehlové elektrody

2. **Bipolární koncentrická jehlová elektroda.** Je velmi podobná monopolární koncentrické jehlové elektrodě, obal ale není aktivní a uvnitř jehly jsou vedeny dva navzájem izolované drátky. Drátky ústí na hrotu elektrody a při vyšetření je snímán potenciálový rozdíl mezi nimi. Sada bipolárních koncentrických jehlových elektrod je na obrázku 3.5.



obrázek 3.5 Bipolární koncentrické jehlové elektrody

3. **Monopolární jehlová elektroda.** Jde o jednoduchý drátek s aktivním hrotem. Kromě hrotu je po celé délce izolován teflonem. Délka elektrody je různá. Využívá se při kondukčních studiích jako stimulační či záznamová elektroda. Je zobrazena na obrázku 3.6.



obrázek 3.6 Monopolární jehlová elektroda

4. **Single fibre jehlová elektroda.** Jde o speciální elektrodu s velmi malým aktivním povrchem. Vzhledem k tomu je práce s ní citlivá na pevné zakotvení ve svalu s těsným kontaktem s vyšetřovanými vlákny. K tomuto je nejvýhodnější umístění aktivní částí na boku jehly, kde dochází k pohybům svalu při kontrakci méně než při hrotu. Aktivní část tvoří velmi jemný drátek izolovaný od okolí podobně jako u koncentrické monopolarní elektrody vyvedený v okénku na boku jehly. Potenciálový rozdíl je snímán k obalu - okraji okénka. Jehla se užívá k hodnocení single fibre jitteru a fibre density. [9] Single fibre jehlová elektroda je zobrazena na obrázku 3.7.



obrázek 3.7 Single fibre jehlová elektroda

5. **Makro EMG elektroda.** Jde o modifikaci single fibre elektrody. Single fibre okénko je umístěno na boku elektrody 7,5 mm od hrotu uprostřed aktivního úseku elektrody 15 mm dlouhého. Zbytek jehly je izolován teflonem. Jehla se využívá k hodnocení velikosti motorické jednotky.

6. **Multisvodová elektroda.** Jde o jehlovou elektrodu s více snímacími místy. Obvykle je konstruována jako mnohočetná single fibre elektroda s různým rozložením single fibre svodů na povrchu jehly. Umožňuje snímání z více míst svalu zároveň. Využívá se při některých typech dekompozičních EMG technik. Nepatří ke standardnímu vybavení.
7. **Drátková elektroda.** Je ohebná tenká elektroda. Do svalu se zavádí pomocí zaváděče. Rovněž tato elektroda nepatří k standardním vyšetřovacím technikám.
8. **Skleněná mikroelektroda.** Vyrábí se vytažením skleněné trubičky do hrotu. Umožňuje vytvořit velmi jemný dutý hrot, který po naplnění trubičky elektrolytem slouží jako monopolární jehlová elektroda. Využívá se ve výzkumu ke snímání akčních potenciálů při studiu elektrických dějů na buněčné membráně po zavedení hrotu do nitra buňky. Není standardním vybavením v EMG laboratoři.

3.3 Techniky měření EMG

Při kondukčních studiích lze vyšetřovat vodivost nerovných vláken dvěma technikami, ortodromním vedením a antidromním vedením.

Ortodromní vedení je vyšetření vedení ve směru, v jakém vyšetřovaná vlákna vedou vzruch za fyziologických podmínek. Tedy u sensitivních vláken ve směru od periferie k centru, při vyšetření motorických vláken od centra k periferii.

Antidromní vedení je vyšetření vedení proti směru fyziologicky vedeného vzruchu. Pro vyšetření vedení motorických vláken se používá ortodromní technika, a snímací elektrody jsou umístěny nad bříškem svalu. Pro vyšetření sensitivních vláken je častěji užívána antidromní technika. Její výhodou je, že odpovědi mají vyšší amplitudu a jsou lépe čitelné, nevýhodou je (hlavně na horních končetinách), že jsou často kontaminovány přeneseným sumačním motorickým akčním potenciálem převáděným objemovým vodičem ze současně se kontrahujících svalů. V tomto případě je lepší použít ortodromní vedení, kdy jsou stimulována jen sensitivní vlákna a snímá se nad smíšeným nervem.

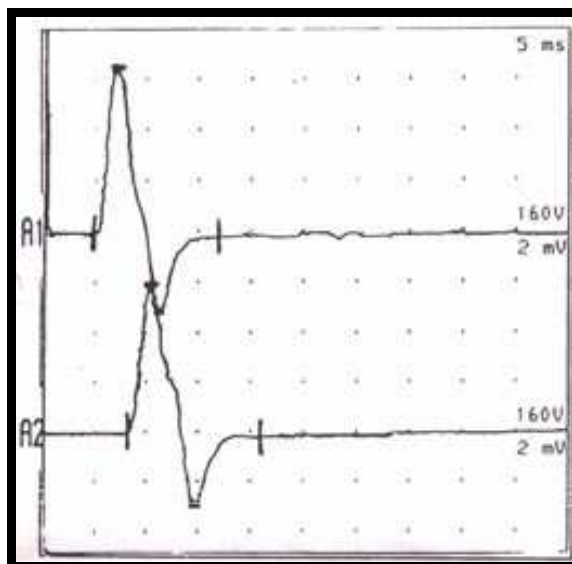
V případě, že je stimulován kmen smíšeného nervu (smíšený nerv je takový, který obsahuje motorická, sensitivní i vegetativní vlákna) a snímá se podobným způsobem jako při vyšetření vedení sensitivními vlákny, hovoří se o vyšetření vedení smíšeným nervem.

3.4 Měřené veličiny v EMG

Výsledkem vyšetření vedení periferního nervu je zobrazení akčního potenciálu na monitoru ve tvaru vlny. Obvyklá svalová odezva má jednoduchý tvar vlny a je zobrazena na obrázku 3.8. Může mít jeden nebo dva inicializační negativní (vzestupné) vrcholky (druhý vrcholek obvykle poukazuje na stimulaci dvou svalů najednou) které jsou obyčejně následovány pozitivní výchylkou (sestupnou). Odezva nemusí vždy mít inicializační negativní odchylku. V některých patologických procesech mohou mít vlny vícenásobné fáze, vypadající značně složitě.



obrázek 3.8 Typický tvar svalové odezvy



obrázek 3.9 Rozměření vlny

U **sensitivních kondukčních studií** a při použití povrchových elektrod při motorických kondukčních studiích se zaznamenává sumační akční potenciál. Reprezentuje aktivitu všech vláken nervu či svalu, která se současně kontrahují. Podle vyšetřovaného nervu se označuje jako:

CMAP - sumační svalový akční potenciál u kondukčních studií motorických vláken.

CNAP - sumační nervový akční potenciál při kondukčních studiích smíšeného nervu

SNAP - sensitivní nervový akční potenciál u kondukčních studií sensitivních nervových vláken.

Na vlně se hodnotí až osm parametrů:

1. Polarita - konvencí je stanoveno, že negativní výchylka se na monitoru vykreslí směrem vzhůru, pozitivní směrem dolů od bazální linie.
2. Latence odpovědi - doba, která uplyne od aplikace stimulu k počátku či vrcholu odpovědi. Zaznamenává se v milisekundách. V případě záznamu CMAP při stimulaci distálně se mluví o distální motorické latenci (DML), která představuje součet časů potřebných k vyvolání akčního potenciálu stimulem, převodu akčního potenciálu na nervosvalovou ploténku, přenosu

vzruchu přes ploténku na svalová vlákna a šíření vzruchu po svalových vláknech. Proto je nepřijatelné vyjadřovat tuto dobu jinak než v časových jednotkách (ne ji přepočítávat na rychlost vedení na akru končetiny). Latence se měří při motorických kondukčních studiích od aplikace stimulu k negativnímu odstupu CMAP, při vyšetření vedení sensitivními vlákny od aplikace stimulu k počátku nebo prvnímu pozitivnímu (počáteční latence) či negativnímu (peaková latence) vrcholu SNAP. Distální prodleva je interval měřený od stimulace provedené na nejvíce vzdáleném místě na končetině, které poskytuje možnost stimulace, do začátku vlny. Změřená hodnota nedává přímou informaci o kondukční rychlosti, protože vzdálené segmenty často zahrnují klikatou cestu, která nemůže být změřena. Měření je užitečné proto, že umožňuje srovnání změřeného času s časy změřenými na zdravých jedincích a ukazuje relativní vodivost segmentů nervu. Při měření prodlevy svalových nervů je nutno pamatovat na malou prodlevu způsobenou neuromuskulárním přenosem, zatímco u smyslových nervů se tato prodleva nevyskytuje.

3. Amplituda - velikost výchylky křivky od bazální linie. Nejčastěji se vyhodnocuje negativní vrchol k bazální linii (častěji u CMAP), či rozdíl mezi negativním a pozitivním vrcholem vůči sobě (peak to peak, častěji u SNAP). Udává se v milivoltech či mikrovoltech. Amplituda závisí na počtu a velikosti svalových vláken, které jsou aktivovány. Supramaximální stimulace nervu může zajistit maximální svalovou odezvu. Na velikost amplitudy mají vliv patologické procesy snižující počet motorických jednotek, nebo svalových vláken.
4. Area - je plocha pod křivkou, vymezená dvěma kurzory, obvykle označujícími začátek a konec akčního potenciálu nebo negativní část křivky. Udává se v milivoltmilisekundách (mVms) či mikrovoltmilisekundách (uVms). Představuje velikost elektrických změn pod elektrodou a má tak vztah k velikosti generátoru akčního potenciálu (množství svalových a nervových vláken).
5. Doba trvání akčního potenciálu - někdy trvání negativní fáze CMAP, tedy doba od odstupu křivky od bazální linie k dalšímu protěti bazální linie křivkou, častěji trvání celého CMAP nebo SNAP i s pozitivní fází až po návrat křivky k bazální linii. Prodloužení trvání akčního potenciálu někdy provázené i zmnožením fází se označuje jako disperze.
6. Počet fází (počet protnutí bazální linie křivkou) není při hodnocení sumačních akčních potenciálů podstatný faktor, má význam při hodnocení potenciálů motorických jednotek.
7. Rychlost vedení motorickými vlákny (MCV - motor conduction velocity) - jestliže je možné stimulovat nerv na dvou místech a dá-li se změřit vzdálenost mezi těmito dvěma místy, je možné vypočítat kondukční rychlost. Tyto podmínky jsou splněny pro většinu svalových nervů. Při studiích smyslových nervů je použito jen jedno stimulační místo. Výpočet rychlosti (v) spočívá v změření vzdálenosti (d) v milimetrech mezi oběma stimulačními body a dělením rozdílem v prodlevě mezi proximálním (tp) a distálním (td) stimulačním bodem. Rychlost se spočítá podle rovnice 3.1. Výsledek je vyjádřen v metrech za sekundu.

$$v = \frac{d}{tp - td} \quad (3.1)$$

Kondukční rychlost se v různých nervech liší, v závislosti na jejich anatomii. Existuje několik obecných principů aplikovatelných při kondukčních studiích: jestliže je končetina studená, rychlost se sníží a amplituda zvýší. Tento efekt se vyskytuje obzvláště v chladném počasí a tak se doporučuje nechat pacienta nejprve aklimatizovat se na stálou pokojovou teplotu v místnosti, kde se měření provádí. Další snížení kondukční rychlosti mohou způsobit anatomické abnormality. Zkrácení úseku mezi oběma stimulačními body způsobí snížení věrohodnosti vypočtené rychlosti. Kondukční rychlosti závisí nejvíce na integritě myelinového obalu. V segmentech, kde je myelizovaná vrstva porušená, rychlost klesá pod 50% normální hodnoty.

8. Rychlost vedení sensitivními vlákny (SCV - sensory conduction velocity) – podobný parametr jako předchozí uvedený, ale tentokrát pro sensitivní vedení. Jako výchozí bod měření se bere nejčastěji první pozitivní či negativní vrchol SNAP. Udává se v metrech za sekundu.

U záznamu **vyšetření jehlou** (lékaři používaný název pro vyšetření monopolární koncentrickou jehlovou elektrodou) se hodnotí:

1. Amplituda - je velikost rozsahu záznamu měřená od nejvyššího pozitivního do nejvyššího negativního vrcholku (peak to peak). Určuje ji množství svalů pod elektrodou, zapojených do vytváření akčního potenciálu.
2. Doba trvání - časový interval měřený od odstupu křivky od bazální linie k jejímu návratu k bazální linii.
3. Tvar - odráží synchronii výboje svalových vláken patřících motorické jednotce.
4. Počet fází - fáze je definována jako část průběhu mezi dvěma po sobě následujícími protnutími bazální linie. Počet fází se rovná počtu protnutí bazální linie zmenšenému o jedno protnutí. Akční potenciály s pěti a více fázemi se označují jako polyfázické.
5. Počet zvrátů fáze. (Anglicky „turns“) Zvrat fáze je úsek křivky od jedné změny polarity ke druhé, dosahuje-li tato alespoň 50uV. Akční potenciály s velkým počtem zvrátů fáze nepřekračujících bazální linii jsou označovány jako pilovité.
6. Výbojová frekvence akčního potenciálu. Udává se v Hz popisem vzorce výbojů v případě nepravidelností. Udává souhrn činnosti motorických jednotek v příslušném svalu. Na výbojovou frekvenci akčního potenciálu má vliv centrální nervový systém.
7. Čas vzestupu, anglicky „rise time“. Tímto parametrem se míní čas vzestupu křivky od bazální linie k vrcholu. Odráží blízkost jehlové elektrody ke generátoru akčního potenciálu.

4 Využití EMG v terapii

V terapii se elektromyografie používá v IMF terapii a při procedurách využívajících myofeedback.

IMF terapie, neboli intencí řízený myofeedback, je (velmi zjednodušeně řečeno) nová rehabilitační terapie využívající pacientovu představu o pohybu spojenou s myofeedbackem a aplikací stimulačního impulsu svalům, na které pacient myslel. IMF terapie napomáhá reorganizaci procesů v centrální nervové soustavě. Její využití v rehabilitaci vychází z výzkumů z oblasti neuroplasticity, v kterých se ukázalo, že nervové buňky si mohou vytvořit nové „trasy“, kterými nahrazují zničené trasy (například po úraze). V ČR tuto formu terapie využívá nestátní zdravotnické zařízení Ambulatorium.

Další poměrně novou metodou využití EMG signálu v terapii je myofeedback. Tato metoda se začala rozvíjet především díky rozšíření výpočetní techniky, která umožnila změřený EMG signál vyhodnocovat a zobrazovat je v modifikované podobě na monitoru. Protože jedním z cílů této práce je zaměření se na myofeedback, není myofeedback popsán zde v této kapitole, kde logicky patří, ale je mu věnována celá kapitola 6. Tato úprava vede k lepší návaznosti jednotlivých kapitol a pomáhá čtenáři souvisleji sledovat hlavní myšlenkovou linii.

5 Elektromyograf

Přístroj pro registraci změn elektrického potenciálu mezi elektrodami snímajícími elektrickou aktivitu svalů se nazývá elektromyografický přístroj, zkráceně elektromyograf. Elektromyograf by měl být alespoň dvoukanálový, lépe však čtyřkanálový a vícekanálový, protože je obvykle používán i k vyšetřování evokovaných potenciálů. Typů elektromyografů je mnoho, od jednoduchých přenosných přístrojů uložených v cestovním kufříku, přes univerzální hardwarové jednotky sloužící mimo jiné i k snímání EMG signálu, až po úzce specializované přístroje, sloužící výhradně k měření EMG signálu a jeho zpracování. Výběr vhodného přístroje je ovlivněn zamýšlenou skladbou aplikací, pro které má být elektromyograf určen. V následující kapitole jsou popsány součásti specializovaného elektromyografického přístroje používaného především při lékařských aplikacích. (Specializovaný elektromyograf byl vybrán proto, že obsahuje nejvíce součástí ze všech typů elektromyografů.)

5.1 Součásti elektromyografu

Elektromyografický přístroj obvykle obsahuje většinu z následujících součástí.

- Předzesilovač s interfacem pro zapojení snímacích a zemnicích elektrod, někdy s resetovacími spínači vstupů a výstupem pro teploměr.
- Rameno předzesilovače, které umožňuje polohování předzesilovače vzhledem k pacientovi bez pohybu přístrojem a spojuje předzesilovač s tělem přístroje.
- Klávesnice. Klávesnice bývají u modernějších typů elektromyografů dvě, první je standardní IBM klávesnice pro PC, druhá je nestandardní klávesnice využívající různé ovládací prvky - tlačítka, potenciometry, páčky, joystick, atd. - kterými se nastavují parametry stimulačního impulsu, módy měření, velikost časového okna měřeného signálu, citlivost zesilovače, a podobně. Ukázka nestandardní klávesnice je na obrázku 5.2.
- Monitor. Původně se používaly osciloskopy, nyní se používají LCD monitory, neboť záznam se ukládá přímo na harddisk, takže i po skončení měření lze signál analyzovat a zobrazovat ve více módech zobrazení.
- Reprodukční. Reprodukční může být zabudovaný buď v přístroji, nebo může mít elektromyograf výstup pro zvukový signál a používat reproduktory vnější. Reprodukční slouží ke sluchové kontrole pro pacienta i pro lékaře. Využívá se toho, že se frekvenční rozsah záznamu svalové aktivity nachází ve slyšitelném pásmu frekvencí.
- Záznamové zařízení. Kdysi se používaly tiskárny či záznam hroty přes kopírovací papír. Nyní se používají klasické paměťové média pro PC, tj. HDD, CD, DVD a flash paměti.
- Vlastního těla přístroje, což je u novějších typů přístrojů PC s vhodným softwarem.
- Nožního spínače, tzv. footswitch. Nožní spínač slouží k ovládání základních úkonů přístroje nohou. Některé elektromyografy mají možnost volby významu stisku pedálu.
- Stimulátor.
- Mobilního rám s kolečky, sloužící k přesouvání celého přístroje po laboratoři.

Realizace elektromyografického přístroje jsou na obrázku 5.1.



obrázek 5.1 EMG přístroje [14]



obrázek 5.2 Ukázka použití speciální klávesnice [15]

5.2 Snímání a zpracování elektrických dějů

Elekromyografické vyšetření zaznamenává rozdíl potenciálů mezi dvěma snímacími místy. Na tato místa jsou uloženy dvě elektrody, z nichž jedna je konvenčně označena jako aktivní, druhá jako referenční. Časový průběh rozdílů potenciálů je snímán a následně předzpracován (filtrován a zesílen). Některé systémy umožňují automatickou segmentaci s vyznačením charakteristických bodů spolu se záznamem snímané křivky na monitoru. Lékaři sledují zobrazené signály buď během měření nebo je možné provést analýzu později z uložených dat.

5.3 Snímání

5.3.1 Umístění zemnicí elektrody

Pro získání záznamu bez přítomnosti artefaktů je nezbytné zkoumanou končetinu uzemnit. Zemnicí elektroda se umísťuje na tělo pacienta vždy jako první z elektrod. Nikdy se neumísťuje více než jedna zemnicí elektroda. Zemnicí elektroda se umísťuje mezi stimulační a aktivní záznamovou elektrodu a je-li to možné, ve stejné vzdálenosti od stimulační i záznamové elektrody. Obvykle je zemnicí elektrodou kovová destička, která je mnohem větší než záznamová elektroda a zajišťuje velký styčný prostor s kůží pacienta. Někdy může být zemnicí elektroda jehlová neizolovaná elektroda vpíchnutá do pacientovy kůže. [5] Častou realizací zemnicí elektrody je vodivý pásek obalený plstí, která se zvlhčuje elektrovodným gelem. Tento typ zemnicí elektrody je zobrazen obrázku 5.3.



obrázek 5.3 Zemnicí elektrody

5.3.2 Umístění aktivní a referenční elektrody

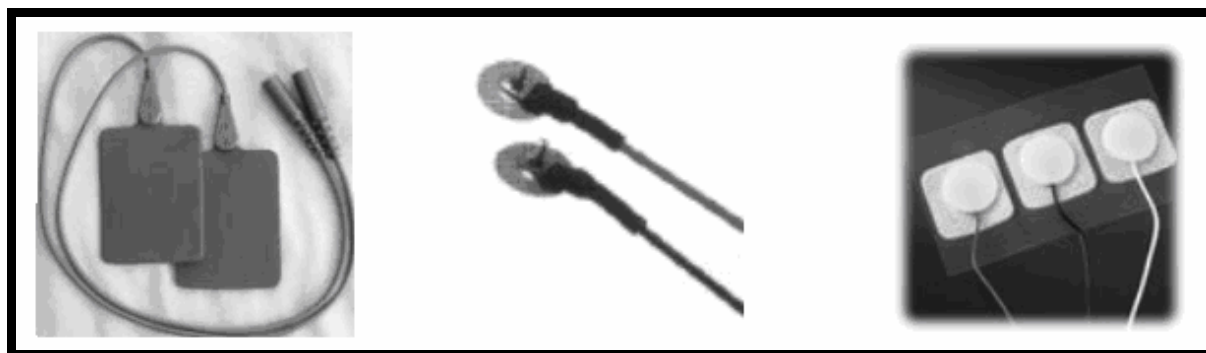
Aktivní elektroda se umísťuje nad aktivní část nervu či svalu, která vytváří elektrické změny. Referenční elektroda se umísťuje nad elektricky málo aktivní oblast, často na zápěstí či kotník. Změna napětí aktivní elektrody vůči referenční je snímána a vyhodnocena. Pro ideální případ platí, že je-li oblast pod aktivní elektrodou vzhledem k místu pod referenční elektrodou nabitá záporně, vykreslí se negativní výchylka. Tato výchylka je na monitoru zobrazena (konvencí) směrem nahoru, a naopak pozitivní výchylka je zobrazována směrem dolů. Je-li náboj mezi oběma elektrodami stejný, nevyskazuje se žádná výchylka a na monitoru se zobrazuje vodorovná čára - tzv. bazální linie.

Za fyziologických podmínek je mezi snímacími elektrodami a zdrojem elektrických signálů tkáň, která slouží jako více či méně dobrý vodič a mění charakteristiky snímaných potenciálů. Touto tkání je podkožní vazivo, tuk, cévy, atd., a tyto tkáně jsou souhrnně označovány jako objemový vodič. Chovají se jako filtr typu dolní propust. Snižují amplitudu akčních potenciálů a vyhlazují křivku tím více, čím je vrstva silnější. Pro vysvětlení chování záznamu za těchto podmínek se považuje objemový vodič za homogenní. Akční potenciál šířící se po nervovém vlákne je reprezentován dipólem. Chování zaznamenávané křivky odpovídá velikosti úhlů, pod kterými se na elektrodu promítá část dipólu s kladným nábojem a část dipólu s nábojem záporným, a na poměru velikosti těchto úhlů. Převažuje-li úhel snímající záporně nabitou zónu, je snímán záporný potenciál a naopak. Jsou-li úhly stejně velké, vykresluje se bazální linie.

5.3.3 Snímání při indukčních studiích

Pokud je nerv elektricky stimulován, může se podél tohoto nervu objevit reakce na tento stimul. Při použití vhodných záznamových elektrod může být tato reakce zaznamenána a může být identifikován vztah mezi stimulem a reakcí. [5]

Při vyšetření vedení motorickými vlákny je aktivní elektroda umístěna nad motorickým bodem svalu - zóna obvykle uprostřed břicha svalu, ve které jsou umístěny nervosvalové ploténky. Referenční elektroda se připevní nad indiferentní (elektricky neaktivní) oblast, např. nad kost či šlachy. Při vyšetření sensitivních vláken jsou aktivní i referenční elektroda umístěny nad průběhem nervu, aktivní blíže k stimulační elektrodě a referenční dále od stimulační elektrody. Snímán je rozdíl napětí mezi aktivní a referenční elektrodou. V případě blízkosti obou snímacích elektrod zdroji změn napětí se hovoří o bipolárním snímání. Tvar snímaného akčního potenciálu je trifázický s počáteční pozitivitou. Je-li referenční elektroda vzdálena od zdroje a je-li umístěna nad indiferentním místem, jde o monopolární snímání s obvykle bifázickým tvarem akčního potenciálu. Při motorických kondukčních studiích se k záznamu mohou použít elektrody povrchové či jehlové. Výhodou povrchových elektrod je, že snímají aktivitu sumačně, tj. z celého svalu a umožňují udělat si představu o jeho činnosti jako celku. Vyšetření je neinvazivní, bez poškození kožního povrchu. Jehlové elektrody mají výhodu v tom, že je možné snímat aktivitu ze svalů uložených hlouběji a překrytých svaly jinými - tedy svaly nepřístupné normálnímu povrchovému snímání. Umožňují rozlišit jednotlivé svaly ve svalových skupinách a vyšetřit vedení akčního potenciálu k nim (např. na předloktí či svaly atrofické). Pomocí snímání jehlami je někdy i možné zpřesnit mapování abnormální fyziologické inervace. Nevýhodou je invazivnost vyšetření a záznam jen z malé oblasti svalu. Povrchové elektrody mají průměr snímací zóny 0,5 cm až 1 cm. Jsou vyrobeny z inertních materiálů jako je stříbro, chlorid stříbrný, cín, někdy zlato. Mohou být k vodiči připevněny trvale, jako je to vidět na obrázku 5.4.



obrázek 5.4 Snímací elektrody 1

Alternativou k pevně uchyceným elektrodám jsou elektrody uchycené stiskacím knoflíkem (patentkou), zobrazené na obrázku 5.5.



obrázek 5.5 Snímací elektrody 2

Někdy mívají tvar pohárku k zamezení artefaktů vznikajících při pohybu gelu po povrchu elektrody. Před vyšetřením se potírají kontaktním gelem, jehož funkcí je snížit přechodový odpor mezi kůží a elektrodou.

K vyšetření sumáčního nervového akčního potenciálu při kondukčních studiích sensitivních vláken se na prstech používají kroužkové elektrody. Jsou vyrobeny z kovového pásku potaženého látkou se suchým zipem k rychlému a snadnému uchycení. Elektroda se musí před použitím namočit, aby byla látka vodivá. Jinou možností jsou pružinkové smyčky, které se po navlečení na prst zatáhnou. Je potřeba je potřít kontaktním gelem. Aktivní elektroda se pokládá na proximální článek prstu, referenční na distální. Někdy se také používají elektrody ve tvaru utahovací smyčky, které se stáhnou kolem prstu pacienta. Tento typ elektrod je na obrázku 5.6.



obrázek 5.6 Povrchová elektroda se smyčkou

K vyšetření vedení sensitivních nervů mimo prsty se opět použijí elektrody pohárkové přiložené nad průběhem nervu tak, že aktivní elektroda je blíže stimulační elektrodě. V některých případech je výhodné použít také při sensitivních kondukčních studiích monopolární jehlové elektrody. Jde o situace, kdy je velmi nízký až nečitelný akční potenciál. Někdy je to způsobeno velkou vrstvou objemového vodiče, jindy postižením nervu, většinou kombinací obou příčin. Jehlové elektrody tím, že jsou uloženy blíže zdroji elektrických změn, umožní tuto komplikaci odstranit.

U vyšetření vedení sensitivními vlákny se využívá zprůměrnování. Počítačovým zpracováním signálu dojde k překrytí jednotlivých přeběhů, jejichž spouštěcím bodem je stimulus artefakt. Při zprůměrnování všech signálů se šum vyruší, a zůstane jen akční potenciál, který má časovou vazbu ke stimulu - vlastní sensitivní nervový akční potenciál. Tato technika je využívána i v jiných případech, kde má odpověď vyvolaná stimulací příliš nízkou amplitudu a zaniká v základním šumu.

Zemní elektrody se používají nejčastěji páskové. Uvnitř látkového obalu se suchým zipem je kovový pásek. Elektroda se připevňuje omotáním kolem končetiny mezi stimulační a aktivní elektrodou blíže k elektrodě aktivní. Musí být navlhčena ve vodě či fyziologickém roztoku, aby se stal látkový obal elektricky vodivým. Dalším typem zemních elektrod je elektroda plošná. Má tvar terče, jehož plocha je větší než povrch záznamových elektrod, aby se snížil přechodový odpor mezi kůží a elektrodou. Před použitím se musí místo přiložení připravit stejně jako pro záznamové elektrody, plocha zemní elektrody se potře kontaktním gelem a elektroda se připevní páskem ke končetině. Pravidlo umístění je stejné jako u páskové elektrody.

5.4 Zesílení a filtrace

5.4.1 Zesílení signálu

Snímaný signál má velmi nízkou amplitudu, řádově mikrovolyty až milivolyty. Proto se zesiluje předzesilovačem a zesilovačem. Do předzesilovače vstupuje signál vodiči spojujícími elektrody s předzesilovačem, v předzesilovači je signál obvykle 500krát zesílen a převáděn do zesilovače přístroje. Předzesilovač má vysoký vstupní odpor, díky němuž se vyloučí z dalšího zpracování část arteficiálního šumu. Z předzesilovače se signál vede do zesilovače, kde se dále zesílí 2-2000krát, takže zesílení signálu dosahuje zesílení tisíckrát až miliónkrát. Zesilovač je konstruován jako diferenční,

takže zesiluje jen rozdíl potenciálů přiváděných z aktivní a referenční elektrody (které jsou oba stejně předzesílené). Tímto mechanismem jsou z dalšího zpracování odstraněny stejné výkyvy potenciálů na obou elektrodách, které mohou být způsobeny arteficiálními původy. Odstranění těchto arteficiálních potenciálů není nikdy úplné. Je to dáno rozdílným umístěním elektrod a rozdíly v jejich aktuálním odporu. Zesilovač musí mít vysoký činitel potlačení souhlasného signálu. Činitel potlačení souhlasného signálu je jedním z hlavních kritérií zesilovačů využitých v lékařských přístrojích a pro elektromyografii je požadováno, aby měl hodnotu minimálně 80dB, lépe však 100dB.

5.4.2 Filtrace signálu

Elektromyografický signál má tvar vln. Pro získání nejlépe čitelného záznamu je třeba relevantní vlny zesílit a ostatní potlačit. Frekvence relevantních a ostatních vln se obvykle liší a filtry umožňují získat a zobrazit signál ve zvoleném frekvenčním okně, ve kterém se nacházejí relevantní vlny. Pro filtrování elektromyografického záznamu se používají filtry typu dolní propust i filtry typu horní propust. Efekt filtrů je následující:

- Horní propust s příliš vysokou mezní frekvencí neodstraňuje ze signálu rušivý vysokofrekvenční šum.
- Horní propust s příliš nízkou mezní frekvencí vede k vyhlazení zaznamenávané křivky, ostré vlny ztrácí svoji amplitudu, jejich hroty se zakulacují.
- Dolní propust s příliš nízkou mezní frekvencí vede k nestabilitě bazální linie, která kolísá podle polarizace elektrod např. v důsledku pocení pacienta. Nízká mezní frekvence filtru typu dolní propust se využívá při záznamu některých kognitivních evokovaných potenciálů, kde chceme zachytit dlouhodobé změny náboje na populacích neuronů. V případě elektromyografických studií je nevhodná.
- Dolní propust s příliš vysokou mezní frekvencí vede k záznamu tendencí změn vln - zaznamenává se první derivace signálu, vykresleny jsou vlny plynulejší s nižší amplitudou.

Vliv hodnot mezních frekvencí nastavených filtrů je možné testovat obdélníkovým elektrickým impulsem. Změny mezní frekvence horní propusti se odráží na strmosti náběhu a zaostření vzestupné části záznamu a přítomnosti šumu na bazální linii.

Pro kondukční studie jsou doporučeny tyto rozsahy frekvencí: pro vyšetření vedení motorickými vlákny 10Hz - 10kHz, pro vedení sensitivními vlákny 20Hz - 2kHz. Dále se používají tzv. notch filtry, což jsou pásmové zádrže, které potlačují pouze úzké pásmo frekvencí. Tyto filtry se používají k odstranění rušení síťovým kmitočtem 50Hz v Evropě, či 60Hz v USA. Nevýhodou je současné potlačení odpovídající části spektra měřeného záznamu.

Vyhlazení EMG křivky může být realizováno také zprůměrněním amplitud v časovém okně (jeho délku nastavuje terapeut podle zamýšleného diagnostického využití EMG signálu, řádově jde o stovky milisekund), nebo vytvořením obálky Hilbertovou transformací.

5.4.3 Nastavení offsetu

Snímaný EMG signál je posunut o určitý offset, aby bylo zaručeno, že EMG signál bude střídavě oscilovat do kladných i záporných hodnot se stejnou vahou.

5.4.4 Rektifikace

Rektifikace signálu je matematická úprava EMG signálu, který osciluje kolem bazální linie, tvořící absolutní hodnoty ze všech registrovaných amplitud.

5.5 Zpracování signálu a zobrazení

Na monitoru je zobrazen zpracovaný signál. Zobrazovací panel je kalibrován tak, že změna napětí 1 mV vyvolá změnu křivky na monitoru o 1 dílek. Toto tzv. vertikální vychýlení lze měnit pomocí změny citlivosti (někdy označovaném jako „gain“, což přeloženo znamená citlivost). Podobně i horizontální kalibrace (rychlost posunu křivky, „sweep speed“) je uvedena v dílcích. Obvykle jednomu dílku odpovídá násobek či díl jedné milisekundy. Je potřeba nastavit citlivost i sweep speed tak, aby celá křivka byla zřetelně vidět s jasnými odstupy do bazální linie.

K měření latencí a amplitud je možno na monitoru zobrazit markery - pohyblivé značky, kterými se označí důležité body křivky. V závislosti na sofistikovanosti použitého softwaru mohou být tyto markery umístěny manuálně, nebo s různým stupněm automatiky. Obvykle je možné současně pozorovat zobrazené hodnoty uvedených markerů a posuzovat výsledky měření. Ukázka rozměření typického průběhu svalové odezvy a umístění markeru je na obrázku 3.9.

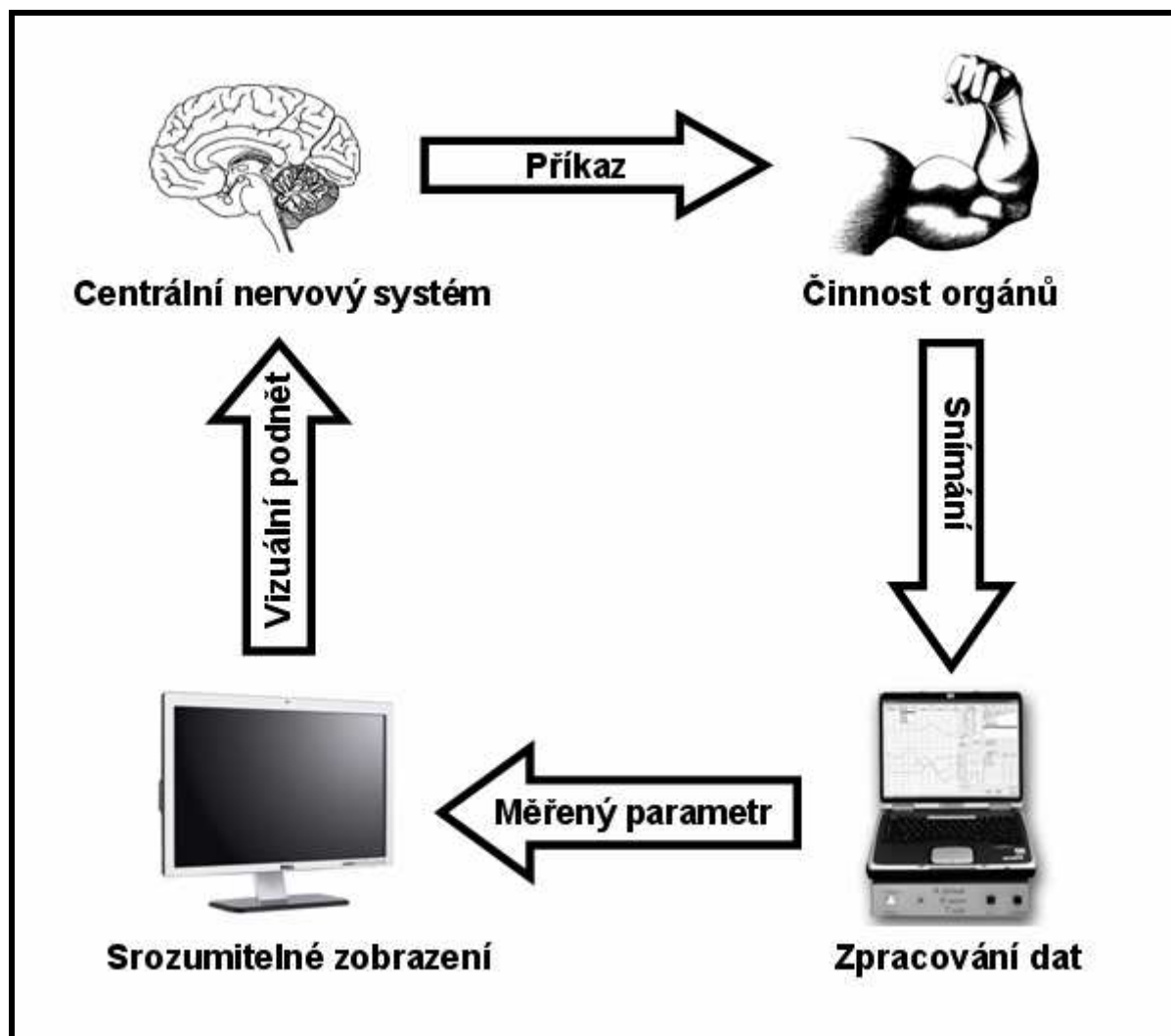
6 Myofeedback

Myofeedback je jednou z modalit biofeedbacku. Pro pochopení myofeedbacku je nejprve nutné objasnit princip biofeedbacku.

6.1 Princip biofeedbacku

Biofeedback je termín pro biologickou zpětnou vazbu. Biofeedback se někdy definuje jako metoda používající poslední naměřenou hodnotu měřené veličiny k ovlivnění hodnoty současné. Tato definice vyjadřuje princip biofeedbacku. Pro biofeedback existuje i jiná definice, zaměřující se na jeho terapeutické působení. Tato definice vymezuje biofeedback jako techniku, která umožňuje jedinci srozumitelným způsobem určit a ovlivnit úroveň některého svého fyziologického procesu, a která s přiměřeným tréninkem naučí jedince ovládat tento proces svou vůlí. *"Biologická zpětná vazba se v nedávné minulosti stala moderním prostředkem terapeutických a diagnostických lékařských metod". [4]*

Význam biofeedbacku pro terapii spočívá v použití přístrojů k průběžnému sledování biopsychofyziologických procesů, které si člověk sám neuvědomuje, ale nad nimiž může získat vědomou kontrolu. Pacientovi je tak umožněno **aktivně** se zapojit do rozvoje svých schopností, což z psychologického hlediska činí biofeedback mocným terapeutickým nástrojem. Cílem využití biofeedbacku v terapii je naučit jedince vědomou kontrolou ovlivňovat některou svou biologickou funkci bez použití přístroje. (K tomuto cíli se ovšem dostává pacient postupným učením s přístrojem). Situaci ilustruje obrázek 6.1.



obrázek 6.1 Princip biofeedbacku

V čem je síla terapeutického působení tak jednoduchého principu, jakým biofeedback je? Nejvýznamnějším důvodem, proč tato metoda našla uplatnění, je aktivní zapojení jedince (kterým může být pacient i zdravý člověk) do řetězce diagnostiky vlastních tělesných funkcí. "Četné pokusy prokázaly zvýšení pravděpodobnosti schopnosti člověka ovládat své fyziologické funkce, pokud jsou mu reprezentovány některým z psychosomatických parametrů". [4] Tím se zvyšuje pravděpodobnost úspěchu léčebného postupu či celkového terapeutického procesu.

"Experimenty prováděné v počátcích vývoje metod biofeedbacku, které se prováděly především na evropských a amerických pracovištích, prokázaly zvýšení pravděpodobnosti schopnosti ovládnout některou ze svých biologických funkcí u jedinců, kteří používali nějakou formu biofeedbacku". [4]

"Hlavní aplikace biologické zpětné vazby se podle dostupných pramenů nacházejí především v oblasti psychiatrie jako kompenzační a podpůrný prostředek při tlumení symptomů různých poruch." [4] Biofeedback se používá při tlumení symptomu epilepsie, při terapii dětí s ADHD (tzv. hyperaktivní děti), k nápravě specifických poruch učení, při tréninku lidí s poruchami rovnováhy či mentálně postižených dětí, ale také pro mnoho jiných aplikací.

Co se týká metod snímání psychosomatických parametrů, existuje mnoho možností, dnes již prakticky ověřených na mnoha světových pracovištích, od jednoduchého snímání a kontroly tělesné teploty, krevního tlaku, tepu či svalového napětí, až po složité vyhodnocování průběhu EEG, EMG, či výsledku měření pomocí moderních diagnostik (PET, SQUID) [4]

V starších typech zařízení pro biofeedback se pro reprezentování parametru měřené veličiny používala jednoduchá světelná, či zvuková signalizace. V novějších přístrojích se používá vykreslení parametru na monitor. Toto vykreslení může mít formu prosté křivky, postupně stoupající či klesající podle svalové aktivity pacienta. Pacient se snaží překonat svou nejvyšší hodnotu a svou aktivitou ovlivnit růst křivky (nebo se naopak snaží o pokles či udržení konstantní hodnoty, záleží na terapeutickém cíli). V nejnovějších přístrojích se používají různé formy terapeutických her, při nichž se nezobrazuje na monitor přímo změřená veličina, ale pacientovi je prezentována měřená veličina graficky, například jako obrázek letadla, vznášejícím se nad pozadím tvořeným mraky. Toto vylepšení má dva významné benefity. První, méně významnější, je ztraktivnění procesu terapie použitím biofeedbacku, takže procedura pacienta více baví, a umožňuje snadno vysvětlit požadovanou činnost i dětem. Mnohem významnější je druhá funkce takového vylepšení - při použití některé z her pro biofeedback nedochází pouze ke zpětné vazbě prostřednictvím uvědomění si fyziologických parametrů, ale jejich signalizace je doplněna o řízenou stimulaci určitého parametru, která je odvozena od stavu tohoto parametru. V uvedeném případě s letadlem je například na monitoru před letadlem v určitém okamžiku zobrazen vysoký dům, přes který musí letadlo přeletět. Protože okamžik zobrazení domu je přesně znám, je možno měřit rychlost a intenzitu změn měřeného fyziologického parametru a získaná data vyhodnotit. Často je ve hrách umožněno ovlivňování parametrů hry terapeutem, který sleduje výkon pacienta a ve vhodných chvílích vstupuje do hry a zadává pacientovi k překonání virtuální překážky. Tato forma je pro pacienta zábavnější a pro terapeuta snazší než slovní řízení aktivity pacienta. Navíc je možno přímo do záznamu měřené veličiny vkládat značky označující čas, kdy terapeut vložil některý z virtuálních prvků do hry, což usnadňuje analýzu změřených dat.

6.2 Modality biofeedbacku

Biofeedback využívá tyto modality [4]:

- elektromyografii
- elektroencefalografii
- měření teploty pokožky
- měření elektrického odporu pokožky
- dechová cvičení
- měření krevního tlaku a rychlosti pulsních vln
- měření srdečního rytmu
- video biofeedback

Každá modalita (s výjimkou video biofeedback) má svou charakteristickou křivku měření se specifickou délkou (rozpětím měření). Tato délka je dána schopností přístroje jednoznačně rozlišit jednotlivé nejmenší kroky fyziologických změn a jejich součty v průběhu souvislého měření jedné osoby. Nejdelší křivku má měření elektrického odporu pokožky, nejkratší krevní tlak, z čehož vyplývá, že dosáhnout vůli určitých změn je u první modality i pro úplného začátečníka snadné, zatímco u druhé je tomu naopak. [4]

Nyní, po objasnění principu biofeedbacku, je uveden popis myofeedbacku.

6.3 Myofeedback

Myofeedback je označení biofeedbacku využívající informaci o svalové aktivitě pacienta. Jeho principem je záznam změny elektrického potenciálu mezi elektrodami snímajícími elektrickou aktivitu svalů a současné zobrazení této hodnoty pacientovi srozumitelnou formou.

Elektromyografie měří množství elektrických výbojů ve svalových vláknech, a tak kvantifikuje svalové stažení a uvolnění. Výsledek měření je okamžitě převeden na zvukový signál poslouchaný pacientem i terapeutem, nebo je převeden do vizuální podoby na monitor (případně může být výsledek přiveden na dva monitory, patientský a terapeutův, přičemž na terapeutově monitoru jej lze zobrazit různými náhledy a módy zobrazení).

6.4 Význam biofeedbacku v terapii

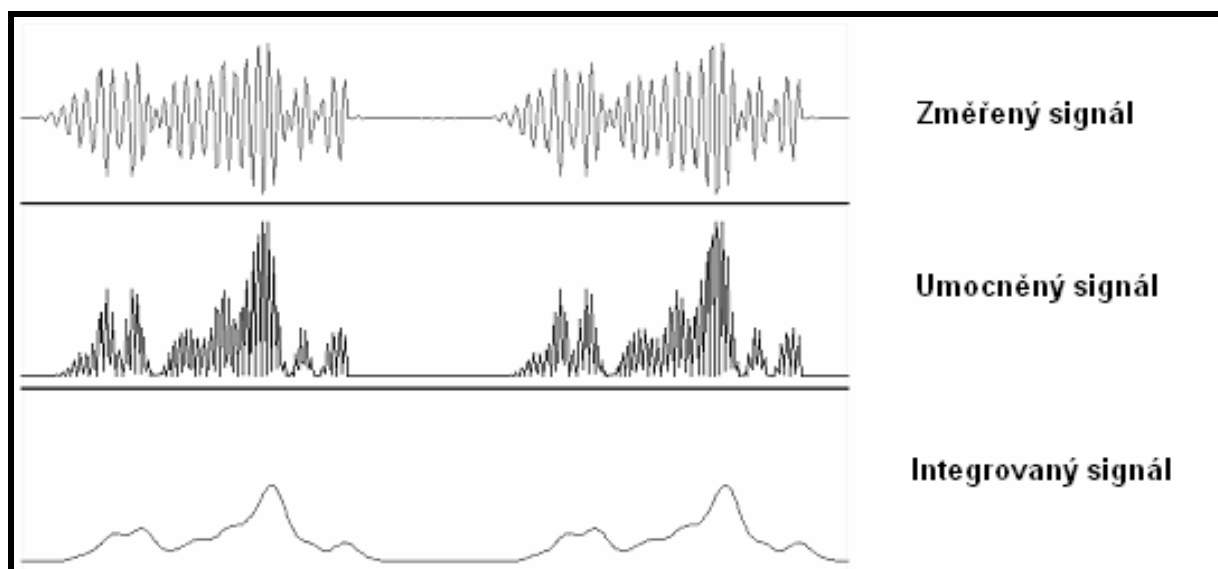
Biofeedback se stává účinným nástrojem až tehdy, je-li součástí terapeutického plánu. V takovém případě představuje nástroj, který umožní pacientovi (a terapeutovi) dosáhnout terapeutického cíle mnohem efektivněji a v kratší době. Aktivita v terapeutickém procesu je přenesena na pacienta, což pacienta motivuje k dosažení terapeutického cíle. Pacient se sám stává rozhodujícím činitelem pro účinnost své terapie, což přináší v léčbě dobré výsledky. V terapii se biofeedback používá jako učební pomůcka pro zobrazení jednoho parametru sledovaného fyziologického děje pacienta. Konečným terapeutickým cílem je postupně naučit pacienta tento děj ovládat i bez použití přístroje.

6.5 Snímání a zpracování elektrických dějů

Ke snímání EMG signálu pro myofeedback se používají povrchové elektrody, které snímají malé změny elektrického potenciálu z pracujících svalů. Používají se stříbro/stříbrochloridové elektrody, které jsou vhodné pro snímání slabých biologických elektrických signálů z povrchu těla. Použití přiměřeného množství elektrodového gelu pomáhá transformovat biologický (iontový) signál na elektrický signál zpracováváný zařízením, a také pomáhá snížit šum.

Následně je signál zesílen, filtrován a zpracován. Výsledkem je časově proměnné elektrické napětí, které je zobrazeno pacientovi sérií LED-diod, měnící se frekvencí signalizačního tónu, číslem na displeji nebo je signál přiveden do počítače, kde se digitalizuje. S rozvojem výpočetní techniky je většina přístrojů pro myofeedback realizována s použitím PC a výsledný zpracovaný signál je zobrazován ve vhodné formě na monitoru PC.

Pacient nevidí přímo svůj reálný průběh elektrické aktivity svalů, ale zpracovaný průběh, který je pro něj srozumitelnější. Obrázek 6.2 ilustruje výsledky jednoduchého procesu zpracování EMG signálu:



obrázek 6.2 Zpracování EMG signálu pro myofeedback

6.5.1 Umístění elektrod při myofeedbacku

Povrchové elektrody užívané pro myofeedback snímají soubor elektrických signálů z tkání ležících pod povrchem elektrody. Sice není možné umístit elektrodu tak, aby snímala pouze elektrickou aktivitu konkrétního svalu, ale umístění elektrody může ovlivnit specifitu zobrazovaných dat.

Svalové vlákna umístěná blízko elektrod mají největší vliv na snímání signál. Signály ze vzdálených svalů také ovlivňují měřený signál, ale jejich vliv je tím menší, čím je větší vzdálenost od elektrody a čím má tkáň větší impedanci.

Velikost snímaného signálu ovlivňuje plocha elektrody. Široké elektrody zvyšují velikost snímaného signálu tím, že snímají aktivitu z více svalů, úzké elektrody naopak snímají aktivitu jen z malé oblasti, čímž umožňují definovat sval, z kterého je signál snímán. Nevýhodou je ovšem malá velikost snímaného signálu.

Snímaný signál může znehodnotit šum, který je způsoben pohybem elektrod (často nazývaný pohybový artefakt), jehož přítomností se signál může stát nečitelným. Existuje několik jednoduchých pravidel, které minimalizují pohybový artefakt. Jsou jimi:

- očištění elektrod po každé aplikaci a použití nové vrstvy elektrovedného gelu pro každé použití
- upevnění elektrody kvalitní adhezivní páskou nebo použití nalepovacích elektrod
- někteří terapeuti doporučují lehké obroušení kůže pacienta.

Orientace elektrod při snímání elektrické aktivity svalů při použití myofeedbacku není dosud standardizována, ale obecně se přijímá názor, že nejlepší je umístit elektrody paralelně s dominantním svalem, neboť to způsobí minimum přerušení plynulosti záznamu svalové aktivity a maximální citlivost zařízení pro myofeedback.

6.5.2 Nastavení zesílení

Všechna zařízení pro biofeedback nabízejí volitelé zesílení signálu. Při nízkém zesílení přístroj požaduje velkou změnu velikosti signálu, aby zareagoval změnou průběhu zobrazované křivky - jinými slovy, je málo citlivý. Při velkém zesílení je jakákoliv malá změna elektrické aktivity svalu zobrazena pacientovi, ovšem zesiluje se i šum, což může způsobit ztrátu orientace pacienta v záznamu. Velké zesílení způsobí velkou odezvu na malou pohybovou aktivitu svalu, což je vhodné pro měření velmi slabých svalů, například při sledování léze periferních nervů.

Malé zesílení se používá v případech, při nichž je třeba, aby pacient vyvinul maximální sílu během pohybu svalu. (Například je-li terapeutickým záměrem rehabilitovat kvadriceps). Přiměřené nastavení zesílení je důležitou podmínkou efektivní terapie využívající myofeedback. Pokud zařízení nemá dostatečné zesílení, pacient bude frustrován, že nedokáže dosáhnout maximálního profitu. Naopak, bude-li zesílení příliš vysoké, bude pro pacienta příliš snadné získat maximální hodnocení a terapie nebude mít účinek. Je tedy vhodné, aby se terapeut seznámil s rozsahem zesílení přístroje, a vyzkoušel si jej na sobě.

6.5.3 Zvuk

Většina zařízení pro myofeedback nabízí kromě klasické vizuální informace i zvukovou zpětnou vazbu. Někteří pacienti ji shledávají užitečnou, zatímco pro jiné je rušivá. Přístroje proto umožňují zvukovou zpětnou vazbu zapnout či vypnout. Většina zařízení poskytuje zvukovou zpětnou vazbu v podobě pípání, jehož frekvence se zvyšující se svalovou aktivitou roste, a naopak.

6.5.4 Prahování

Jedna ze základních funkcí, kterou nabízejí přístroje pro myofeedback, je stanovení prahové hodnoty svalové aktivity, která představuje pro pacienta dosažitelný cíl. Například zvukový signál se může ozývat jen tehdy, dosáhne-li pacient určité hodnoty svalové aktivity. Pro pacienty, kteří se snaží zvýšit svalovou aktivitu, může být práh nastaven tak, že zvuk se ozve jen tehdy, když je dosaženo 50% rozsahu. Tento práh se samozřejmě může modifikovat podle nastaveného zesílení. Alternativně lze

zvukový signál použít i opačně - zvuk se ozývá pouze v případě, že pacient nedosáhl prahové hodnoty, poté s rostoucí svalovou aktivitou klesá jeho frekvence, až nakonec úplně zmizí.

6.5.5 Zařízení pro zobrazení špičkové hodnoty

Některá zařízení nabízí zobrazení dosažené špičkové hodnoty a ponechání její hodnoty na monitoru po určitý časový interval. Signál se nemění kontinuálně, ale jeho hodnota je po krátký interval konstantní a je rovna maximální dosažené hodnotě v posledním změřeném intervalu. Tato vlastnost může být užitečná obzvlášť v posledních etapách uzdravování svalu nebo rehabilitace, kdy je vytrvalostní aktivita důležitější než okamžité špičkové hodnoty EMG signálu. Ze začátku rehabilitace, nebo pro pacienty, kteří se snaží dosáhnout nějaké zaznamenané EMG aktivity, je preferováno použití kontinuálního myofeedbacku, neboť je pro pacienta mnohem méně matoucí.

6.6 Formy zobrazení měřené veličiny

V moderních elektromyografech umožňujících pracovat v režimu myofeedbacku je často použito odlišné zobrazování měřených dat pro pacienta a pro terapeuta. Myšlenka dvojího zobrazení měřeného signálu vychází ze skutečnosti, že pacient potřebuje srozumitelnou informaci o tom, zda se mu daří plnit terapeutický cíl, nebo nikoliv, a terapeut naopak potřebuje vidět signál v různých náhledech, kterým pacient nerozumí. Oddělené zobrazování výsledku pacientovi činnosti umožňuje pacientovi soustředit se více na samotný proces rehabilitace, než na složité vyhodnocování výsledku své činnosti z EMG průběhu. Pacientovi je tak zobrazována pouze informace potřebná pro terapeutické účely. Na terapeutově monitoru pak může být zobrazeno okno aplikace vyhodnocující měřený EMG signál a ani není nutné, aby se zobrazovala okamžitá měřená hodnota EMG signálu. Ukázka patientského a terapeutova monitoru je na obrázku 6.3.



obrázek 6.3 Duální režim zobrazení biofeedbacku [16]

Pacient může signál sledovat a okamžitě vyvolávat změny svého svalového napětí. Ukázka terapie je na obrázku 6.4.



obrázek 6.4 Ukázka myofeedbacku [17]

Ukázky aplikace her pro použití v přístroji umožňujícím myofeedback jsou na obrázku 6.5 a obrázku 6.6



obrázek 6.5 Hry pro biofeedback 1 [18]



obrázek 6.6 Hry pro biofeedback 2 [18]

7 Aplikace MFB-Ámos

MFB-Ámos je vlastní navržená programová aplikace, která umožňuje zpracovávat data získávaná při měření elektrické aktivity svalů pacienta a v reálném čase je zobrazovat pacientovi na monitoru ve srozumitelné podobě. Lze tedy říci, že se jedná o aplikaci, která umožňuje vylepšit elektromyografy o myofeedback. Aplikace je určená pro pacienty s dlouhodobě omezenou svalovou aktivitou (např. rekonvalescence po těžkém úrazu, po chirurgickém zákroku) a pro pacienty se svalovými obtížemi. Lze ji použít pro různé typy rehabilitací a terapií svalů. Zároveň je ukázkou rozšíření programového vybavení terapeutického přístroje, který s tímto programovým vylepšením umožňuje kontrolovaně trénovat ochablé svalové skupiny formou her v domácím prostředí. MFB-Ámos nabízí modul pro měření a okamžité vyhodnocení relevantních parametrů EMG signálu, modul analýzy pro pozdější důkladnější analýzu terapeutem a tři rozšiřující herní moduly. Aplikace je napsána v programovém prostředí Matlab, a lze ji využít při výuce principů biofeedbacku a myofeedbacku v předmětech zaměřených na analýzu biosignálů. Užití aplikace je ukázáno na obrázku 7.1.



obrázek 7.1: MFB Ámos

Elektrická aktivita svalů je zaznamenávána pomocí elektromyografických signálů snímáných datovou akviziční jednotku BSL MP35 firmy Biopac. V připojeném počítači je spuštěna aplikace BLS PRO která obsluhuje akviziční jednotku MP35 a nastavuje parametry pro měření EMG signálu. Změny elektrického potenciálu na pacientově měřeném svalu jsou snímány, zpracovány akviziční jednotkou MP35 a následně jsou přeneseny na zvukový výstup akviziční jednotky, kde je připojen kabel, kterým jsou data posílána do mikrofonního vstupu zvukové karty počítače, na kterém je spuštěna aplikace MFB-Ámos. Přes zvukovou kartu jsou snímána data posílána do počítače, kde jsou

zpracována v navržené programové aplikaci MFB Ámos a pro pacienta srozumitelnou formou jsou ve vhodných modifikacích zobrazena na monitoru.

7.1 Režimy aplikace

Aplikace MFB Ámos obsahuje režim pro měření EMG signálu a jeho následné vyhodnocení a tři herní režimy, které rovněž nabízejí následné vyhodnocení EMG signálu.

7.1.1 Režim měření

Režim měření slouží k zobrazení současné svalové aktivity pacienta, a k její srozumitelné reprezentaci pacientovi. V režimu měření lze nastavit, zda má pacient překročit svou svalovou aktivitou předem určený práh, nebo zda má udržovat svalovou aktivitu v určitých hranicích, opět předem určených. Překročení prahu se používá v rehabilitaci např. při tréninku svalových partií, udržování svalové aktivity v rámci určitých mezí se používá např. při rehabilitaci pro nácvik jemné motoriky. V režimu základního měření je pacientovi kvůli lepší srozumitelnosti zobrazen „smajlík“, jehož obličej vyjadřuje míru plnění terapeutického cíle. Zároveň je zobrazen krátkodobý průběh EMG signálu i jeho dlouhodobější trend, sloužící k zběžné kontrole terapeutem. Pacientovi je předkládána též barevně odlišená vyhodnocovací křivka, která svým průběhem a zároveň svou barvou rovněž informuje o míře plnění terapeutického cíle. Použití „smajlíka“ a barevně odlišené vyhodnocovací křivky umožňuje aplikaci použít i při terapii malých dětí.

Vyhodnocení změřeného EMG průběhu z režimu měření umožňuje modul „Analýza“, v kterém je zobrazen celý průběh EMG signálu, koláčový grafu úspěšnosti pacienta při dosahování terapeutického cíle a EMG signál ve frekvenční oblasti. Zobrazení naměřeného EMG průběhu slouží terapeutovi k analýze buď vln (při použití vpichových elektrod) nebo k analýze tvaru sumačního signálu (při použití povrchových elektrod snímajících skupinu svalů) a jeho vývoji v čase.

7.1.2 Režim terapeutické hry Veverka

Terapeutická hra *veverka* je určena k podpoře rehabilitace, v níž je terapeutickým cílem zvýšit maximální dosažitelnou sílu svalové kontrakce. V režimu hry *veverka* pacient maximální svalovou aktivitou ovládá pohyb veverky a jejího oříšku po stromě. Zpětnou vazbu o nejvyšší dosažené svalové aktivitě zprostředkovává pacientovi pozice oříšku, který zůstává po celou dobu běhu hry zobrazený na nejvyšší pozici, které se pacientovi podařilo dosáhnout. Protože pacient potřebuje vědět i současnou velikost síly své svalové kontrakce, je tato velikost vyjádřena pozicí veverky, která šplhá po stromě.

Posun oříšku na nejvyšší místo, kterého je pacient schopen v dané chvíli dosáhnout, vytváří přirozený práh, který se pak snaží pacient znova a znova překonat. Tato chuť překonat sám sebe vytváří přirozenou motivaci pro pokračování v terapii a zároveň nastavení prahu samotným pacientem pozitivně ovlivňuje jeho psychiku, neboť pacient sám ví, že je schopen prahu dosáhnout. Nastavení prahu pacientem samotným je optimální nastavení, které pacienta nefrustruje nemožností prahu dosáhnout, ani nedává prostor pro příliš snadné dosažení prahu, které by vedlo k neúčinnosti terapie.

V režimu analýzy her je z této hry získáván poznatek o časovém průběhu svalové aktivity pacienta a formou histogramu je zobrazeno rozložení úrovní svalové aktivity, kterých bylo při hře dosaženo. Tato informace může terapeutovi sloužit například k posouzení plynulosti dosahování nadprahové aktivity.

7.1.3 Režim terapeutické hry Zahradník

Hra *zahradník* slouží k rehabilitačním aplikacím, které vyžadují vyvinutí určité svalové aktivity pacienta během krátkého času. Ve hře *zahradník* má pacient za úkol v krátkém čase vyvinout dostatečnou svalovou aktivitu k tomu, aby naklonil konev a zalil kytičku, která se náhodně objevuje

na louce. Hra zlepšuje postřeh a pomáhá pacientovi v tréninku okamžité svalové odezvy. Terapeuticky významnými veličinami jsou v této hře čas potřebný k dosažení nadprahové svalové aktivity a velikost svalové aktivity.

V režimu analýzy her je z průběhu EMG signálu naměřeného během hry získáván a zobrazován čas od objevení se poupěte do dosažení nadprahové svalové aktivity. Tento čas je zobrazován ve formě grafu pro každou kytičku. (V průběhu hry se objeví 10 kytek). Dále je zobrazován samotný průběh EMG signálu změřeného v průběhu hry.

7.1.4 Režim terapeutické hry Lodička

Terapeutická hra *lodička* je určena především pro terapeutické aktivity rozvíjející vytrvalost při kontrakci svalů. Hra *lodička* pacienta motivuje k vyvinutí a udržení dostatečné svalové aktivity po určitý, terapeutem definovaný, čas. Cílem hry *Lodička* je vyvinout nadprahovou hodnotu, kterou je odstartováno vyplutí lodičky. Po následující dobu, definovanou předem v nastavení hry, je úkolem pacienta udržovat nadprahovou hodnotu svalové aktivity, čímž lodičku drží na hladině. Pokud se nepovede pacientovi udržet celou dobu nadprahovou hodnotu svalové aktivity, loďka se potopí.

V režimu analýzy her je vyhodnocen průběh EMG signálu. (Jeho délka zároveň určuje čas, po který se pacientovi podařilo vytvářet nadprahovou svalovou aktivitu). Terapeut se může zaměřit na velikost dosažené svalové aktivity a parametry jejího průběhu, např. plynulost a rozsah amplitud.

7.2 Využití aplikace

Aplikace je navržena tak, aby pracovala s běžnými typy zvukových karet, tudíž se dá bez vynaložení velkých finančních nákladů využít pro vylepšení současných přístrojů pro myofeedback, pokud tyto přístroje umožňují poslech měřeného EMG signálu (což většina přístrojů pro myofeedback umožňuje).

7.3 Význam terapeutických her

Impulsem pro vytvoření terapeutických her v aplikaci MFB Ámos byla skutečnost, že terapeutické hry jsou:

- zábavnější, čímž pacienta motivují k spoluúčasti na terapii
- snáze na nich lze vysvětlit terapeutický cíl
- pomáhají přesunout zodpovědnost za výsledek terapie z lékaře na pacienta
- poskytují srozumitelnější informaci o svalové činnosti, než prosté zobrazení průběhu.

„Žádná počítačová technologie nemůže v medicíně nahradit lidský faktor, tj. kontakt s lékařem. Bohužel, orientace nemocného na soucítění a účast ze strany lékaře v současném medicínském paradigmatu vedla k tomu, že se pacient stále více stává pasivním objektem nejrozličnějších manipulací ze strany medicínského personálu. Přitom ze sebe nemocný zcela snímá zodpovědnost za to, co se s ním děje, a v důsledku toho se účastní léčebného procesu pouze pasivně. Jak ukazuje vlastní klinická zkušenost, pacienti se stavějí k metodám, založeným na principu biofeedbacku, různě. Nejadekvátněji přistupují k tréninku nejautoritativnější pacienti s vysokou úrovní autonomie (vedoucí pracovníci ve věku 30 - 40 let). Možnost ovládat funkce vlastního organismu pro ně představuje užitečný dosažitelný cíl, přičemž samotné dosažení cíle (například snížení hladiny reaktivní deprese) slouží k potvrzení již základního vysokého sebehodnocení. Závislí pacienti naproti tomu často bývají podrážděni z nutnosti cokoli řešit a měnit samostatně, obviňují lékaře z bezcitnosti, krutosti atd. Úspěšný trénink, založený na principu biologické zpětné vazby, u těchto pacientů (například u pacientů drogově závislých na opiu) nejenže umožňuje zlepšení somatického stavu, ale vede k růstu reálného sebehodnocení a růstu osobnosti, přičemž pomáhá pacientu pochopit, že v tomto životě na něm mnohé závisí. Tímto způsobem orientace na vlastní síly pacienta (ne na síly počítačového

zařízení) tedy činí z biofeedbacku unikátní způsob terapeutického působení, příznivě se odlišujícího od mnohých současných medikamentózních i nemedikamentózních (např. fyzioterapie) metod léčby.“ [1]

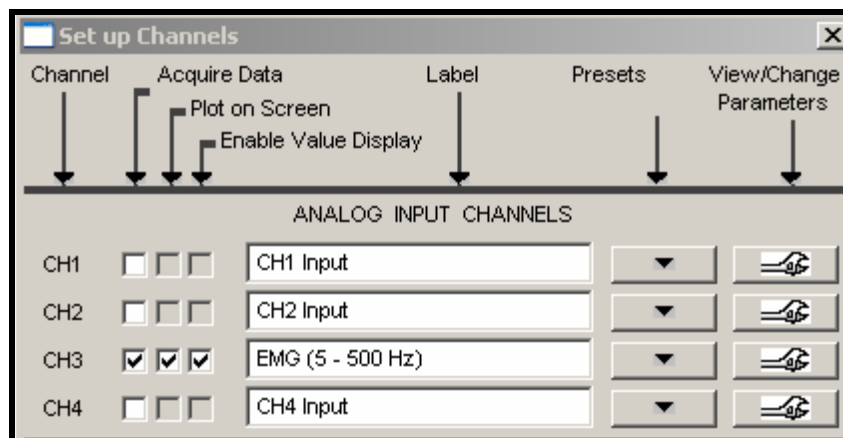
8 Nastavení akviziční jednotky MP35

Akviziční jednotka MP35 slouží ke snímání rozdílu elektrického potenciálu z připojených elektrod, k navzorkování snímaného signálu a jeho zpracování. Pomocí programu Biopac Student Lab PRO, který s jednotkou komunikuje, je možné nastavit různé parametry snímání signálu a jeho předzpracování. Akviziční jednotka umožňuje nastavení široké palety parametrů a režimů měření nejrozumnějších biologických signálů; v této práci jsou představeny pouze ty z nich, které jsou potřebné k snímání EMG.

Pro měření EMG signálu je třeba povolit nejprve měřicí kanál a nastavit jeho parametry. Měřicí kanál je volen podle portu, ke kterému jsou připojeny elektrody. Pro spolupráci s aplikací MFB-Ámos je třeba zvolit měřicí kanál CH3, neboť ten jediný umožňuje měřená a zpracovaná data vyslat na výstupní port nazvaný Output. Znamená to tedy, že uživatel musí připojit snímací elektrody na port číslo 3, označený zkratkou CH3. Kanál je třeba povolit také softwarově. Volbou MP35 / Set up Channels v hlavním okně programu Biopac Student Lab PRO (viz. Obrázek 8.1) se zobrazí okno Set up Channels, které umožní softwarově povolit kanál CH3, což se děje zaškrtnutím checkboxu CH3 (viz. Obrázek 8.2) a zároveň nastavit parametry tohoto kanálu.

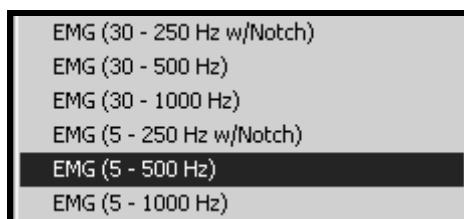


Obrázek 8.1: Vyvolání okna pro nastavení parametrů



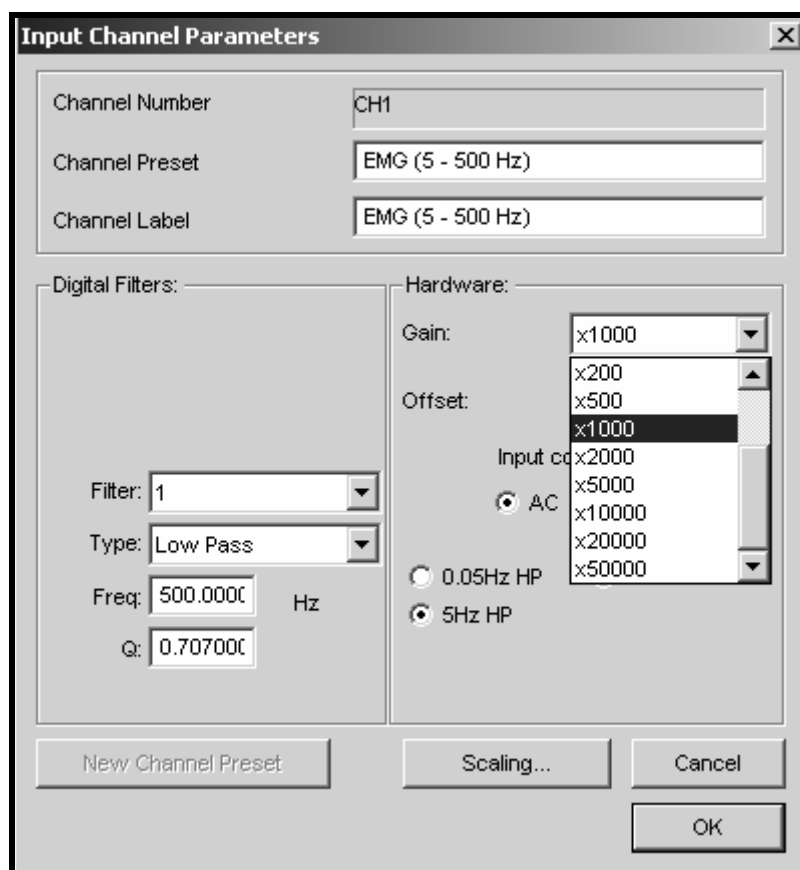
Obrázek 8.2: Okno Set up Channels

Nastavení parametrů měřicího kanálu se provádí dvojím způsobem. Prvním způsobem, snazším, je rozvinutí palety přednastavených měřících režimů, dodaných výrobcem, které uživatel nabízejí optimální nastavení pro snímání různých biologických signálů. (Obrázek 8.3)

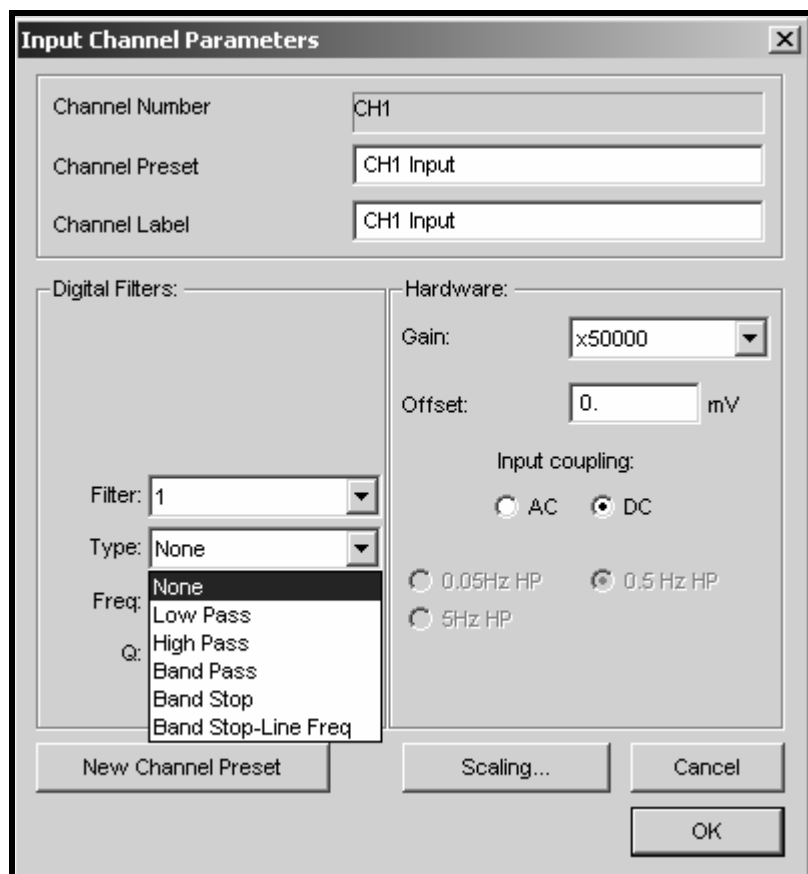


Obrázek 8.3: Přednastavené parametry pro EMG

V nabízených možnostech je šest přednastavených nastavení kanálu pro snímání EMG signálu, volba konkrétního nastavení závisí na terapeutově zamýšleném použití. Druhý způsob je sice mírně složitější, ale nabízí uživateli více volnosti při nastavení parametrů – stisknutím tlačítka View/Change Parameters označeného ikonou švédského klíče je vyvoláno okno Input Channel Parameters. V tomto okně je možné nastavit parametry filtrace (Obrázek 8.4) a zesílení (Obrázek 8.5).



Obrázek 8.4: Nastavení citlivosti



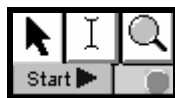
Obrázek 8.5: Nastavení filtrace

Po nastavení parametrů měřicího kanálu je třeba zapnout přenos měřených a akviziční jednotkou zpracovaných dat na výstup. To se zajistí přepnutím přepínače *CH3 to Output* do polohy *On*. (Obrázek 8.6).



Obrázek 8.6: Přepínač CH3 to Output

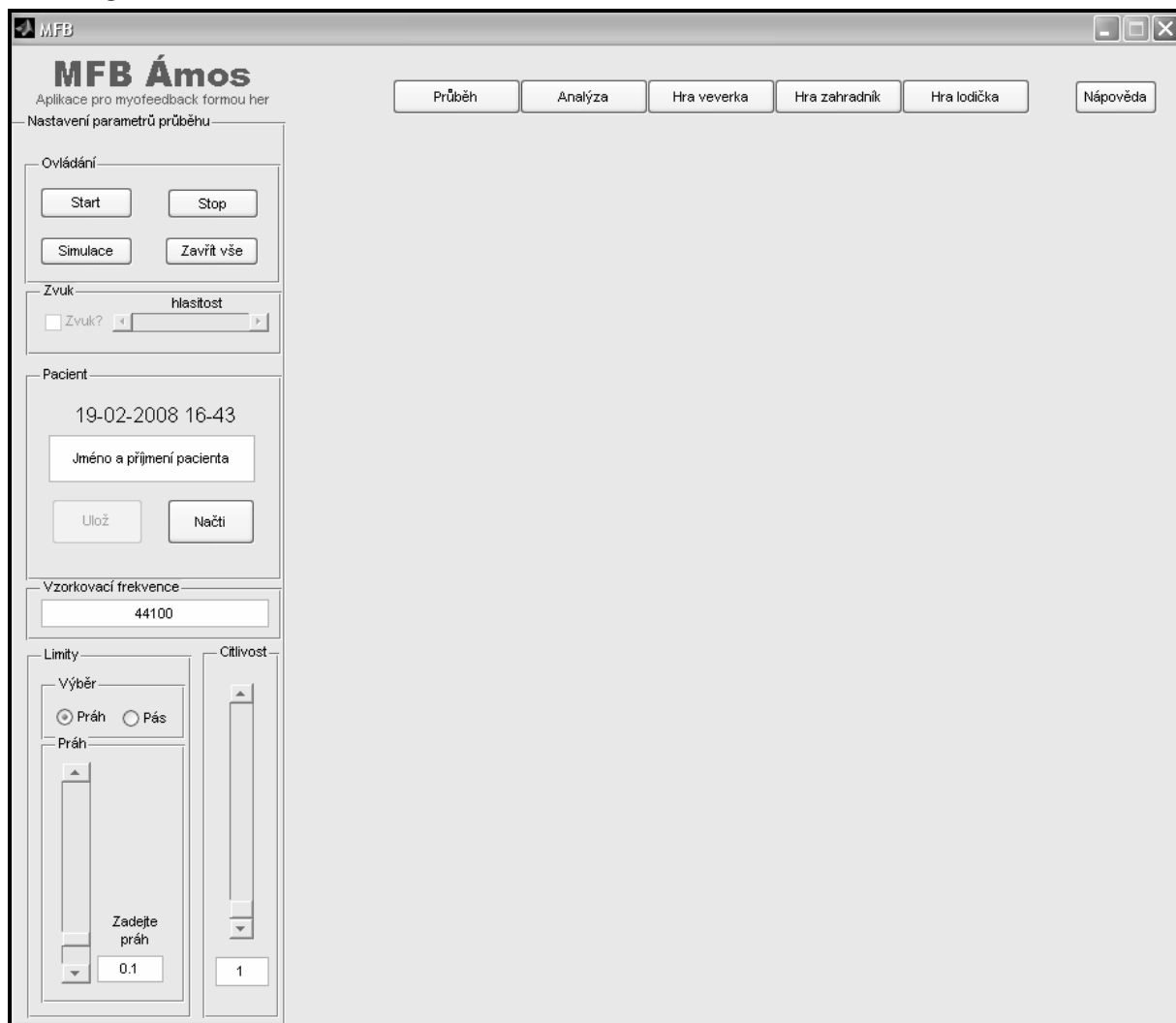
V tomto okamžiku je již možné spustit načítání dat v aplikaci MFB-Ámos, případně je možné navíc k tomuto kroku přidat zobrazení měřených dat na počítači, na němž je spuštěna aplikace Biopac Student Lab PRO. Zobrazení měřených dat se spouští tlačítkem *Start* v pravém dolním rohu okna aplikace. (Obrázek 8.7)



Obrázek 8.7: Tlačítko Start

9 Popis aplikace

9.1 Výběr režimu



Obrázek 9.1 Výběr režimu

Po spuštění aplikace se zobrazí úvodní nabídka, viz. Obrázek 9.1 Výběr režimu. Horní lišta tlačítek slouží k výběru požadovaného režimu. Tato lišta (Obrázek 9.2) zůstává viditelná po celou dobu práce s programem.



Obrázek 9.2 Lišta tlačítek

Stiskem odpovídajícího tlačítka je možné zvolit následující režimy:

- | | |
|--|--|
| ☐ Průběh | - umožní měřit EMG signál. |
| ☐ Analýza | - umožní analyzovat EMG signál. |
| ☐ Hra veverka | - spustí nastavení pro hru Veverka |
| ☐ Hra zahradník | - spustí nastavení pro hru Zahradník |
| ☐ Hra lodička | - spustí nastavení pro hru Lodička |
| ☐ Nápověda | - otevře dokument <i>manual.doc</i> s nápovědou. |

9.2 Nastavení parametrů měření v režimu Průběh a Analýza

K nastavení parametrů potřebných pro měření EMG signálu a k zadání jména pacienta slouží panel *Nastavení parametrů průběhu* (Obrázek 9.3) , který je aktivní v režimech Průběh a Analýza.

Nastavení parametrů průběhu

Ovládání

Start Stop

Zavřít vše

Zvuk

hlasitost

☐ Zvuk?

Pacient

20-02-2008 10-42

Jméno a příjmení pacienta

Ulož Načti

Vzorkovací frekvence

44100

Limity

Výběr

☒ Práh ☐ Pás

Práh

Zadejte práh

0.1

Citlivost

1

Obrázek 9.3 Nastavení parametrů průběhu

Panel *Nastavení parametrů průběhu* je dále rozdělen na několik dalších panelů, které sdružují ovládací prvky mající mezi sebou logickou souvislost. Ovládací prvky mohou být aktivní či neaktivní v závislosti na volbě režimu. To napomáhá snazší orientaci uživatele v procesu nastavování parametrů měření.

9.2.1 Panel Ovládání

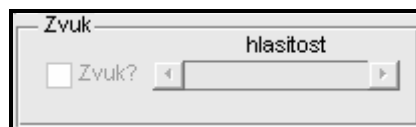


Obrázek 9.4 Panel Ovládání

Panel *Ovládání* (Obrázek 9.4) slouží především k spuštění a ukončení měření EMG průběhu. Je aktivní v režimu *Měření* a v režimu *Analýza*. Měření je spuštěno tlačítkem *Start*, a probíhá tak dlouho, dokud není zmáčknuto tlačítko *Stop*. Tlačítkem *Zavřít vše* se ukončuje práce s aplikací.

9.2.2 Panel Zvuk

Panel *Zvuk* (Obrázek 9.5) umožňuje zvolit přehrání naměřeného signálu v připojených sluchátkách či reproduktorech. Je aktivní pouze v režimu *Analýza*. (V aplikaci není umožněn poslech EMG signálu v době jeho měření, protože se tím příliš zvyšoval čas potřebný pro zpracování aktuálního měřeného vzorku, a v signálu vznikaly velké prodlevy mezi sousedními měřenými vzorky, takže by měřený EMG signál ztratil kontinuitu. Poslech EMG signálu v době jeho měření lze realizovat použitím audio rozbočky, jejíž jeden výstup se přivede do reproduktorů a druhý do zvukové karty PC, na němž je spuštěn MFB Ámos).



Obrázek 9.5 Panel Zvuk

Zaškrtnutí pole *Zvuk?* spustí přehrávání naměřeného EMG signálu ve sluchátkách či reproduktorech. (Je využit audio výstup stejné zvukové karty, která je použita pro získávání vstupních dat.) Posuvník *Hlasitost* umožňuje volit hlasitost přehrávaného EMG signálu.

9.2.3 Panel Pacient

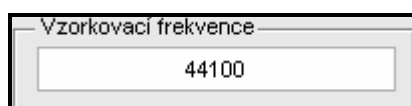
Panel *Pacient* (Obrázek 9.6) slouží k zadání identifikačních znaků terapeutického sezení. Jelikož myofeedback je využíván v terapeutických procedurách vyžadujících vícenásobné opakování, je aplikace navržena tak, aby identifikačními znaky bylo jméno a příjmení pacienta, a datum a čas terapeutického sezení.



Obrázek 9.6 Panel Pacient

Datum a čas je zobrazován v panelu *Pacient* automaticky, bez zásahu obsluhujícího personálu. (Informace o aktuálním datu a čase je získána ze systémového času počítače, na němž je aplikace spuštěna). Jméno a příjmení zadává obsluhující personál. Tlačítkem *Ulož* je vyvoláno dialogové okno umožňující zvolit místo uložení a jméno souboru (je automaticky nastaveno na jednotný formát, ale lze měnit) a následně soubor uložit. Tlačítko *Ulož* je aktivní až poté, co obsluhující personál zadá jméno pacienta. Načtení naměřených dat umožňuje tlačítko *Načti*, které vyvolá dialogové okno výběru požadovaného souboru. Načítaný soubor musí mít příponu *.mat.

9.2.4 Panel Vzorkovací frekvence

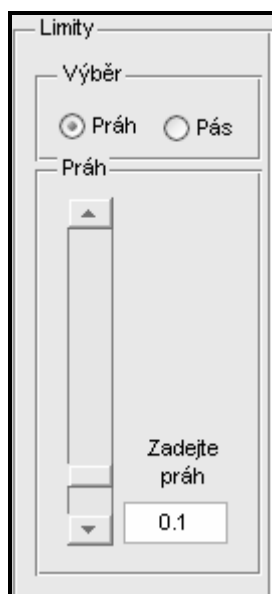


Obrázek 9.7 Panel Vzorkovací frekvence

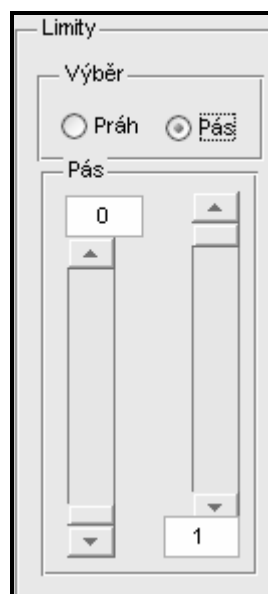
Panel *Vzorkovací frekvence* (Obrázek 9.7) obsahuje editační okno, které umožňuje zadat vzorkovací frekvenci měřeného zvukového vstupního signálu z mikrofonního vstupu zvukové karty. Výchozí hodnotou je hodnota 44100 Hz.

9.2.5 Panel Limity

Panel *Limity* (Obrázek 9.8-A a Obrázek 9.8-B) obsahuje vnořené panely *Výběr*, *Práh*, *Pás*. Vnořený panel *Výběr* je viditelný vždy v režimech *Průběh* a *Měření*, zatímco z vnořených panelů *Práh* a *Výběr* je v těchto režimech vidět vždy pouze jeden. Je tedy možné porovnávat průběh s prahovou hodnotou, nebo s dolní a horní mezí signálu.



Obrázek 9.8 (A) Panel Limity

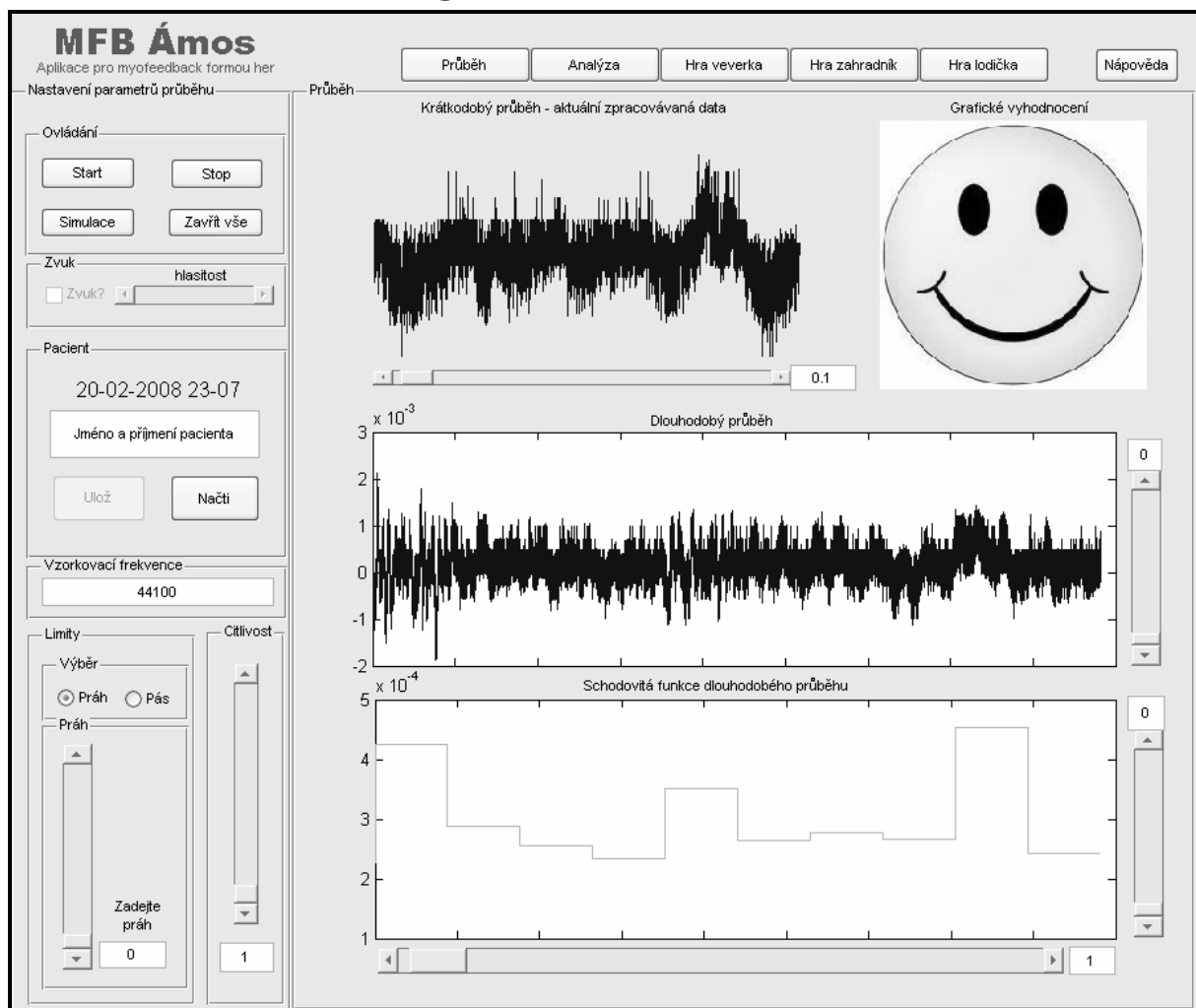


Obrázek 9.9 (B) Panel Limity

Panel *Výběr* obsahuje dvě tlačítka typu radiobutton, které přepínají viditelnost panelů *Práh* a *Pás*. Je-li zaškrtnut radiobutton *Práh*, zobrazí se panel *Práh* a objeví se posuvník umožňující nastavení prahové hodnoty, s kterou bude srovnáván měřený signál. K nastavení prahové hodnoty zadáním zvoleného čísla slouží editační pole zobrazené vedle posuvníku. Je-li zaškrtnut radiobutton *Pás*, objeví se dva posuvníky a dvě editační políčka. Levý posuvník a editační pole slouží k nastavení dolní hranice, pravý posuvník a editační pole slouží k nastavení horní hranice. Obě hranice vymezují oblast, v které se může vyhodnocený EMG signál pohybovat, aby docházelo k úspěšnému plnění terapeutického cíle. Editací pole i posuvníky jsou navzájem programově provázány tak, že změna parametru jedním ovládacím prvem způsobí přepsání hodnoty v druhém ovládacím prvku. Tímto

ošetřením je uživateli nabídnut dvojí způsob zadávání parametrů, z kterého si může vybrat ten, který se mu více hodí.

9.3 Zobrazení EMG signálu v režimu Průběh



Obrázek 9.10 Režim průběh

V režimu *Průběh* jsou zobrazeny čtyři způsoby náhledu na měřený EMG signál (Obrázek 9.10). Zcela nahoře je zobrazen krátkodobý průběh, uprostřed dlouhodobější průběh a dole je zobrazena časová závislost vyhodnocených krátkodobých průběhů EMG signálu.

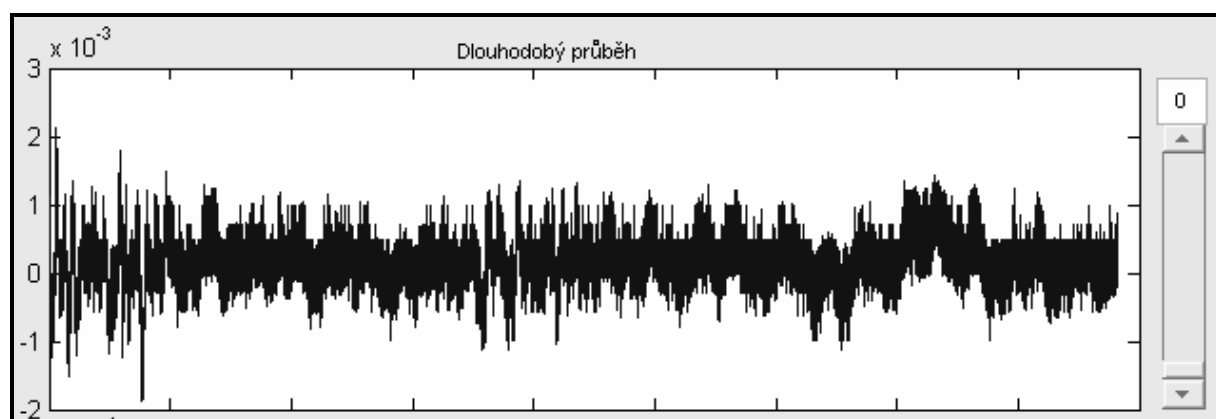
9.3.1 Zobrazení krátkodobého průběhu



Obrázek 9.11 Krátkodobý průběh

Krátkodobým průběhem je označována jedna sada naměřených impulsů, jejichž počet je dán násobkem vzorkovací frekvence a délky krátkodobého průběhu, což je konstanta, která se zadává v editačním poli pod samotným průběhem (Obrázek 9.11). K nastavení délky krátkodobého průběhu slouží rovněž posuvník, umístěný pod oknem pro zobrazení krátkodobého průběhu. Větší číselná hodnota nastavená v editačním okně délky krátkodobého průběhu snižuje frekvenci obnovování průběhu v okně zobrazení krátkodobého průběhu (data jsou překreslena vždy při načtení nové sady), ale zase umožňuje měřit plynulejší průběh EMG signálu, nepřerušovaný prodlevami způsobenými nenulovým časem potřebným k výpočtu. To je užitečné hlavně v případě, že záměrem terapeuta je poslouchat v režimu analýzy zvukový záznam EMG signálu.

9.3.2 Zobrazení dlouhodobého průběhu (trendu)

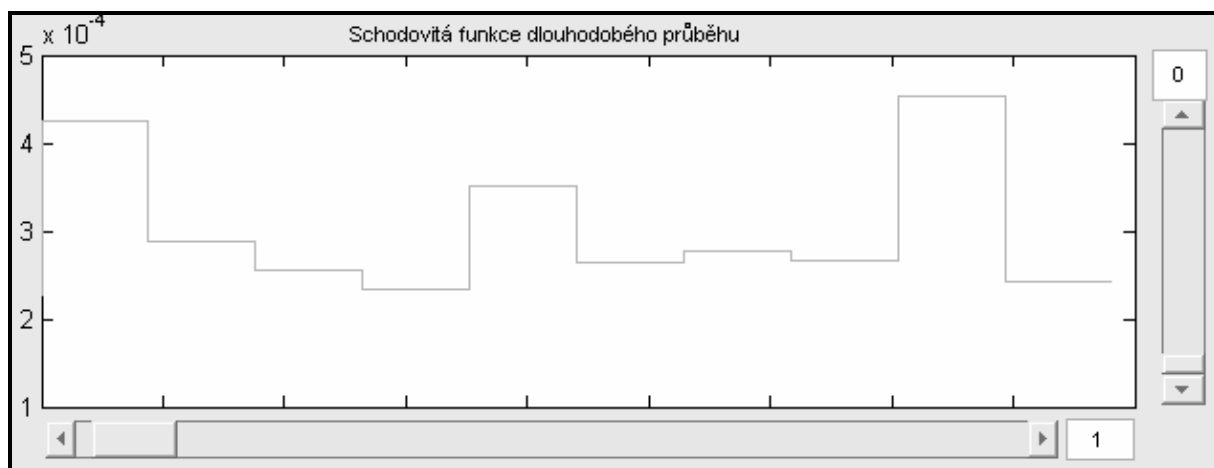


Obrázek 9.12 Dlouhodobý průběh

V okně zobrazení dlouhodobého průběhu je zobrazen dlouhodobější průběh EMG signálu. Délka zobrazovaného EMG průběhu je nastavitelná posuvníkem a editačním polem umístěným pod schodovitou funkcí dlouhodobého průběhu a tato hodnota je společná pro dlouhodobý průběh i schodovitou funkci dlouhodobého průměru (Obrázek 9.12). Při spuštění aplikace je nastaveno měřítko vertikální osy automaticky se přizpůsobující amplitudě měřeného signálu. Toto měřítko lze měnit posuvníkem a editačním polem umístěným vpravo od okna zobrazení dlouhodobého průměru. Nastavení měřítka na hodnotu „0“ opět zapne automatické přizpůsobování měřítka podle rozsahu zobrazovaných dat.

9.4 Zobrazení schodovité funkce dlouhodobého průběhu

Samotný EMG signál je pro pacienta nesrozumitelný, proto je v aplikaci MBF Ámos signál zpracován a jeho aktuální velikost je zobrazována v okně schodovité funkce dlouhodobého průběhu (Obrázek 9.13). Křivka má zelenou barvu v případě, že je dosahováno plnění terapeutického cíle a červenou v případě, že pacient cíle nedosahuje. Ovládací prvky mají stejnou funkci jako při zobrazování dlouhodobého průběhu.



Obrázek 9.13 Schodovitá funkce dlouhodobého průběhu

9.4.1 Grafické vyhodnocení okamžité úrovně EMG signálu

K srozumitelnému a jasnému vyhodnocení plnění terapeutického cíle je použit „smajlík“. Data jsou získávána z krátkodobého EMG průběhu, jsou vyhodnocena a v závislosti na dosažení terapeutického cíle „smajlík“ nabývá tří podob:

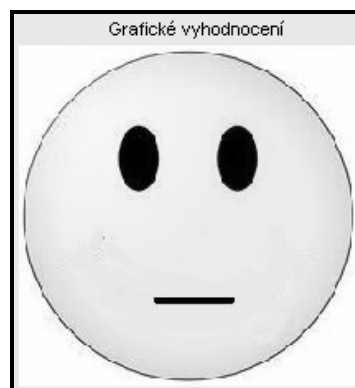
1. Spokojený smajlík (Obrázek 9.14) – terapeutický cíl je plněn.
2. Nespokojený smajlík (Obrázek 9.14) – terapeutický cíl není plněn, je třeba zvýšit svalovou aktivitu.
3. Neutrální smajlík (Obrázek 9.14) – není k dispozici žádný měřený EMG signál.



Obrázek 9.14 Smajlík ano

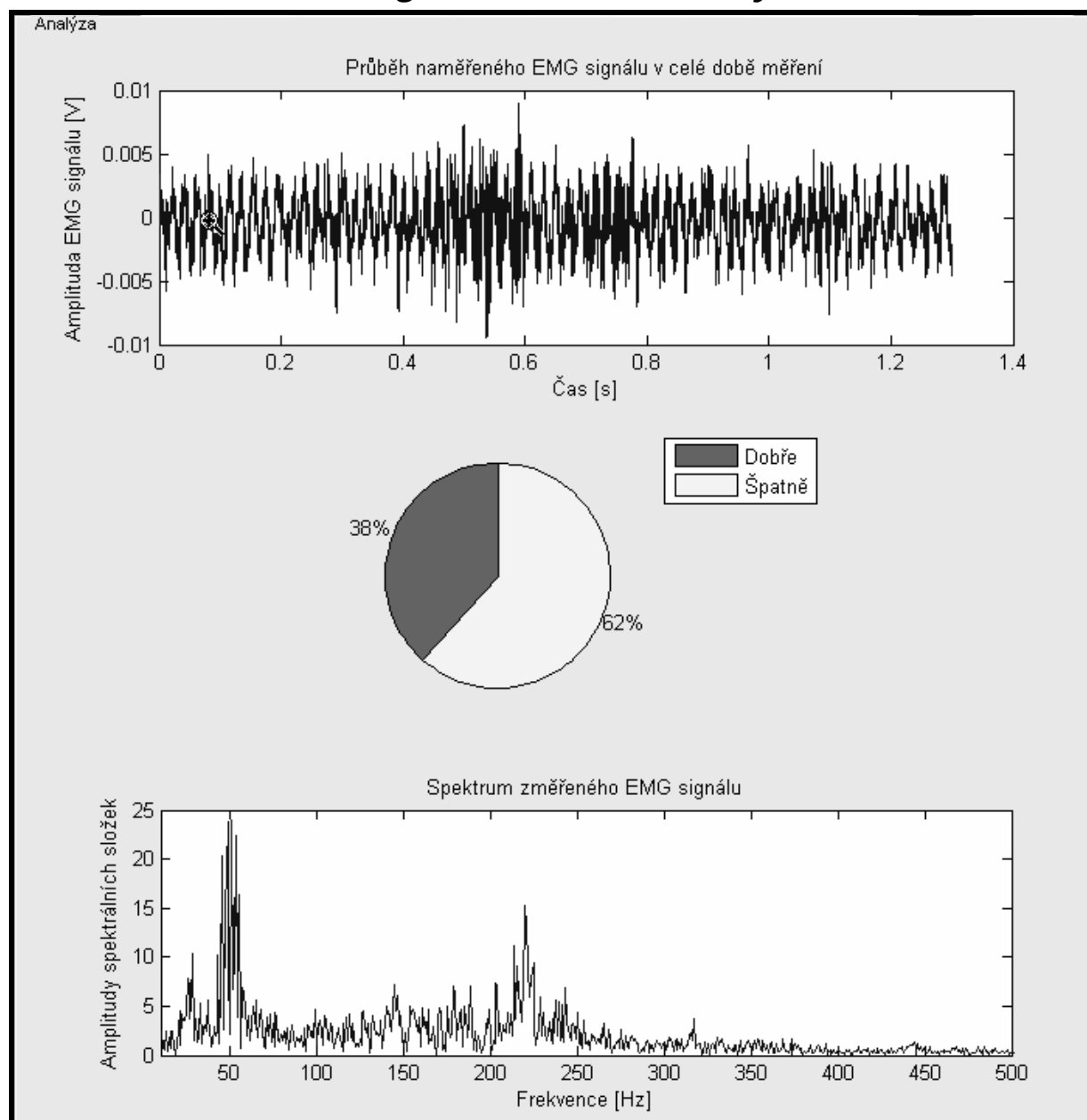


Obrázek 9.15 Smajlík ne



Obrázek 9.16 Smajlík neutrální

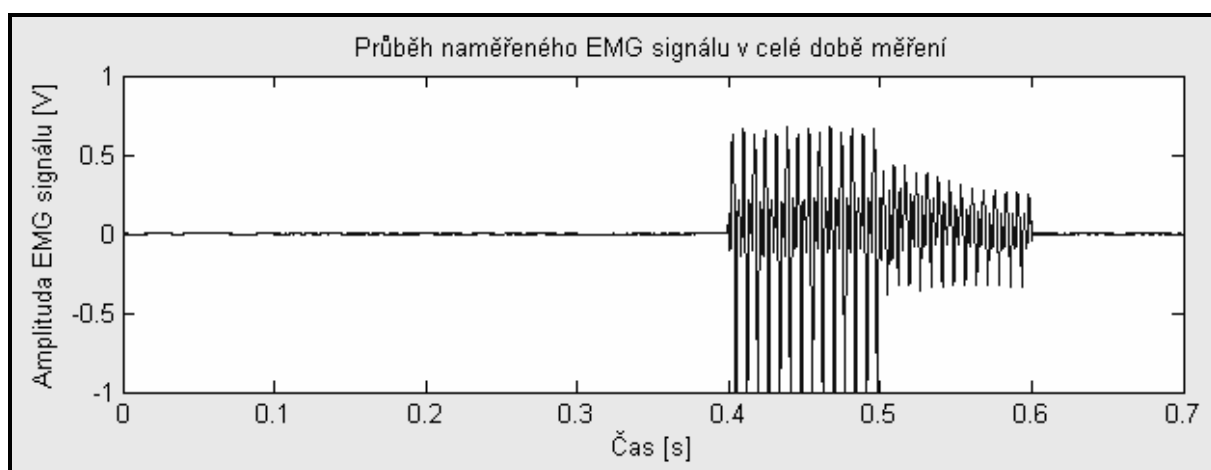
9.5 Zobrazení EMG signálu v režimu Analýza



Obrázek 9.17 Analýza

V režimu *Analýza* (Obrázek 9.17) je možné analyzovat naměřený průběh EMG signálu v celém rozsahu doby měření, informovat se o míře úspěšnosti plnění terapeutického cíle a analyzovat změřený EMG signál ve frekvenční oblasti.

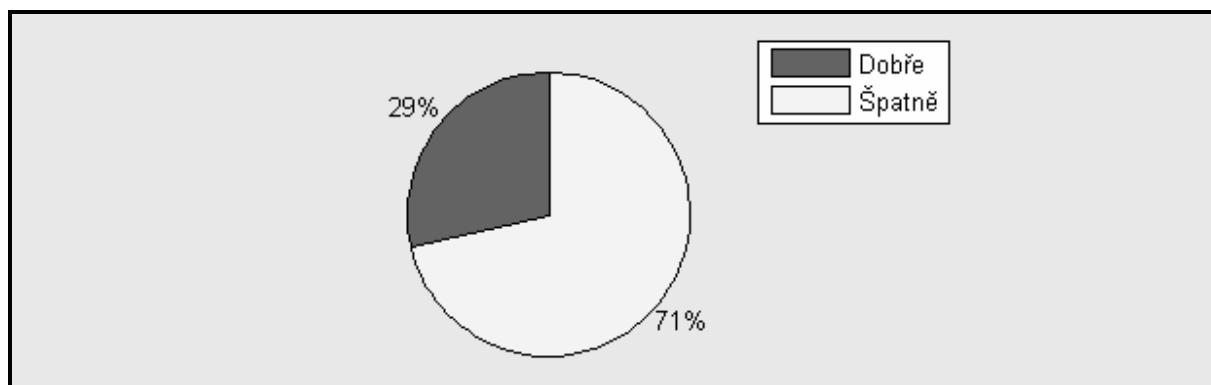
9.5.1 Analýza naměřeného EMG signálu v časové oblasti



Obrázek 9.18 Analýza EMG signálu v časové oblasti

V okně analýzy EMG signálu v časové oblasti (Obrázek 9.18) lze provádět analyzování naměřeného průběhu v celém rozsahu měření. K přiblížení detailů signálu lze použít funkci zoom, která funguje tak, že zvětší tu část signálu, která je vybrána stisknutím levého tlačítka myši a tažením myši až do okamžiku puštění tlačítka. Požadovaná oblast je při tažení myši zvýrazněna tečkovaným obdélníkem. K návratu do původní velikosti lze použít klávesovou zkratku Shift + klik myši.

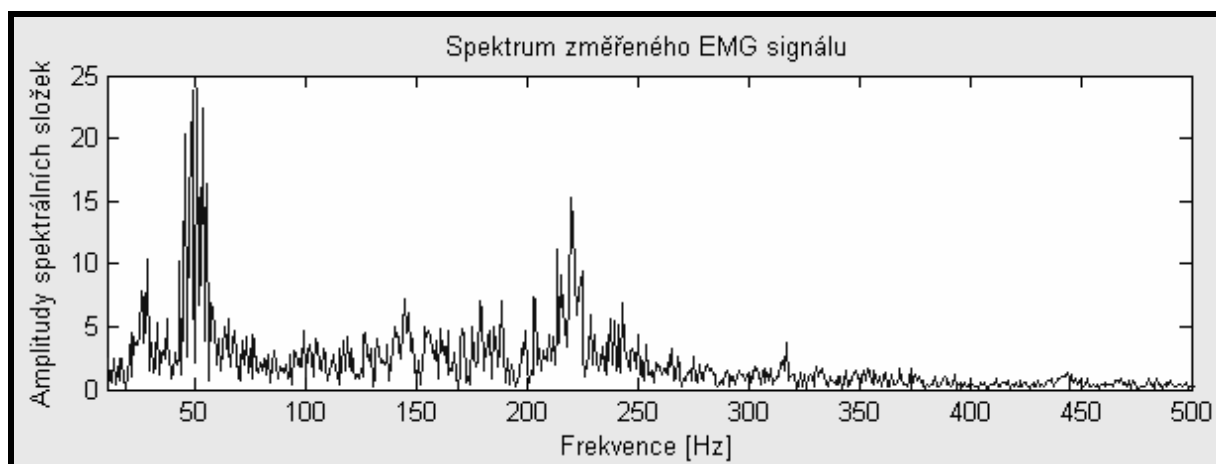
9.5.2 Míra splnění terapeutického cíle



Obrázek 9.19 Koláčový graf míry plnění cíle

O míře splnění terapeutického cíle informuje terapeuta koláčový graf, který poměrem vyjádřeným v procentech ukazuje, jak často dosahoval pacient v průběhu měření nadprahové hodnoty (při nastavení *práh*) či zůstával v pásu definovaném horní a dolní mezí (při nastavení *pás*) a jak často tohoto terapeutického cíle nedosáhnul (Obrázek 9.19). Výše vyjadřující poměr času při splnění terapeutického cíle k celkovému času měření je zobrazena zeleně, výše vyjadřující poměr nesplnění terapeutického cíle je zobrazena žlutě.

9.5.3 Analýza naměřeného EMG signálu ve frekvenční oblasti

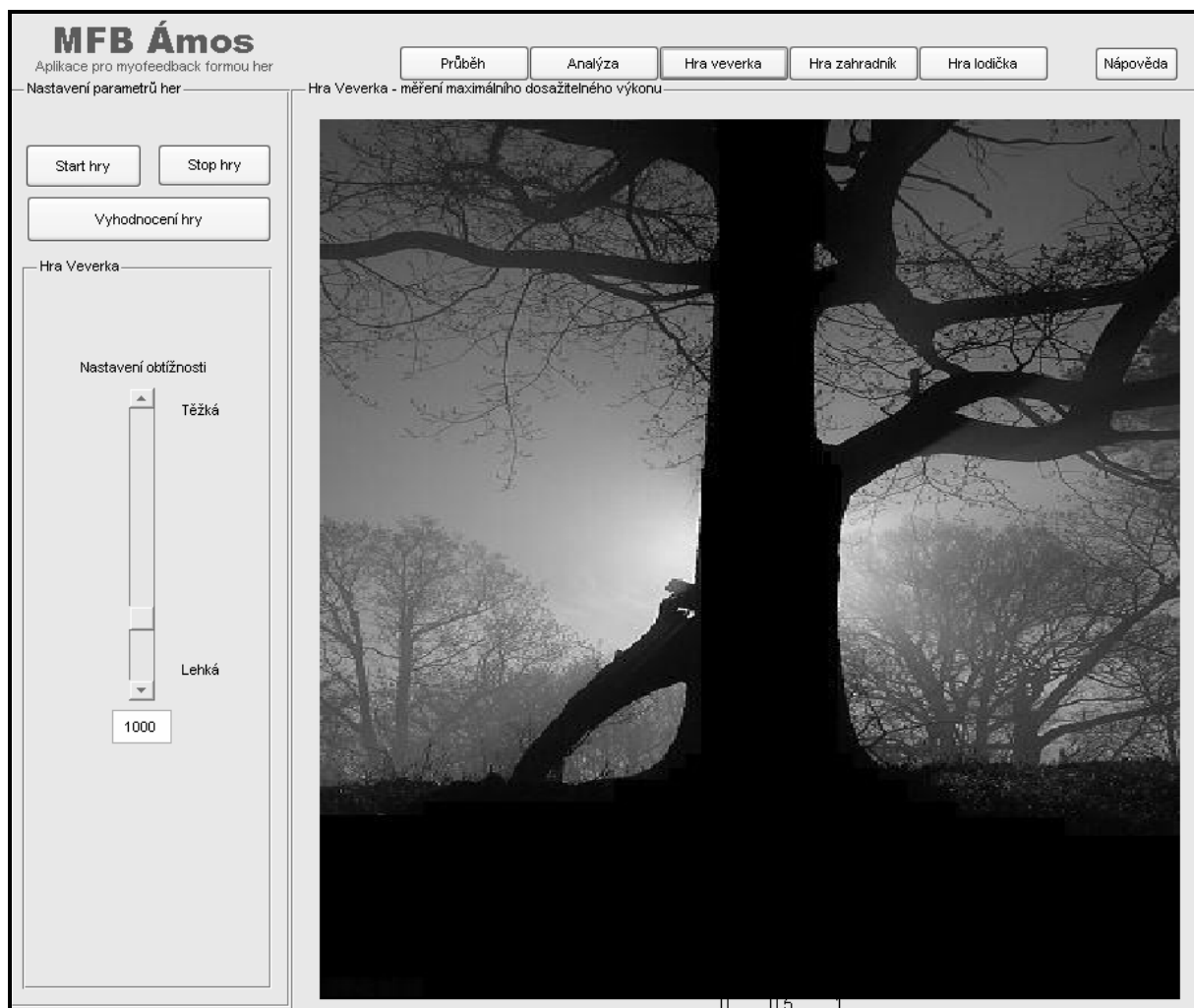


Obrázek 9.20 Frekvenční analýza

Změřený signál lze analyzovat také ve frekvenční oblasti (Obrázek 9.20). Aplikace je nastavena tak, aby zobrazovala spektrum EMG signálu jen do hodnoty 500Hz, neboť snímací jednotka MP35 firmy Biopac, kterou aplikace využívá k získání časového průběhu změny elektrického potenciálu na elektrodách připojených k pacientovi, filtruje data kmitočtovou dolní propustí s tímto mezním kmitočtem. (Tento horní mezní kmitočet je pro měření EMG signálů dostatečný)

9.6 Terapeutická hra Veverka

Terapeutická hra Veverka (Obrázek 9.21) motivuje pacienta k vyvinutí maximálního svalového napětí, a terapeutovi poskytuje informaci o časovém průběhu pacientovy svalové aktivity při pokusu o maximální kontrakci měřeného svalu a také o počtu dosažení jednotlivých úrovní velikosti EMG signálu.



Obrázek 9.21 Herní prostředí hry Veverka

9.6.1 Nastavení parametrů hry Veverka

K nastavení parametrů terapeutické hry Veverka je třeba nastavit parametry v panelu *Nastavení parametrů her* (Obrázek 9.22). Obsah panelu se dynamicky mění podle zvolené hry, stejné zůstávají pouze tlačítka *Start hry*, *Stop hry* a *Vyhodnocení hry*. Před hraním hry Veverka je vhodné upravit zesílení signálu posuvníkem *Nastavení obtížnosti*, případně editačním polem umístěným pod tímto posuvníkem. Vhodně nastavená obtížnost totiž motivuje pacienta k vyvinutí co nejvyšší svalové aktivity pouze tehdy, je-li pro něj úkol přiměřeně náročný. Je-li příliš snadný, pacient se nesnaží; je-li naopak úkol příliš těžký, pacienta reaguje stagnací.

Pro spuštění hry slouží tlačítko *Start hry*, její zastavení se provádí stiskem tlačítka *Stop hry*. Tlačítko *Vyhodnocení hry* aktivuje panel pro zobrazení výsledků vyhodnocení naměřeného průběhu EMG signálu získaného během hry.

Nastavení parametrů her

Start hry Stop hry

Vyhodnocení hry

Hra Veverka

Nastavení obtížnosti

Těžká

Lehká

1000

Obrázek 9.22 Nastavení parametrů hry Veverka

9.6.2 Interpretace výsledků ve hře Veverka

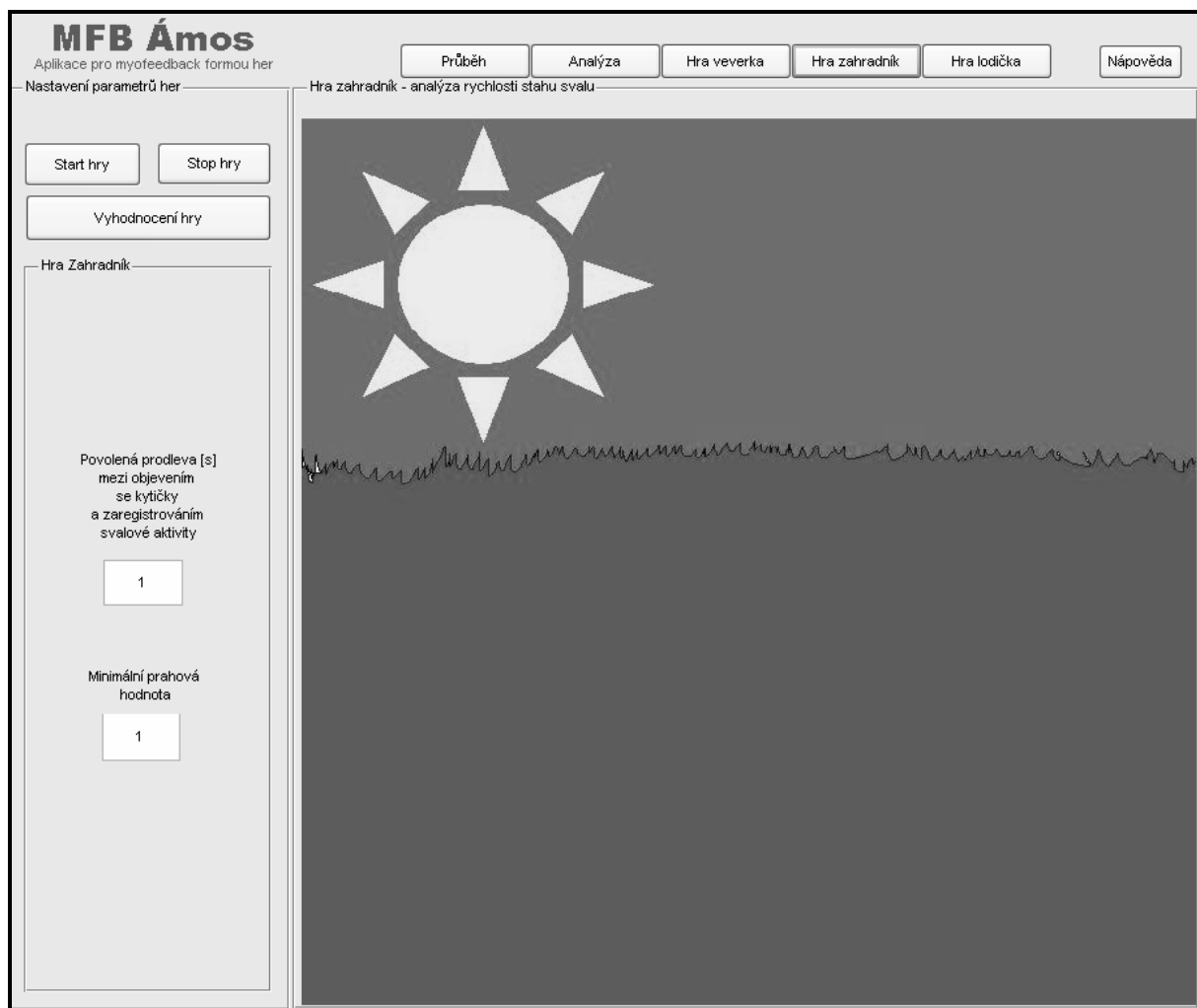


Obrázek 9.23 Výsledky ve hře Veverka

Na monitoru je pacientovi zobrazována pohyblivá veverka a pohyblivý oříšek na statickém pozadí stromu (Obrázek 9.23). Veverka se může pohybovat nahoru i dolů a její pozice je dána aktuální velikostí zrovna vyhodnocované části EMG signálu. Zobrazuje tedy pacientovi okamžitou hodnotu velikosti jeho svalové aktivity. Oříšek se může pohybovat pouze nahoru, a to jen tehdy, postrčí-li jej veverka čumáčkem. V případě, že pacient vyvíjí nižší svalovou aktivitu než odpovídá pozici oříšku, veverka sice klesne níže, ale oříšek zůstane na místě nejvyšší svalové aktivity. Pacientovi je tímto způsobem dodávána vizuální informace o jeho doposud nejvyšší svalové aktivitě a to jej motivuje k překonání sebe samého a posunutí oříšku ještě o něco výše. Terapeutovi tento postup vizualizace nejvyšší hodnoty pomáhá tím, že pacient si sám určuje vhodnou obtížnost úkolu, což přispívá k optimalizaci terapeutického plánu.

9.7 Terapeutická hra Zahradník

Terapeutická hra Zahradník pacientovi klade za úkol docílit nadprahové hodnoty svalové aktivity v krátkém čase. Hra proto může být využita všude tam, kde je třeba trénovat rychlé kontrakce svalu, ale není důležitá vytrvalost při udržování svalové aktivity. Může být využita například terapeutických situacích, v nichž se zlepšuje koordinace mezi zaznamenáním stimulu a následnou kontrakcí svalu.

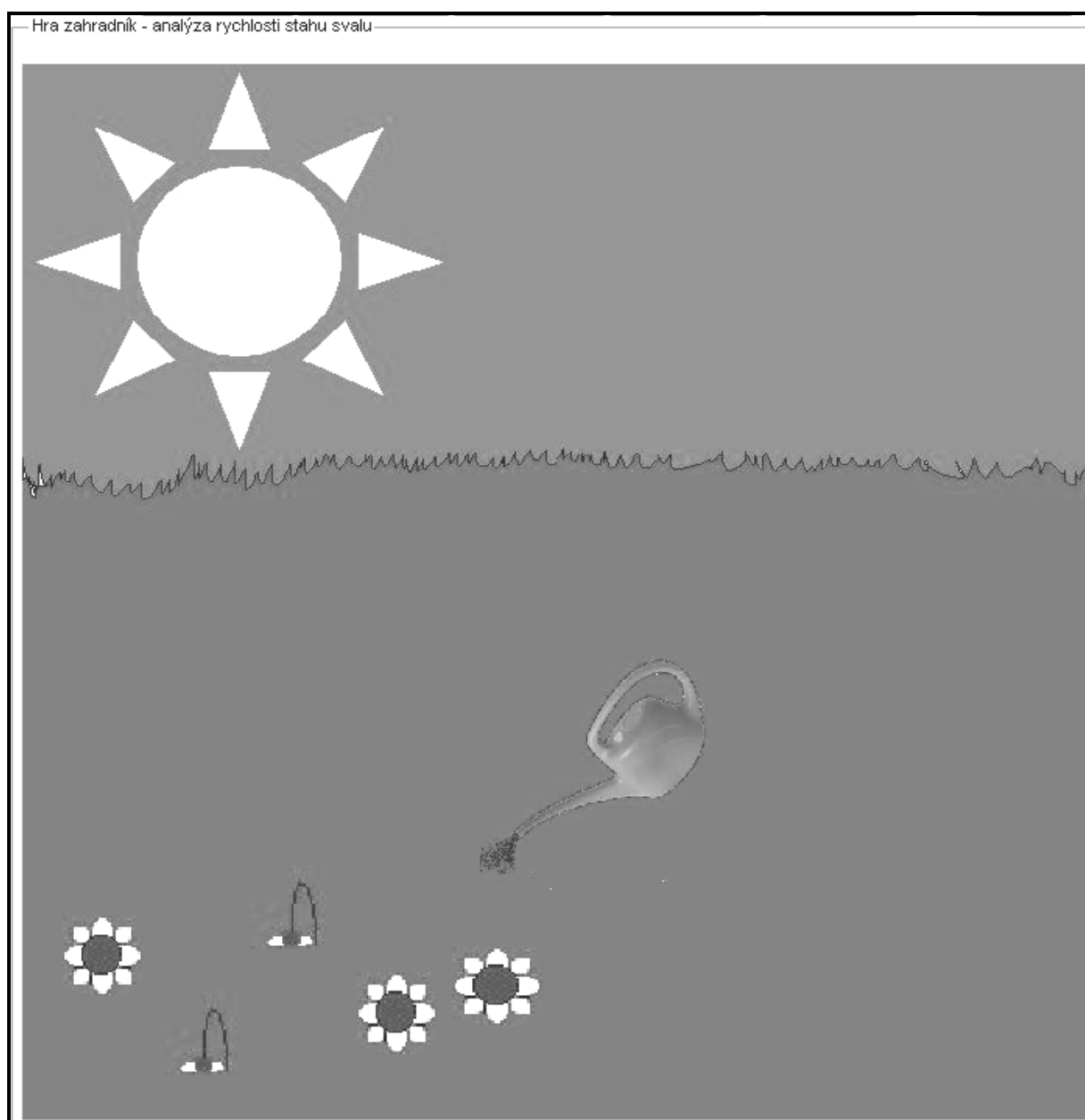


Obrázek 9.24 Herní prostředí hry Zahradník

9.7.1 Nastavení parametrů hry Zahradník

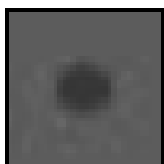
Ve hře Zahradník jsou nastavitelnými parametry *Minimální prahová hodnota* a *Povolená prodleva*. Minimální prahová hodnota určuje předěl mezi vyhodnocením dostatečné a nedostatečné velikosti EMG signálu. Čím je tato hodnota vyšší, tím těžší je pro pacienta dosáhnout vytyčeného terapeutického cíle. Navíc je vyhodnocován také čas, který pacient potřebuje pro dosažení nadprahové hodnoty. Tento čas by měl být menší než čas zadaný jako povolená prodleva. Pouze v takovém případě – včasná a dostatečná svalová aktivita – je úkol vyhodnocen jako splněný. Čím menší je nastavená povolená prodleva, tím těžší je pro pacienta splnit úkol.

9.7.2 Interpretace výsledků ve hře Zahradník

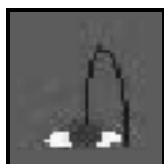


Obrázek 9.25 Výsledky ve hře Zahradník

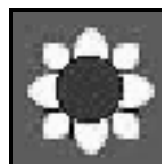
V náhodných intervalech se na louce objevují kytičky (Obrázek 9.24). Během průběhu hry se jich objeví celkově deset. Okamžik, kdy je možné začít vyvíjet svalovou aktivitu je určen objevením se poupěte (Obrázek 9.26) a posunem obrázku konve nad toto poupě. V následující chvíli má pacient možnost svalovou aktivitou naklonit konev a kytku zalít, což se projeví jejím rozkvetením (Obrázek 9.26). Zalitím květiny je splněn dílčí úkol a pacient čeká na objevení se další kytičky. Pokud se pacientovi nepodaří ve stanovené době kytičku zalít, květina zvadne (Obrázek 9.26). Nadprahovou svalovou aktivitu vizuálně prezentuje také náklon konve (Obrázek 9.29), která se nakloní ze základní pozice (Obrázek 9.29)



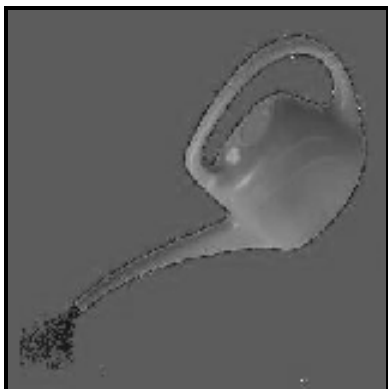
Obrázek 9.26 Kytka neutrální



Obrázek 9.27 Kytka ne



Obrázek 9.28 Kytka ano

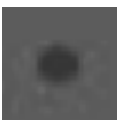


Obrázek 9.29 Konev nakloněná



Obrázek 9.30 Konev nenakloněná

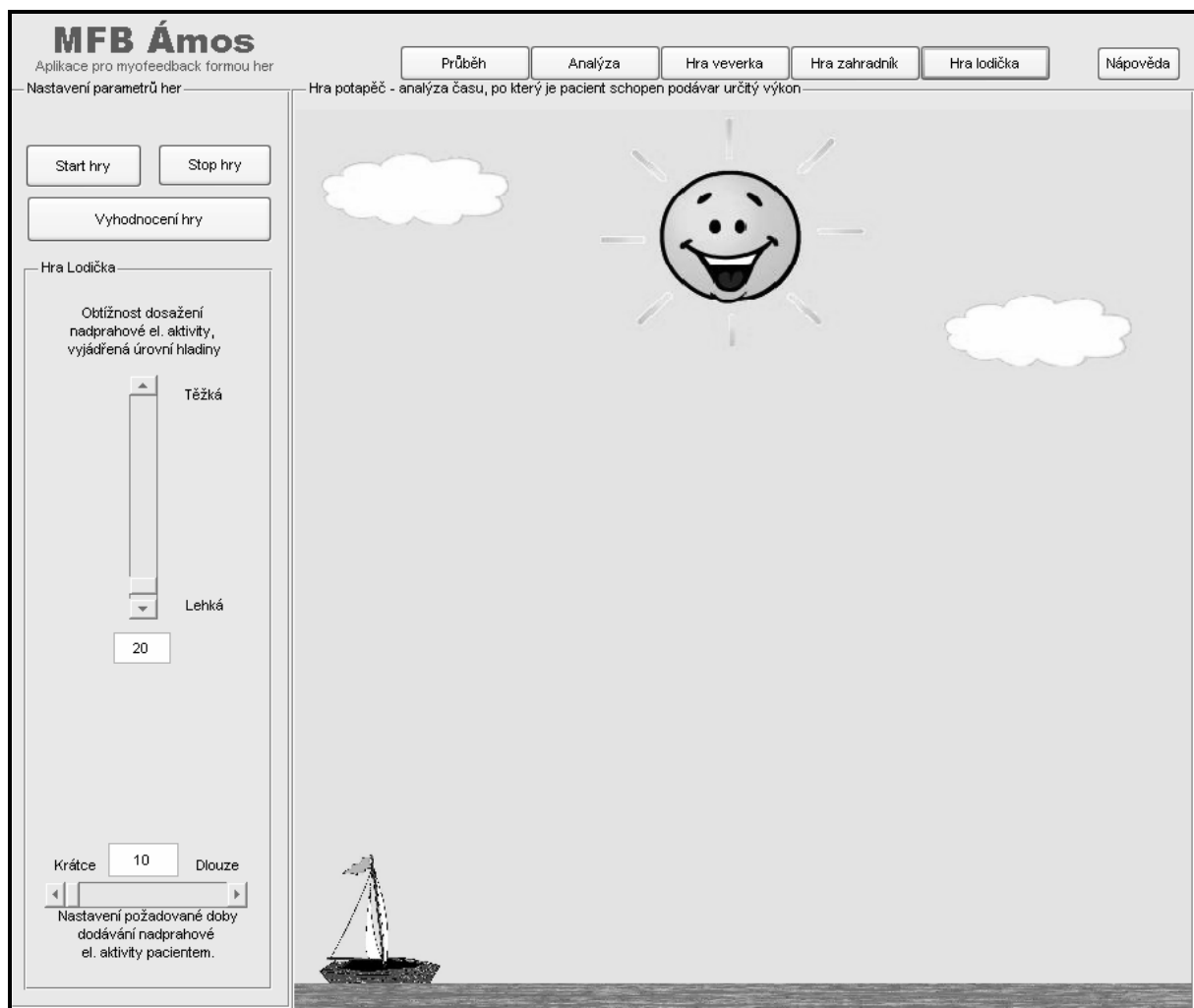
Následující tabulka (Tabulka 1) ukazuje grafické vyhodnocení splnění terapeutického úkolu:

	Čas menší než prodleva	Čas větší než prodleva
Aktivita nadprahová	 cíl úspěšně splněn	 cíle <u>vůbec</u> nebylo dosaženo
Aktivita podprahová	 cíle <u>zatím</u> nebylo dosaženo	 cíle <u>vůbec</u> nebylo dosaženo

Tabulka 1: Grafické vyhodnocení splnění terapeutického úkolu

9.8 Terapeutická hra Lodička

Hra Lodička (Obrázek 9.31) vybízí pacienta k vyvíjení svalové aktivity určené velikosti po určený čas. Terapeut může měnit jako požadovanou velikost svalové aktivity, tak i požadovaný čas, po který má pacient svalovou aktivitu udržovat nad definovaným prahem. Tato hra se dá použít pro trénink svalových partií, u kterých je terapeutickým záměrem zvýšení vytrvalosti při kontrakci svalů. Může být tedy použita nejen při rehabilitaci poškozených svalů, ale také pro trénink svalů zcela zdravých. Oblasti využití této hry tak opouštějí pracoviště rehabilitace a dostávají se i do oblasti tréninku sportovců i běžných uživatelů.



Obrázek 9.31 Herní prostředí hry Lodička

9.8.1 Nastavení parametrů hry Lodička

Ve hře Lodička může terapeut nastavit obtížnost dosažení nadprahové aktivity a čas, po kterou bude tato nadprahová aktivita vyžadována. Obtížnost se nastavuje posuvníkem a editační polem *Obtížnost dosažení nadprahové el. aktivity, vyjádřená úrovní hladiny* a požadovaný čas se nastavuje posuvníkem a editačním polem *Nastavení požadované doby dodávání nadprahové el. aktivity pacientem* (Obrázek 9.32).

Nastavení parametrů her

Start hry

Stop hry

Vyhodnocení hry

Hra Lodička

Obtížnost dosažení nadprahové el. aktivity, vyjádřená úrovní hladiny

Těžká

Lehká

20

Krátce

10

Dlouze

Nastavení požadované doby dodávání nadprahové el. aktivity pacientem.

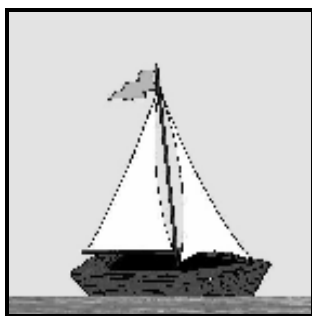
Obrázek 9.32 Nastavení parametrů hry Lodička

9.8.2 Interpretace výsledků ve hře Lodička

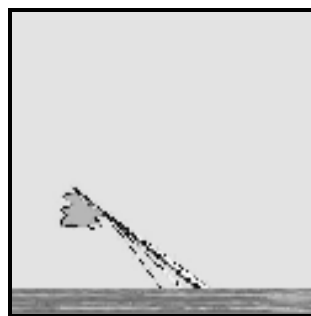
Po inicializaci hry Lodička se lodička objeví vlevo na obrazovce se spuštěnými plachtami (Obrázek 9.33). Tam setrvává do doby, než pacient vyvine nadprahovou svalovou aktivitu. Jakmile pacient dostatečnou svalovou aktivitu vyvine, loďka napne plachty (Obrázek 9.33) a vypluje k pravé straně obrazovky. Rychlost plavby je odvozena z požadované doby dodávání el. aktivity pacientem tak, aby loďka konstantní rychlostí plula z levého okraje k pravému přesně tak dlouho, jak vyžaduje terapeut. Hra je úspěšně ukončena tehdy, když loďka dopluje až k pravému kraji. V případě, že pacient klesne s úrovní dodávané svalové aktivity pod nastavený práh, loď se potopí (Obrázek 9.33).



Obrázek 9.33 Stojící lodička



Obrázek 9.34 Plovoucí lodička



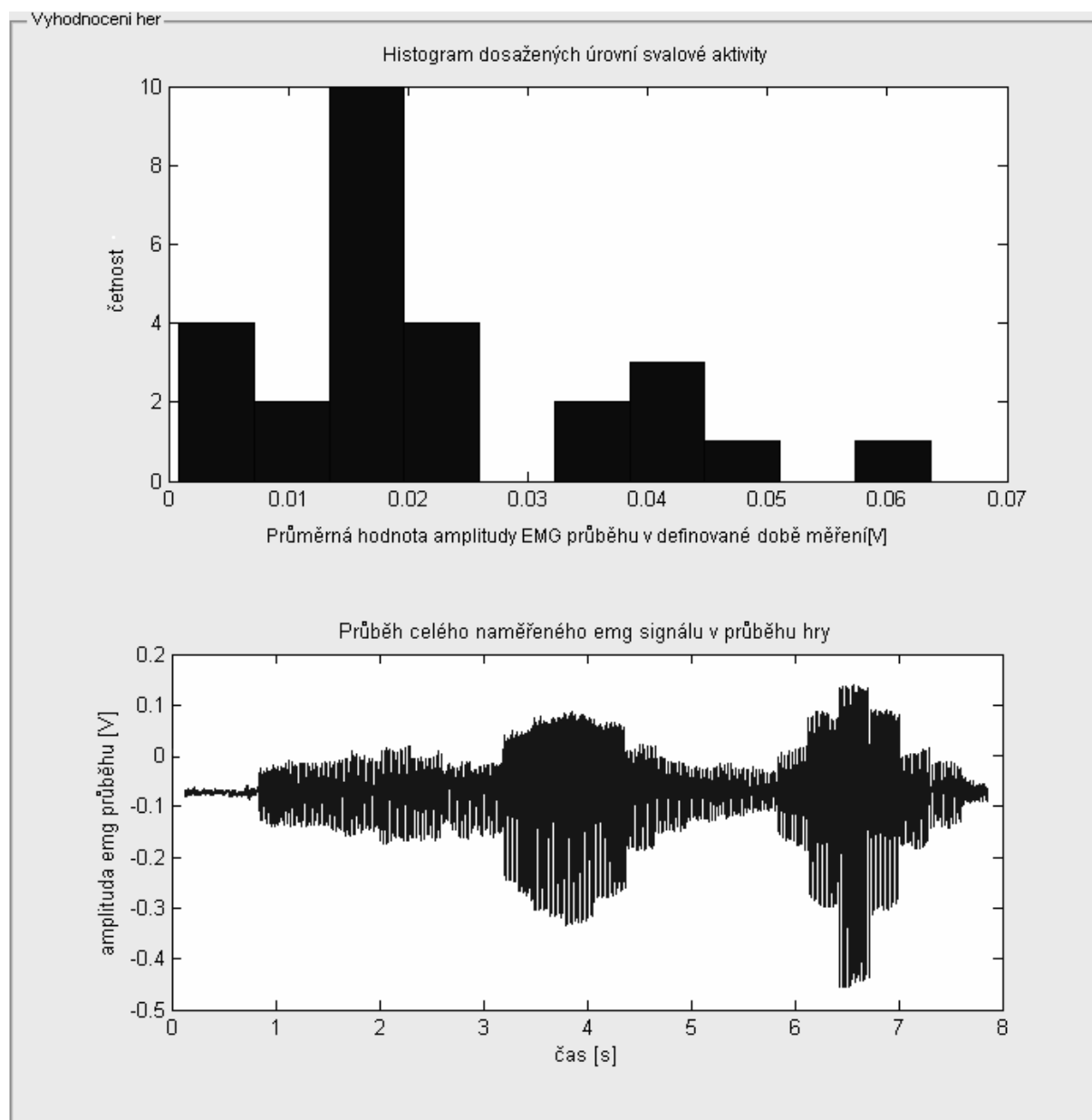
Obrázek 9.35 Potopená lodička

9.9 Analýza výsledků her

Při hraní terapeutických her dochází k dvojímu zpracování EMG signálu. Prvním je zpracování EMG signálu vyhodnocovacím algoritmem, který umožňuje aktuální měřená data transformovat na srozumitelný grafický výstup na monitoru. Druhým je uchova dat v paměti a vytvoření záznamu dlouhodobého průběhu EMG signálu. Tato data pak slouží terapeutovi pro analýzu v režimu analýzy her.

9.9.1 Vyhodnocení EMG signálu ze hry Veverka

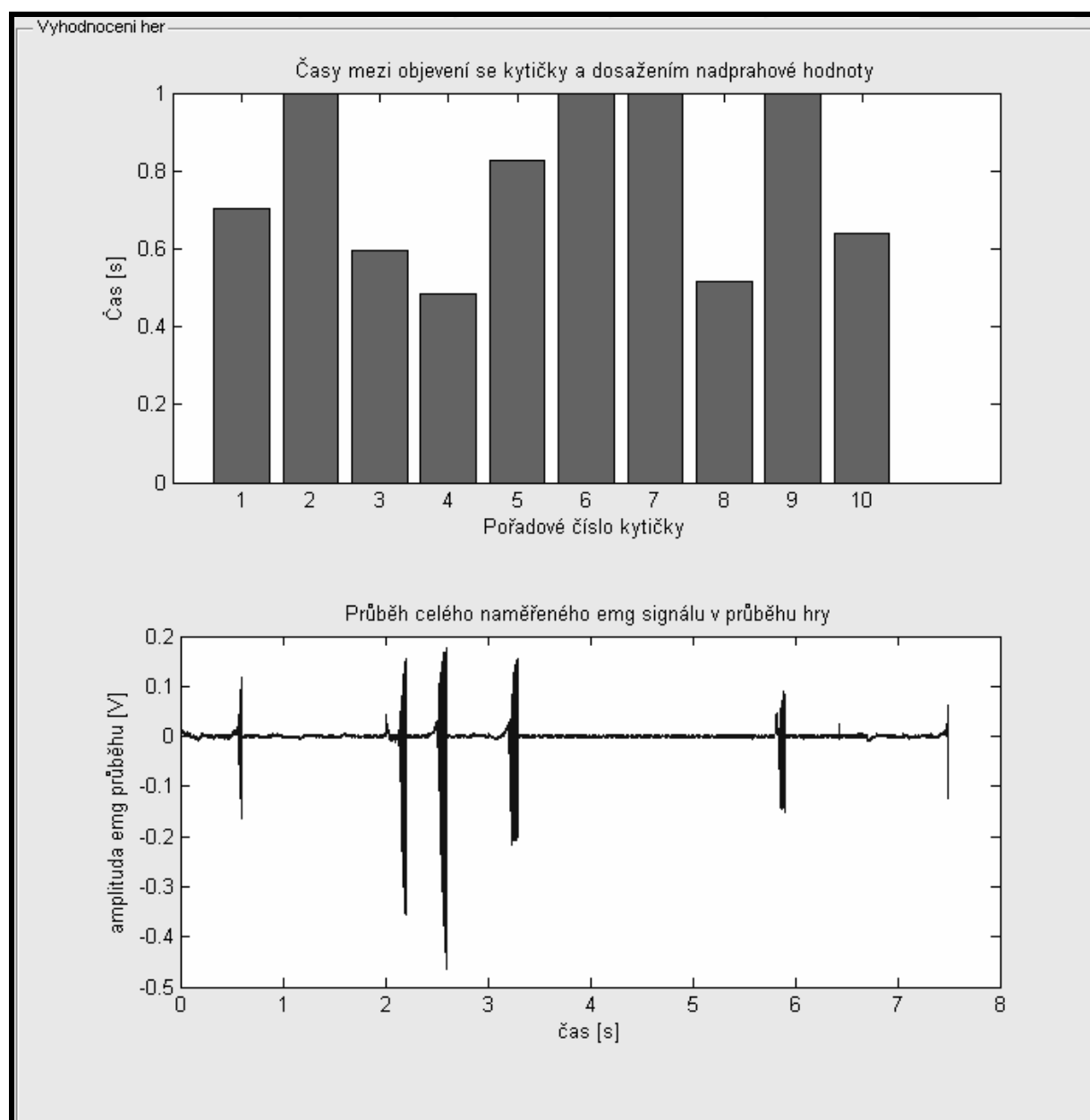
Pro analýzu EMG signálu naměřeného během hry Veverka slouží dva grafické výstupy. Prvním z nich je histogram dosažených úrovní svalové aktivity, umožňující terapeutovi analyzovat plynulost svalových kontrakcí a odhadovat stupeň únavy. Druhým výstupem je zobrazení dlouhodobého průběhu EMG signálu, který terapeutovi nabízí přehled o průběhu svalové aktivity pacienta během hry. Oba výstupy jsou zobrazeny níže v textu na obrázku (Obrázek 9.36).



Obrázek 9.36 Vyhodnocení EMG signálu ve hře Veverka

9.9.2 Vyhodnocení EMG signálu ze hry Zahradník

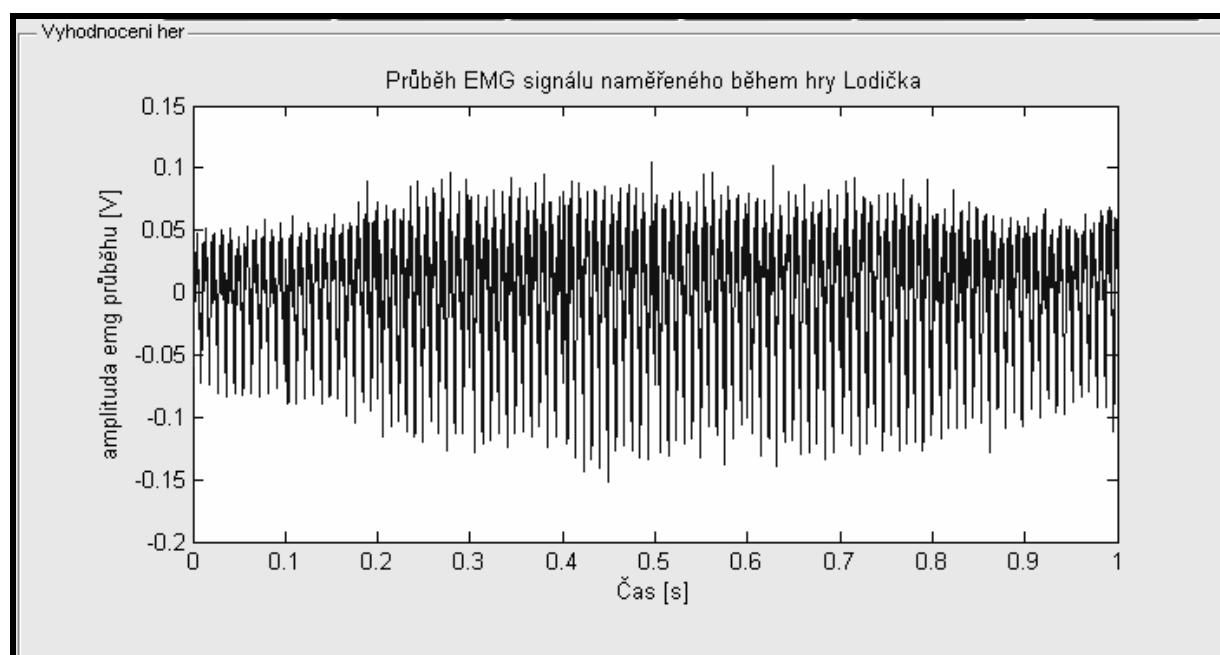
Při hře Zahradník je pacient vybízen, aby vyvinul nadprahovou svalovou aktivitu v určitém, terapeutem předem nastaveném, čase. Proto ve vyhodnocení EMG signálu v této hře terapeuta zajímá čas, který pacient potřeboval k vyvinutí dostatečné svalové aktivity. Tento čas je graficky reprezentován sloupci v sloupcovém grafu. Počet sloupců odpovídá počtu květin, které se v průběhu hry objevily (max. 10), a výška sloupce udává čas v sekundách, který pacient potřeboval k dosažení nadprahové aktivity. Nejvyšší přípustná výška sloupce je určena nastavenou hodnotou pro maximální povolenou prodlevu, a sloupce, které této výšky dosahují, tudíž znamenají nesplnění terapeutického úkolu. Pro analýzu EMG signálu naměřené v průběhu hry slouží zobrazení dlouhodobého průběhu, které je součástí panelu pro vyhodnocení her v této hře, obdobně jako je tomu u analýzy průběhů z jiných her (Obrázek 9.37).



Obrázek 9.37 Vyhodnocení EMG signálu ze hry Zahradník

9.9.3 Vyhodnocení EMG signálu ze hry Lodička

Ve hře Lodička je pro pacienta důležitá informace o tom, zda dosahuje nadprahové hodnoty svalové aktivity. Ta je mu srozumitelně podáváána během hraní hry. Pro terapeuta ale může být cennou informací také průběh svalové aktivity, neboť na něm lze analyzovat plynulost a stálost pacientem vyvíjené svalové aktivity, nebo naopak tento průběh terapeutovi prozrazuje pacientovu sníženou schopnost ovládat svaly rovnoměrně, případně může být ukazatelem na snazší unavitelnost svalu. Ve hře Lodička je tedy terapeutovi zobrazen k analýze dlouhodobý průběh EMG signálu změřeného během hry (Obrázek 9.38).



Obrázek 9.38 Vyhodnocení EMG signálu ze hry Lodička

10 Závěr

První část diplomové práce je zaměřena na popis základních technik využívaných při diagnostických vyšetřeních. V této části je uveden popis kondukčních studií i jehlové elektromyografie včetně vyhodnocovaných parametrů elektromyografických záznamů. Další část práce je zaměřena na využití elektromyografie v terapii, konkrétně je popsána IMF-terapie a myofeedback, jehož podrobný popis tvoří hlavní náplň této práce. Myofeedback je metodou zpracovávání a okamžité prezentace elektrické aktivity svalů pacientovi ihned v průběhu terapie. V dnešní době je kladen velký důraz na prezentaci svalové aktivity pacientovi, neboť se tím zvyšuje jeho motivace participovat na průběhu terapie.

V teoretické části práce je objasněn princip myofeedbacku a způsoby snímání elektrické aktivity a následná úprava snímaného signálu, který myofeedback využívá. Praktická část je zaměřena na realizaci myofeedbacku.

V programovém prostředí Matlab byla navržena a vytvořena aplikace MFB Ámos, která myofeedback realizuje. Pro snímání elektrické aktivity svalů byl použit počítačový systém Biopac, jehož výstup je přiveden na vstup zvukové karty počítače. Aplikace MFB Ámos využívá data ze zvukové karty, a vhodně je zpracovává podle zvoleného režimu aplikace. Oba systémy jsou přes zvukovou kartu propojeny.

Základním režimem aplikace MFB Ámos je zobrazení průběhu měřeného EMG signálu v reálném čase formou srozumitelnou uživateli a pozdější analýza naměřeného signálu. Navíc aplikace MFB Ámos vychází z posledního trendu zpracování myofeedbacku - z využití interaktivních her – a nabízí uživateli tři hry, které terapii s využitím myofeedbacku ztraktivňují a zvyšují míru spolupráce pacienta s terapeutem, čímž napomáhají úspěšnému procesu rehabilitace. Zodpovědnost za úspěšnou léčbu je totiž při použití terapeutických her přenesena na pacienta, což se příznivě projevuje v procesu terapie. Analýzou výsledků her je možno získat diagnosticky významné informace o průběhu změřeného EMG signálu, které jsou důležité pro terapeuta.

Aplikace je navržena tak, aby pracovala s běžnými typy zvukových karet, tudíž se dá bez vynaložení velkých finančních nákladů využít pro vylepšení současných přístrojů pro myofeedback, pokud tyto přístroje umožňují poslech měřeného EMG signálu (což většina přístrojů pro myofeedback umožňuje).

Ve výuce lze tuto aplikaci použít pro demonstraci principu myofeedbacku, případně biofeedbacku, protože názorně ukazuje provázanost interaktivních terapeutických her hraných pacientem a analýzy změřených dat sloužících terapeutovi k vytvoření diagnózy. Celá aplikace je navíc navržena v programovém prostředí Matlab, které je studentům škol se zaměřením na zpracování biologických signálů známé, takže je možné použít celý program nebo jeho část k integraci do výukové lekce.

Seznam použité literatury

- [1] *Biofeedback na principu hry jako způsob prevence stresu a psychosomatických poruch*, dostupný online na: < <http://www.imf-terapie.cz/prodeti.php> >
- [2] BAREŠ, M. *Neurofyziologické laboratoře*, dostupný online na: < <http://www.fnusa.cz/klinika2.php?kli=4&cl=20> >
- [3] DUFEK J., *Elektromyografie*, Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví BNRO, 1995
- [4] ECK V., *Soubor výukových textů doplňujících skriptum Bionika*, dostupný online na: < skola.nofuture.cz/BIO/VNIMANI.PDF >
- [5] JABRE J., HOCKETT E. R., *EMG manual*, dostupný online na: < <http://www.teleemg.com/new/tblcnt.htm> >
- [6] KADAŇKA Z., BEDNAŘÍK J., VOHÁŇKA S., *Praktická elektromyografie*, Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví BNRO, 1994
- [7] NEVŠÍMALOVÁ, S., *Neurologická klinika 1. LF UK a VFN*, elektronický časopis MedNet, 20.9.2000, dostupný online na: < http://nova.medicina.cz/odborne/clanek.dss?s_id=158 >
- [8] REUTERRER A., *Prožívání a chování - úvod do psychologie člověka*, dostupný online na: < www.smiley.cz/assets/files/docs/6317_jakub_havranek_preklad_150str.pdf >
- [9] SLADKÁ J., Myasthenia gravis – zkušenosti posledního desetiletí, *NEUROLOGIE - PSYCHIATRIE / 18. 2. 1999 / STRANA 9, 10 / MEDICÍNA 2 / VI*, dostupné online na: < http://www.zdrava-rodina.cz/med/med299/med299_21.html >
- [10] ŠESTÁKOVÁ, M., Polyneuropatie. Přednáška, dostupná online na: < www.cba.muni.cz/neuromuskularni-sekce/sources/ns2006/PNP-Sestakova.pdf >
- [11] VOKURKA, M., HUGO J. a kolektiv, *Velký lékařský slovník*, 5. vyd., dostupný online na: < <http://www.maxdorf.cz/maxdorf/vls/index.php?ctest=1> >
- [12] WATSON T., *Biofeedback introduction*, dostupný online na: < www.electrotherapy.org/electro/biofeedback/biofeed1.htm >
- [13] WENDSCHE, P., *Co je IMF-terapie?*, *Vozíčkář 4/2003, str. 9*, dostupný online na: < <http://www.ligavozic.cz/vozickar/voz03-2004.pdf> >

Seznam převzatých obrázků

- [14] <http://www.neurosupply.com/images/mytos.jpg>
- [15] http://www.xltek.com/images/product_image_xcalibur.jpg
- [16] http://www.humankarigar.com/i/product_images/image1.jpg
- [17] http://www.reat.nl/picts/katrien_1.jpg
- [18] http://www.bashers.nl/2006/10/gamen_voor_je_gezondheid.php

Seznam zkratek

ADHD	attention deficit hyperactivity disorder - porucha pozornosti projevující se hyperaktivitou
BSL MP35	akviziční jednotka firmy Biopac
CD	compact disc, typ média
CMAP	sumační svalový akční potenciál u kondukčních studií motorických vláken
CNAP	sumační nervový akční potenciál při kondukčních studiích smíšeného nervu
ČR	Česká Republika
DML	distální motorická latence
DVD	digital video disc, typ média
EEG	elektroencefalograf
el.	elektrický
EMG	elektromyografie, elektromyografický
HDD	pevný disk počítače
CH3	měřicí kanál číslo 3
IBM kláv.	typ klávesnice používané u osobních počítačů
IMF terapie	léčebná terapie po úrazech páteře a poškození míchy
LCD	liquid crystal display - název pro zobrazovací jednotku tvořenou tekutými krystaly
LED	light emitted diode - světlo vyzařující dioda
MCV	motor conduction velocity - rychlost vedení motorickými vlákny
PC	personal computer - osobní počítač
PET	pozitronová emisní tomografie
SCV	sensory conduction velocity - rychlost vedení senzitivními vlákny
SFEMG	elektromyografie používající speciální jehlu obsahující jeden vodič
SNAP	sensitivní nervový akční potenciál u kondukčních studií senzitivních nervových vláken
SQUID	superconducting quantum interface device – typ zobrazovacího zařízení