



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ

ÚSTAV RADIOELEKTRONIKY

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF RADIO ELECTRONICS

MYOGRAFICKÝ BIOFEEDBACK

EMG BIOFEEDBACK

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

LUKÁŠ SEKERA

VEDOUcí PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. OTO JANOUŠEK

BRNO 2011



**VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ**

**Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií**

Ústav radioelektroniky

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor
Elektronika a sdělovací technika

Student: Lukáš Sekera

ID: 72897

Ročník: 3

Akademický rok: 2010/2011

NÁZEV TÉMATU:

Myografický biofeedback

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Nastudujte možnosti využití biologické zpětné vazby pro myografické signály. Zaměřte se na možnost zpracování těchto dat v reálném čase s využitím akviziční jednotky Biopac MP35 a v programovacím prostředí LabView navrhnete demonstrační úlohu včetně základního zpracování měřených dat.

Nastudujte možnosti využití terapeutických her v procesu terapie. Na základě získaných informací vyhodnoťte, které parametry myografického signálu jsou pro terapeuta důležité a na základě tohoto vyhodnocení navrhnete terapeutickou hru využitelnou pro myografický biofeedback.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] MERLETTI, R., PARKER, P. Electromyography: Physiology, Engineering, And Non-Invasive Applications, Ieee Computer Society Press, 2004.

[2] DVOŘÁK, J. Biofeedback a jeho použití. Diplomová práce. Brno: FEKT VUT v Brně, 2009.

Termín zadání: 7.2.2011

Termín odevzdání: 27.5.2011

Vedoucí práce: Ing. Oto Janoušek

prof. Dr. Ing. Zbyněk Raida
Předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

Abstrakt

První část práce se zabývá stavbou a funkcí svalů. Následně je zde popsán EMG signál, jeho snímání a vyhodnocení. Ve druhé části jsou za pomoci vyhodnocených parametrů EMG signálu naprogramovány 3 hry pro myofeedbeck.

Klíčová slova

Svaly, akční potenciál, EMG, myofeedback, IMF terapie, EMG biofeedback

Abstract

First part of bachelor's thesis is describing composition and function of muscles. Afterwards is described EMG signal, its measurement and evaluation. In the second part of bachelor's thesis are programmed 3 games for myofeedback, which are using the evaluation of EMG signal.

Key words

Muscle, action potential, EMG, myofeedback, IMF therapy, EMG biofeedback

Bibliografická citace práce

SEKERA, L. *Myografický biofeedback*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2011. 33 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Oto Janoušek.

Prohlášení

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Myografický biofeedback jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího semestrálního projektu a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením tohoto projektu 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 25. 5. 2011

.....

podpis autora

Obsah

Seznam obrázků	9
1 Úvod.....	10
2 Svaly	11
2.1 Vedení vzruchu.....	11
2.2 Anatomie svalů	12
2.2.1 Myoepiteliální tkáň (Obrázek 4)	13
2.2.2 Hladká svalovina	13
2.2.3 Srdeční svalovina	14
2.2.4 Kosterní svalovina	15
3 Myografie	18
3. 1 Elektromyograf.....	18
3. 2 EMG signál	19
3. 2. 1 Snímání EMG signálu.....	19
3. 2. 2 Vyhodnocení EMG signálu	22
3. 2. 3 Úprava EMG signálu	23
4 Biofeedback	24
4.1 EMG Biofeedback	26
5 Biopac MP35.....	27
6 Aplikace pro myografický biofeedback.....	29
6.1 Hra Pták.....	29
6. 2 Hra Smile.....	30
6.3 Hra Raketoplán.....	31
7 Závěr.....	32
Seznam použité literatury.....	33

Seznam obrázků

Obrázek 1: Znázornění struktury kosterního svalu	11
Obrázek 2: Obecný tvar akčního potenciálu	12
Obrázek 3: Aktiniová a myozionová vlákna	13
Obrázek 4: Ukázka myoepiteliální tkáně.....	13
Obrázek 5: Podélný řez stěnou tekutého střeva znázorňující hladkou svalovinu	14
Obrázek 6: Ukázka příčného řezu svařem myokardu.....	14
Obrázek 7: Ukázka podélného řezu vlákna příčně pruhované svaloviny (vlevo) a zobrazení příčného řezu několika vláken příčně pruhované svaloviny (vpravo).	15
Obrázek 8: Rozložení I a A proužků a vztah tenkých a tlustých filament v klidu a při kontrakci (A-pás – anizotropní proužek (myozin); I-pás – izotropní proužek (aktin)). ...	16
Obrázek 9: Vlnitý a hladký tetanus.	17
Obrázek 10: Ukázka dvoukanálového přenosného elektromyografu firmy Metron Medical (nalevo) a laboratorního 2 až 4 kanálového desktopového EMG přístroje firmy Shinova (napravo)	18
Obrázek 11: Ukázka různých druhů povrchových elektrod pro snímání EMG.....	20
Obrázek 12: Ukázka páskové zemnicí elektrody (vlevo) a diskové zemnicí elektrody (vpravo).....	21
Obrázek 13: Neupravený EMG signál snímáný z povrchových elektrod.	22
Obrázek 14: Principiální schéma biofeedbacku.	24
Obrázek 15: Akviziční jednotka Biopac MP35.	27
Obrázek 16: Hra Pták. Vlevo je zobrazen začátek hry a vpravo je zobrazen výsledkem po dodržení stanovených nastavení (prahová hodnota a minimální délka stahu svalu).	29
Obrázek 17: Hra Smile.	30
Obrázek 18: Hra Raketoplán. Vlevo při nulové svalové kontrakci, vpravo při maximální kontrakci.....	31

1 Úvod

Biofeedback jako terapeutická metoda je v dnešní době velmi aktuální. Jak se postupně vyvíjí technika, tak se také zdokonaluje systém zpětné vazby. Je velice důležité motivovat pacienta k léčbě. Ve většině případů se zodpovědnost terapie či léčby přenesla z terapeuta na pacienta, který si musí nyní nechat více záležet, jelikož se jedná o jeho vlastní zdraví. Dále je také možnost více porozumět chování lidského těla za určitých situací, data dále uchovávat a případně později změřit znova, porovnat dosažené výsledky a vyhodnotit závěry. Novější systémy také dovolují případně terapeutovy zadávat během terapie různé úkoly přímo, tzv. v real – time.

Jedním z typů biofeedbacku je myofeedback. Jedná se o biologickou zpětnou vazbu pro použití v elektromyografii. Používá se především pro uvolňování svalového napětí a také pro posilování svalů. V dnešní době je hlavně využíván k posílení svalstva pánevního dna k léčbě inkontinence.

V této práci jsou shrnuty teoretické poznatky ohledně vlastností svalů a myofeedbacku, které slouží jako výchozí základna teoretických znalostí pro druhou část práce, obsahující naprogramovanou sadu terapeutických her.

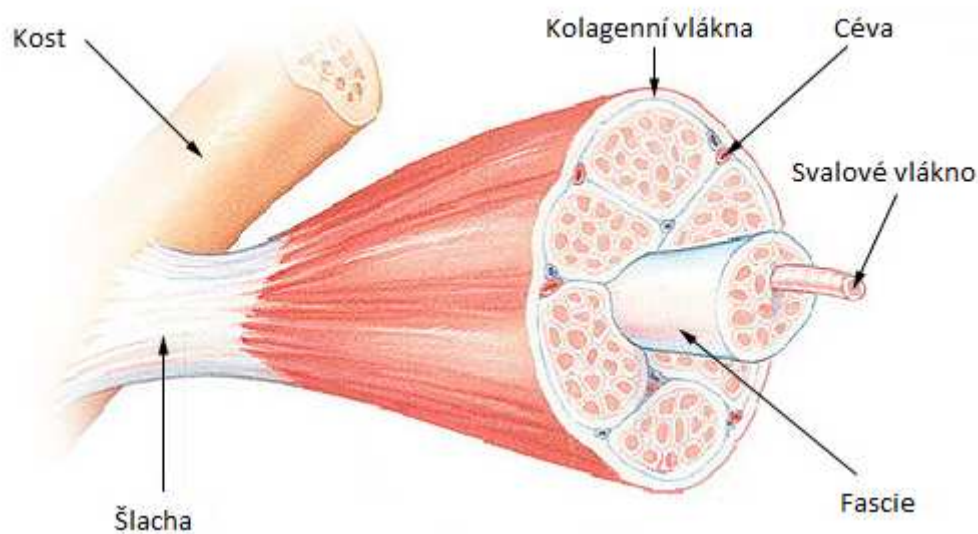
2 Svaly

Svaly (Obrázek 1) jsou vysoce specifikované tkáně, které se na podnět mohou zkracovat.

Pro každý pohyb jsou klíčové tyto čtyři vlastnosti svalů:

1. Excitabilita (dráždivost) – schopnost přijímat a reagovat na podněty
2. Kontraktibilita (stažlivost) – možnost zkrácením generovat sílu a pohyb
3. Extenzibilita (protažitelnost) – vlastnost svalové tkáně být protažitelná
4. Elasticita (pružnost) – schopnost svalů vrátit se do původního stavu, před stažením či protažením

Mimo tyto vlastnosti jsou svaly ještě schopny produkovat teplo. Svalstvo člověka tvoří asi 30 – 50 % hmotnosti lidského těla a zahrnuje přibližně 600 svalů. [1]



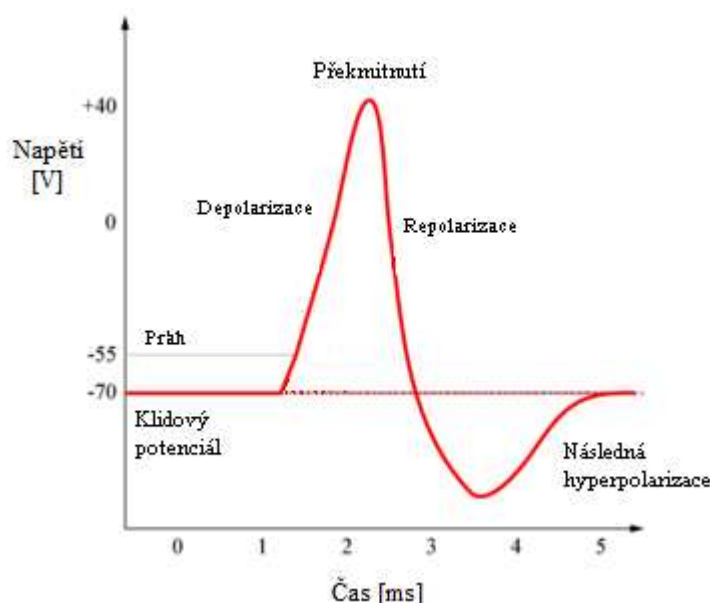
Obrázek 1: Znázornění struktury kostního svalu

2.1 Vedení vzruchu

Akční potenciál (AP, Obrázek 2), také nervový impuls, je místní a přechodná změna membránového potenciálu, k níž dochází zejména na buněčné membráně neuronů a svalových buněk. Vzniká v motorickém kortexu v mozku, následně přechází do míchy, kde následně předáván potřebným motoneuronům, které vedou ke svalům,

které potřebují být inhibovány. Následně je veden všemi jeho větvemi k jednotlivým svalovým vláknům a dále po jejich membránách.

V místě vybavení vzruchu se selektivně mění propustnost membrány, dochází k přesunu iontů a mezi zevním a vnitřním povrchem membrány vzniká v okamžiku depolarizace místní elektrický proud. Ten dráždí sousední úsek axonu, kde se membrána depolarizuje a vzruch se začne šířit dále stejným principem. Přitom v každém úseku membrány je AP vybaven stejným elektrochemickým mechanismem, proto se jeho amplituda nemění.



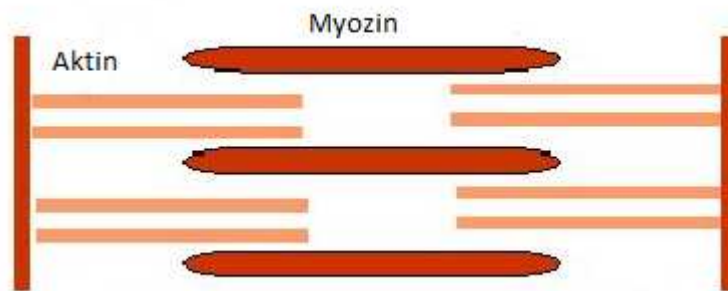
Obrázek 2: Obecný tvar akčního potenciálu

Rychlost vedení vzruchu významně ovlivňuje průměr nervového vlákna. Obdobně jako v elektrotechnice – čím větší průměr nervového vlákna, tím rychleji se vede vzruch.

2.2 Anatomie svalů

Základní vlastností svalů je schopnost se stahovat, což umožňují speciální vláknité struktury uložené v cytoplazmě všech svalových buněk – myofibrily. Myofibrily jsou složeny z uspořádaných molekul aktinu a myozinu.

Při podráždění svalových vláken pomocí AP dochází k zasouvání tenkých aktinových vláken mezi tlustá vlákna myozinu (Obrázek 3), myofibrily se zkrátí a dojde ke kontrakci svalu.



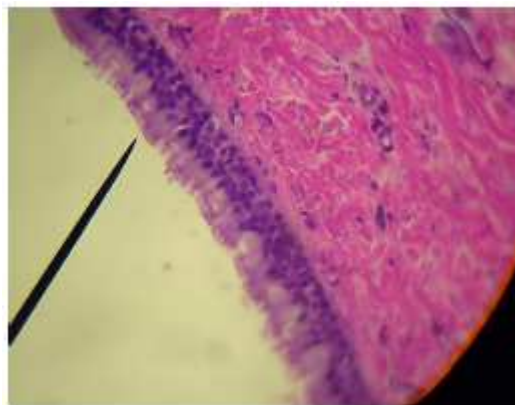
Obrázek 3: Aktiniová a myozionová vlákna

Svaly můžeme rozdělit podle jejich funkce na čtyři základní typy:

- 1) Kosterní svalovina
- 2) Hladká svalovina
- 3) Srdeční svalovina
- 4) Myoepiteliální tkáň

2.2.1 Myoepiteliální tkáň (Obrázek 4)

Patří mezi svaly, které neovládáme vlastní vůlí. Je to v podstatě druh eptilelu, neboli výstelky, který se stahuje a umožňuje tím například sekreci žláz.



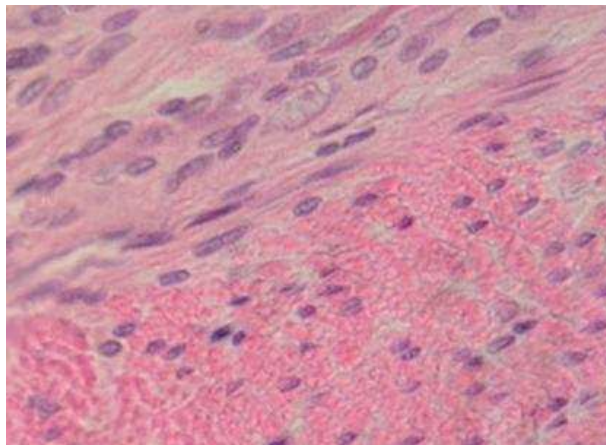
Obrázek 4: Ukázka myoepiteliální tkáně

2.2.2 Hladká svalovina

Hladké svaly (Obrázek 5) se nacházejí především ve vnitřních dutých orgánech a cévách. Stahují se většinou pomalu a nemůžeme se vědomě ovládat.

Hladká svalovina je složená z protáhlých jednojaderných buněk. Při stahu hladké svaloviny se spotřebovává málo energie a sval je neunavitelný. Šíření podráždění

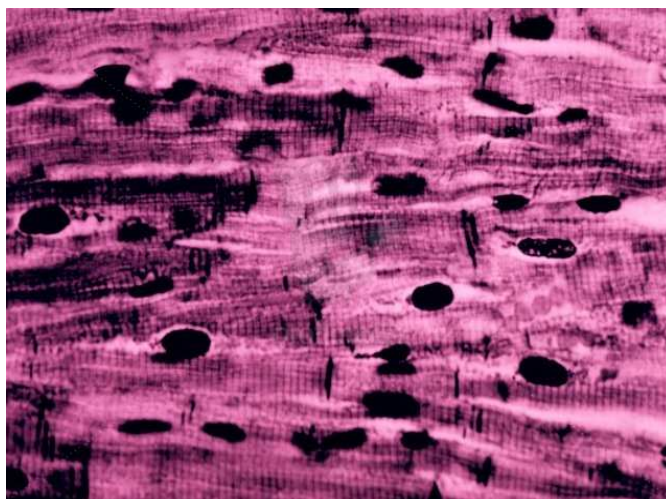
hladké svaloviny je zajišťováno jednak spojením membrán elektronicky, tzv. gap junctions, pak také postupným šířením vlny zvýšené koncentrace mediátoru v mezibuněčném prostoru například peristaltické pohyby trávicí soustavy.



Obrázek 5: Podélný řez stěnou tekého střeva znázorňující hladkou svalovinu

2.2.3 Srdeční svalovina

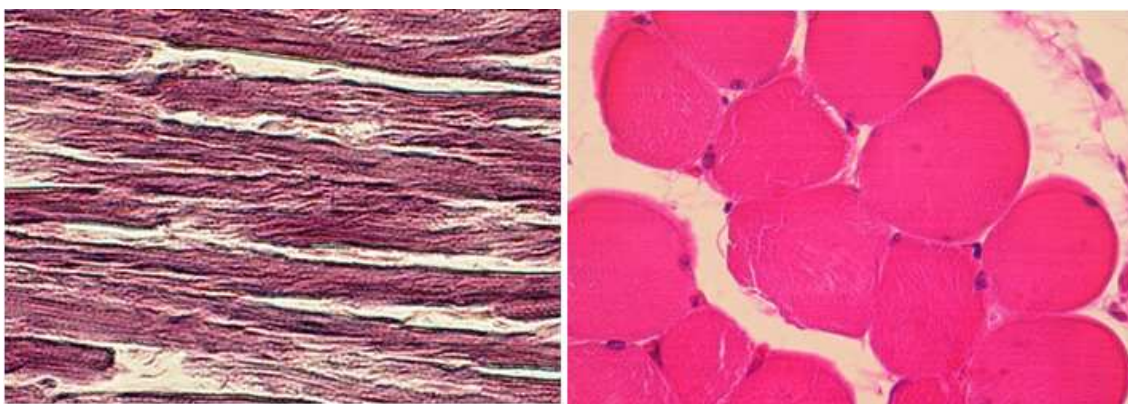
Srdeční svalovina (Obrázek 6) je základem srdeční stěny, myokardu, a je tvořena z příčně pruhovaného svalstva, které se automaticky a rytmicky stahuje nezávisle na vůli člověka. Svalstvo je neúnavové a rytmické stahy vznikají v sinoatriálním uzlu, odkud se dále šíří směrem šikmo dolů do zbytku myokardu, kdy se nejdříve stáhne svalovina síní a následně svalovina komor pro vypuzení krve do krevního oběhu. Bohužel toto svalstvo patří mezi ty tkáně, které nemají regenerační schopnosti.



Obrázek 6: Ukázka příčného řezu svaem myokardu

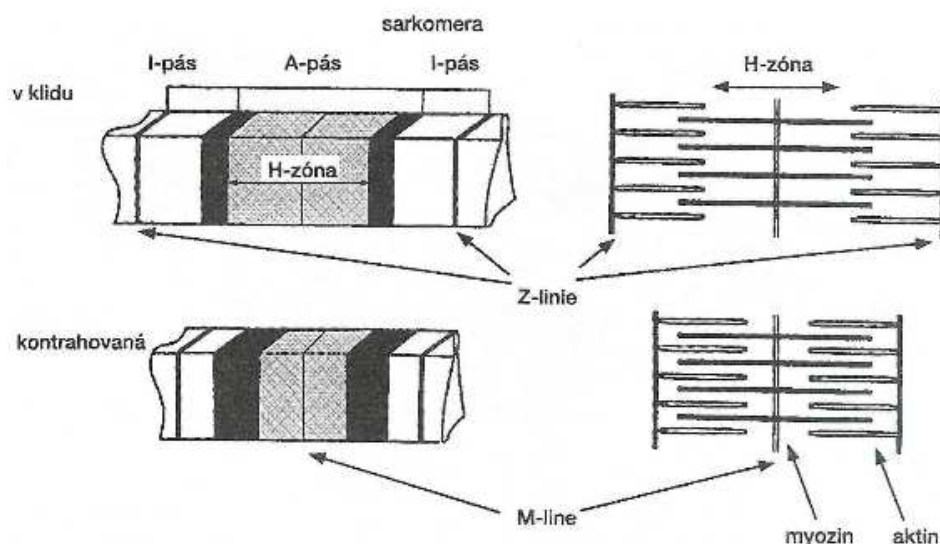
2.2.4 Kosterní svalovina

Také se nazývá příčně pruhované svalstvo (Obrázek 7 a 8). Je základní tkání kosterních svalů. „Kosterní svalovina tvoří 36 – 40 % tělesné hmotnosti. Vlákná příčně pruhovaného svalu obsahují více jader, jsou přibližně 10 – 100 μm široká a až 20 cm dlouhá. Povrchová membrána svalových vláken je označována jako sarkolema, jejich cytoplazma jako sarkoplazma a mitochondrie jako sarkosomy. Uvnitř vláken jsou precizně organizované struktury tvořené bílkovinami kontraktálního aparátu a řada dalších bílkovin potřebných pro zajištění jeho funkce a strukturální integrity.“ [1]



Obrázek 7: Ukázka podélného řezu vlákný příčně pruhované svaloviny (vlevo) a zobrazení příčného řezu několika vlákný příčně pruhované svaloviny (vpravo).

„Svalové vlákno obsahuje stovky myofibril a každá z nich je členěna na pravidelné úseky – tzv. sarkomery, které jsou základními funkčními a strukturními jednotkami. Sarkomery (jejich délka za fyziologických podmínek je v mezích 1,5 – 3,5 μm) jsou na obou koncích ohraničeny Z – disky, na příčném pruhování patrné jako Z-linie. Svalové vlákno, v klidovém stavu dlouhé např. 4 cm, může mít asi 20 000 sarkomer v sérii. ve struktuře Z – disků jsou kolmo ukotvena tenká (aktiniová) filamenta. Středem sarkomery jsou paralelně s osou buňky a tenkými filamenty umístěna tlustá (myozinová) filamenta. Aktiniová a myozinová vlákna se částečně překrývají. Vzniká tak typický mikroskopický obraz příčného pruhování, kdy se střídají izotropní (I) a anizotropní (A) proužky (pásky). A proužky mají ještě vnitřní H – zónu, tj místo, kde se aktin a myozin vzájemně nepřekrývají. Při kontrakci, které vede ke zkrácení, se tenká a tlustá filamenta zasunují mezi sebe a tím se zkrátí I – proužek a H – zóna; délka A – proužku se přitom nemění.“ [1]

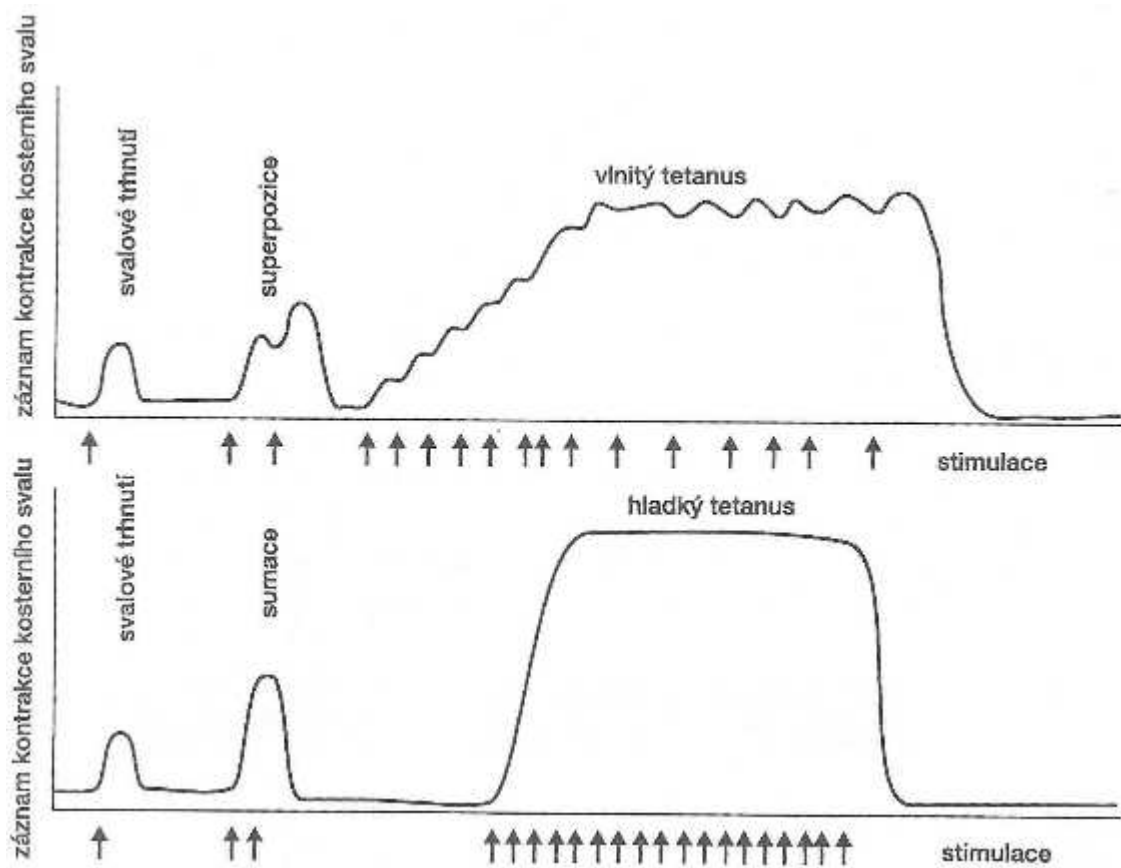


Obrázek 8: Rozložení I a A proužků a vztah tenkých a tlustých filament v klidu a při kontrakci (A-pás – anizotropní proužek (myozin); I-pás – izotropní proužek (aktin)).

„Současné poznatky ukázaly přítomnost třetího systému filament ve struktuře sarkomery, tvořeného vláknem obrovské molekuly bílkoviny, která je pojmenována titin. Jednotlivé molekuly titinu sahají od Z – linie až k M – linii a propojují tak sarkomeru po celé její délce. Titin se podílí na stavebním plánu struktury sarkomery a klidové tenzi neaktivovaného svalu.

Struktura sarkomery zůstává ve veškerém příčně pruhovaném svalstvu (včetně myokardu) v podstatě shodná, i když funkční vlastnosti různých svalů mohou být odlišné. Odlišnosti jsou mj. výsledkem toho, že např. myozin se ve svaích vyskytuje v různých izoformách s různými funkčními vlastnostmi (určujícími např. rychlost kontrakce). Struktura sarkomery je velmi dynamická, molekuly kontraktálního aparátu se stále obnovují, což např. umožňuje adaptaci vlastností svalu na podmínky činnosti, ale projevuje se také změnami souvisejícími s věkem apod. [1]

„Přirozená kontrakce svalu má formu tetanického stahu. Při dostatečné frekvenci opakovaného dráždění (salvy AP) nasedá na zbytek kontrakce z předchozího trhnutí další kontrakce a každý následující stah je intenzivnější. Důvodem je skutečnost, že se nestačí znovu uložit všechen vápník do zásobáren a jeho koncentrace postupně narůstá a stah sílí. Pokud další impuls přijde v sestupné fázi záškubu, dochází k superpozici stahů a vzniká tzv. vlnitý tetanus. Pokud podněty přicházejí ještě za vzestupné fáze kontrakce, dochází k sumaci – vzniká hladký tetanus (Obrázek 9). Síla stahu svalu je u tetanu až troj – i více násobná. Svaly savců pracují formou hladkého tetanu (při frekvenci impulsů nad 30 Hz obvykle dochází k maximálně možné kontrakci). [1]



Obrázek 9: Vlnitý a hladký tetanus.

3 Myografie

Myografie, nebo také elektromyografie je vyšetřovací technika, která lékařům pomáhá hodnotit funkční stav pohybového systému člověka. Je založena na snímání povrchové nebo intramuskulární svalové aktivity. Pro snímání této aktivity se používá přístroj zvaný myograf, nebo také elektromyograf (Obrázek 10), který dále signál může zobrazit nebo také uchovat buďto v tištěné nebo digitální podobě.

3. 1 Elektromyograf

Elektromyografy jsou většinou konstruovány jako dvou nebo vícekanálové, aby bylo možno snímat elektrickou aktivitu svalů více míst najednou, a případně se dalšími kanály vyvede elektrický impuls do svalu. Mohou existovat v několika formách od např. menších přenosných elektromyografů až po takzvané stolní (desktopové) pro větší možnosti zpracování získaných dat a lepší interpretaci výsledků jak lékaři, terapeutovi, tak i pacientovi.



Obrázek 10: Ukázka dvoukanálového přenosného elektromyografu firmy Metron Medical (nalevo) a laboratorního 2 až 4 kanálového desktopového EMG přístroje firmy Shinova (napravo)

Laboratorní elektromyograf (Obrázek 10 napravo) obsahuje mnoho součástí, některé z nich však přenosný elektromyograf nemá. Nejdůležitější součásti laboratorního elektromyografu jsou:

- Předzesilovač na pohyblivém rameni, nebo na samostatném stojanu – umožňuje zapojení zemnicí elektrody spolu se snímacími elektrodami a

rameno slouží k polohování předzesilovače do správné polohy vůči pacientovi.

- Vstupní zařízení – většinou se jedná o klávesnici. Buďto se může jednat o standardní klávesnici pro komunikaci s PC, nebo o specializovanou klávesnici určenou výrobcem přímo pro použití k elektromyografu. Tato klávesnice může obsahovat speciální tlačítka a ovládací komponenty, kterými se dají nastavit parametry měření.
- Monitor – zobrazuje měřené signály z pacientova těla a případně další různé pomocné informace
- Počítač – slouží k analýze naměřených dat v reálním čase. Výpočet různých hodnot z naměřených na pacientovi. Další účel počítače je uchování informací na HDD, CD nebo DVD. Případně, pokud je k počítači připojena tiskárna, může se záznam EMG zároveň tisknout na speciální cejchovaný papír.
- Reproduktor – slouží ke zvukové kontrole signálu jak pro lékaře, terapeuta, tak i pacienta. Využívá se převodu frekvenčního rozsahu záznamu do slyšitelného pásma frekvencí.
- Nožní ovládací pedály – umožňují ovládání některých funkcí elektromyografu za pomoci nohou

3. 2 EMG signál

Při aktivaci svalu se vytváří signál, který má dobu trvání 2 až 15 ms, amplitudou 20 až 2000 μV (nitrobuněčná velikost amplitudy se pohybuje od -85 mV do +30 mV [2]) a opakovacím kmitočtem od asi 10 Hz do asi 30 Hz.

3. 2. 1 Snímání EMG signálu

Jsou zatím známy pouze dva způsoby jak měřit svalovou aktivitu. První je pomocí povrchových elektrod připevněných na kůži, takzvaný neinvazivní způsob měření. Druhý je takzvaný invazivní způsob, to znamená pomocí jehlových elektrod, které se zavedou přímo do svalu. Výhoda jehlových elektrod je možnost snímání z pouze malého místa ve svalů.

3.2.1.1. Povrchové elektrody

Neinvazivně se EMG signál získává z povrchu těla za pomoci elektrod (Obrázek 11) připevněných na kůži u měřeného svalu. Převážně se používají elektrody AG – AgCl (stříbro s vrstvou chloridu stříbrného). Je potřeba, aby tyto elektrody měli co nejmenší plochu styku s kůží pro přesnější určení místa snímání. Elektrody mohou mít různé tvary i provedení pro měření z různých částí lidského těla.

Aktivní elektroda se zpravidla umísťuje nad aktivní část svalu, která vytváří elektrické změny. Referenční elektroda se umísťuje nad málo elektricky aktivní oblast, např. zápěstí nebo kotník. Snímá se a vyhodnocuje se změna napětí aktivní elektrody vůči elektrodě referenční. [6]

„Za fyziologických podmínek je mezi snímacími elektrodami a zdrojem elektrických signálu tkán, 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 úhlu, 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.“ [6]



Obrázek 11: Ukázka různých druhů povrchových elektrod pro snímání EMG

Aby byl snímáný signál interpretován co nejvěrohodněji, je většinou potřeba jak pokožku, tak i elektrody připravit a očistit. Pro snížení odporu kůže se doporučuje, aby byla pokožka řádně očištěna mýdlem či alkoholem a jemně obroušena od nečistot a přebytečné tkáně. Pro lepší vodivé vlastnosti mezi pokožkou a elektrodou se užívají různé vodivé gely, které snižují odpor.

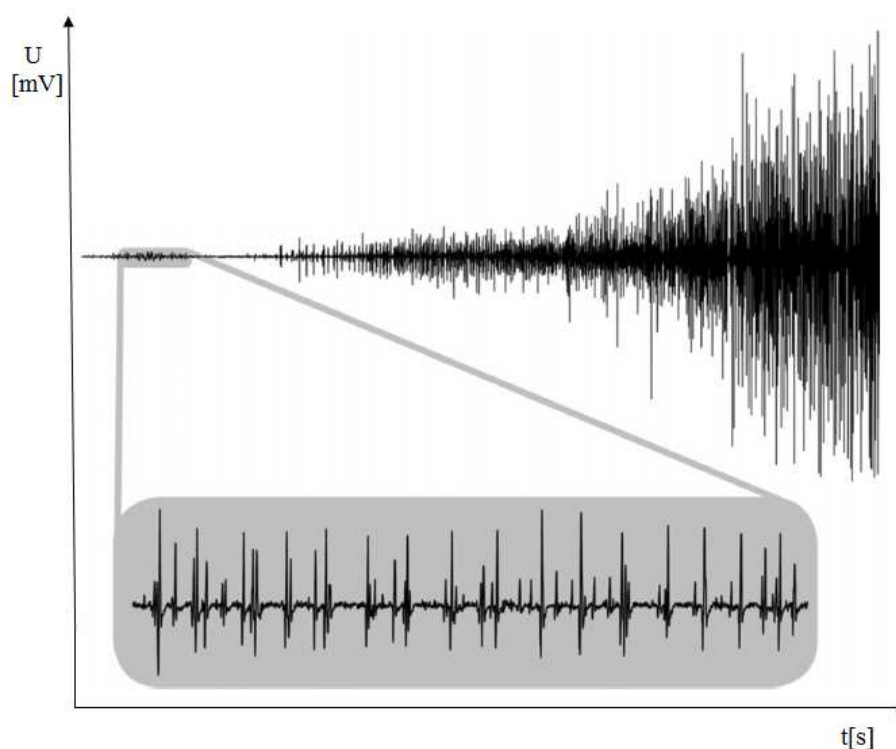
3.2.1.2 Zemníci elektrody

Zemníci elektroda se na tělo pacienta umisťuje zpravidla jako první a pouze jedna tak, aby byla mezi stimulační a aktivní elektrodou nejlépe ve stejné vzdálenosti od obou elektrod. Bývá většinou konstruována jako kovová destička nebo pásková elektroda, mnohem větší než záznamové elektrody, aby zajišťovala velký styčný prostor s pacientovou pokožkou. [6] Málo často se využívá jehlové zemníci elektrody. Používá se jako nulový referenční bod pro zesilovače EMG a také jako zkratovací obvod pro rušivé proudy ze sítě.



Obrázek 12: Ukázka páskové zemníci elektrody (vlevo) a diskové zemníci elektrody (vpravo)

3. 2. 2 Vyhodnocení EMG signálu



Obrázek 13: Neupravený EMG signál snímáný z povrchových elektrod.

Snímaný signál EMG (Obrázek 13) je křivka, kterou získáme snímáním za pomoci povrchových elektrod. Na tomto obrázku je patrné, že při nulové svalové aktivitě je takřka naměřeno nulové napětí a při zvyšování síly na měřeném svalu se zvětšuje i amplituda změřeného napětí.

Po úpravě snímaného signálu se dají měřit nejčastěji tyto hodnoty:

Amplituda – měří se jako výchylka obálky od klidové hodnoty

Latence – doba, která uplyne od stimulačního podnětu k počátku nebo vrcholu amplitudy (peak latence). Zaznamenává se většinou v milisekundách. Měření latence je užitečné proto, jelikož umožňuje porovnání změřeného času s časy, které byly změřeny na zdravých jedincích.

Doba trvání akčního potenciálu – doba nejčastěji celé svalové aktivity

Pro potřeby této práce si vystačíme s měřením a vyhodnocováním pouze těchto parametrů snímaného signálu. Při invazivním snímání spolu s kondukční studií motorických vláken je možno měřit a hodnotit o mnoho více parametrů.

3. 2. 3 Úprava EMG signálu

Aby mohl terapeut, nebo lékař vyčíst z EMG signálu potřebné informace, musí se signál (Obrázek 15) upravit pro potřebné pozorování. K úpravě signálů se používá zesílení a filtrace EMG signálu.

3.2.3.1 Zesílení EMG signálu

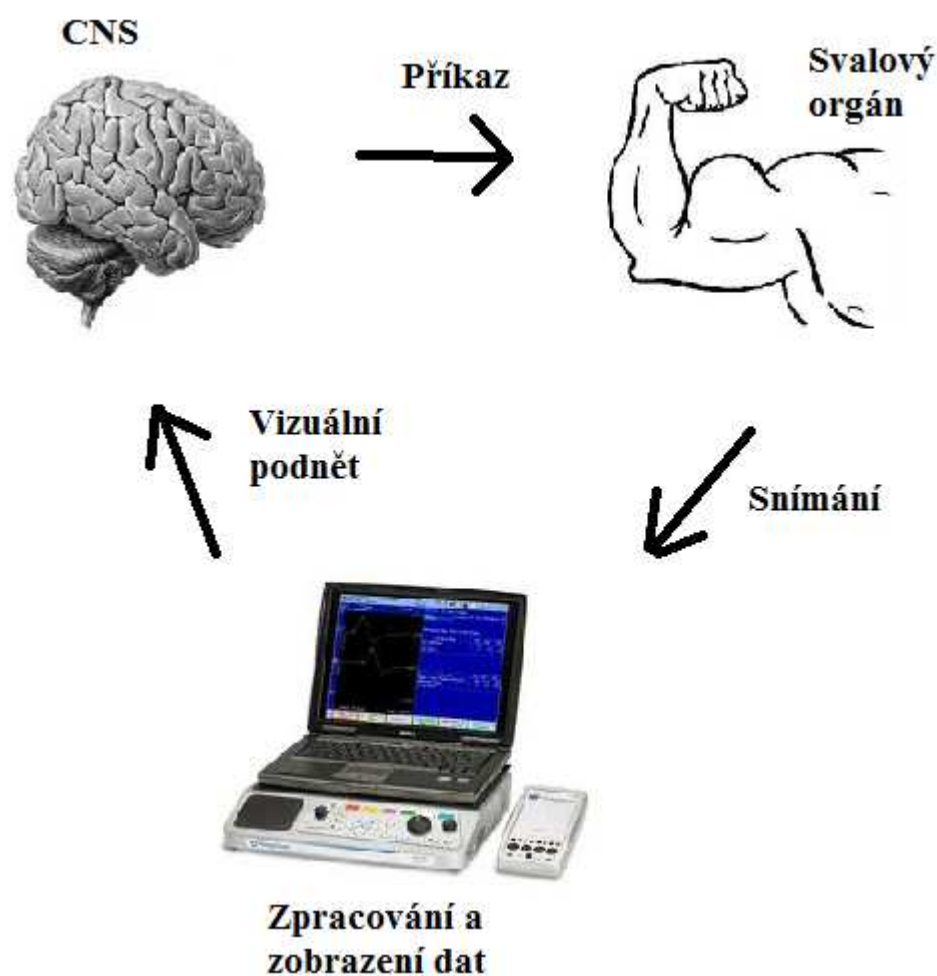
Jelikož je signál, který se snímá elektrodami velmi malý – řádově mikrovolyty až milivolyty, je potřeba jej zesílit. Většinou se v EMG přístrojích signál zesílí 2 krát. Jako první putuje signál ze snímacích elektrod do předzesilovače, kde se zesílí obvykle 500 krát, a následně je přiveden do zesilovače. V zesilovači se dále signál zesílí 2 až 2000 krát, tudíž celkové zesílení signálu dosahuje tisíckrát až milionkrát, které se dá nastavit většinou manuálně. Zesilovače jsou konstruovány jako diferenční. Zesiluje se rozdíl potenciálů, které jsou přiváděny z aktivní a referenční elektrody. Zesilovač musí mít vysoké CMRR (činitel potlačení soufázového zesílení). CMRR je jedno z hlavních vlastností zesilovačů a pro elektromyografii je požadováno, aby CMRR bylo minimálně 80 dB. Vstupní odpor by měl být alespoň 100 krát větší než je odpor kůže – 10 MΩ a pokud není pokožka předem připravena, měla by vstupní impedance být až 10 GΩ.

3.2.3.2 Filtrace EMG signálu

Skoro ve všech případech se v signálu EMG objevuje šum. Tudíž musíme významné složky signálu zesílit a nepotřebné potlačit, nebo úplně odstranit. Různé složky v signálu mají různé frekvence. To nám umožní za pomoci správných filtrů získat a zobrazit signál ve zvoleném frekvenčním pásmu, kde se nacházejí relevantní vlny. pro filtrování EMG signálu se používají jak filtry typu horní propust, tak i typu dolní propust. Filtr typu horní propust se používá pro odstranění pomalých změn, které byly způsobeny například nechtěným pohnutím pacienta, nebo pocením. Filtr typu dolní propust se používá pro odstranění vysokofrekvenčního šumu. Ten se může indukovat na elektrodách nebo přírodních vodičích. Je možné také zahrnout filtr typu pásmová zadrž pro odstranění rušení, které způsobuje napájení ze sítě. V Evropě se jeho hodnota udává obvykle 50 Hz, v USA 60 Hz.

4 Biofeedback

Princip této metody je velice jednoduchý a spočívá ve snímání potřebného biologického signálu z těla pacienta, který je poté zpracováván (zesílení, filtrace,...) a následně je předkládán pacientovi zpět buďto vizuálně, audiovizuálně, či za pomoci slabých elektrických impulsů. Pacient i případně terapeut takto ihned pozná, zda orgán, či systém, ze kterého byl signál snímán, pracuje správně. Při špatné práci orgánu či systému se následně pacient snaží svou vůlí ovlivnit jeho chod. [5]



Obrázek 14: Principiální schéma biofeedbacku.

„Biofeedback je metoda sloužící ke zlepšení zdraví a zvýšení výkonnosti pomocí měření fyziologických veličin, které jsou zobrazeny například v počítačové hře a umožňují následné zpětné ovlivnění těchto veličin. Slovo „biofeedback“ popisuje proces, který učí zkoumaný subjekt, aby vybudil mozkovou aktivitou krevní tlak,

svalovou tenzi, změnu srdeční frekvence a další fyziologické parametry, které jsou často mimo běžkou kontrolu. Biofeedback napomáhá úpravě fyziologických změn, zdokonaluje motorickou kontrolu a často zmírňuje fyziologické a emocionální dysfunkce. Pacienti se učí kontrolovat sami sebe. Studie ukazují, že máme mnohem více kontroly nad zdánlivě neovladatelnými tělesnými funkcemi, než jsme si kdykoli mohli myslet. Biofeedbackem se učí jedinec technikám, které vedou ke zdravějšímu způsobu života vůbec.“ [5]

Podle typu snímání fyziologických signálů z pacientova těla můžeme určit, který typ biofeedbacku bude nejvhodnější. Lidské tělo je velký zdroj různých biologických signálů, které se projevují různě. Stav lidského těla (jak fyzický, tak i psychický) máme možnost snímat například pomocí následujících fyziologických charakteristik:

- Činnost srdečního svalu (EKG)
- Svalové napětí (EMG)
- Mozková aktivita (EEG)
- Dýchání – frekvence, hloubka, typ
- Krevní tlak
- Srdeční tep
- Teplota kůže

„Význam v 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 se aktivně zapojit do rozvoje svých schopností, což y 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.“ [6] Ukázka takové situace je na Obrázek 14.

„V starších typu 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 biofeedbacu, 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 parametru 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]

4.1 EMG Biofeedback

EMG biofeedback nebo také myofeedback je označení biofeedbacku, který využívá informaci o svalové aktivitě pacienta. Princip myofeedbacku spočívá v záznamu změny elektrického potenciálu mezi elektrodami, které snímají elektrickou aktivitu svalů, a zároveň v prezentaci těchto hodnot v srozumitelné formě pacientovi, případně terapeutovi.

„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.“ [6]

5 Biopac MP35

Biopac je terapeutické výukové zařízení, které slouží ke snímání rozdílu elektrického potenciálu z elektrod připojených k pacientovi a vyvedených do akviziční jednotky (Obrázek 15). Jednotka je plně automatická pro sběr analogových dat různého biologického charakteru, ať už je to tlak, teplota, EEG, EKG, EMG apod. Při sběru jsou data v jednotce zesílena, vyfiltrována, navzorkována a následně jsou vysílána do počítače, kde je možné je ještě více upravit v programu Biopac Student Lab Pro, případně lze v tomto programu nastavit různá výstupní zařízení, druhy použitých filtrů.

Výsledky z měření na Biopacu se mohou velmi snadno uložit do textového souboru ve formě tří sloupců, z nichž první představuje uplynulý čas, druhý naměřenou hodnotu v tomto čase a třetí zintegrovanou hodnotu naměřeného signálu v tomto čase. Takovýto textový soubor je velice snadno použitelný jako např. simulace vstupního signálu v různých programovacích prostředích jako je např. LabVIEW.



Obrázek 15: Akviziční jednotka Biopac MP35.

Pro měření s akviziční jednotkou a následnému zpracování dat na počítači je potřebné mít tyto součásti setu:

- BIOPAC souprava vodičů (SS2L)
- BIOPAC jednorázové vinylové elektrody (EL503), minimálně 3 elektrody na testovanou osobu
- BIOPAC sluchátka (OUT1)
- Počítač
- Biopac Student Lab software v3.6.7 PC nebo v3.0.7 Mac či vyšší

- BIOPAC akviziční jednotku (MP35)
- BIOPAC napájecí kabel pro jednotku (AC100A)
- BIOPAC sérový kabel (CBLSERA) nebo USB kabel (USB1W) pokud se používá USB port na počítači.

6 Aplikace pro myografický biofeedback

Aplikace pro myografický biofeedback jsou vytvořeny v programovacím prostředí LabVIEW 2010. Jedná se o 3 jednoduché hry, jejímž úkolem je zábavnou formou sdělovat pacientovi výsledky jeho snahy o cvičení. Využívám k tomu tři výše uvedených hodnot EMG signálu snímaného povrchově a to – délka trvání kontrakce svalu, rychlost s jakou pacient zareaguje na určitý podnět a poté sílu stahu svalu.

6.1 Hra Pták

Při této hře má pacient za úkol po minimální určitou dobu vyvinout nadprahovou sílu stahu svalu pro to, aby ve hře pták sedící v hnízdě vyletěl z něj ven. Jak doba, tak i prahová hodnota se dají nastavovat a přizpůsobit se různým signálům. Jako indikátor nadprahové hodnoty slouží ukazatel LED, který při překročení hodnoty změní barvu. Hra je vhodná pro ty terapeutické procesy, při kterých je potřeba, aby byla dosažena určitá síla svalové kontrakce po minimální určitou dobu.



Obrázek 16: Hra Pták. Vlevo je zobrazen začátek hry a vpravo je zobrazen výsledkem po dodržení stanovených nastavení (prahová hodnota a minimální délka stahu svalu).

6. 2 Hra Smile

V této hře má pacient za úkol co nejrychleji zareagovat na vizuální podnět. Hra obsahuje generátor náhodně dlouhé doby, než se podnět pacientovi ukáže. Hra je také založena na principu nadprahové hodnoty, která se dá nastavovat, ale je k ní ještě připojen čítač, který počítá a zobrazuje dobu od zobrazení podnětu.

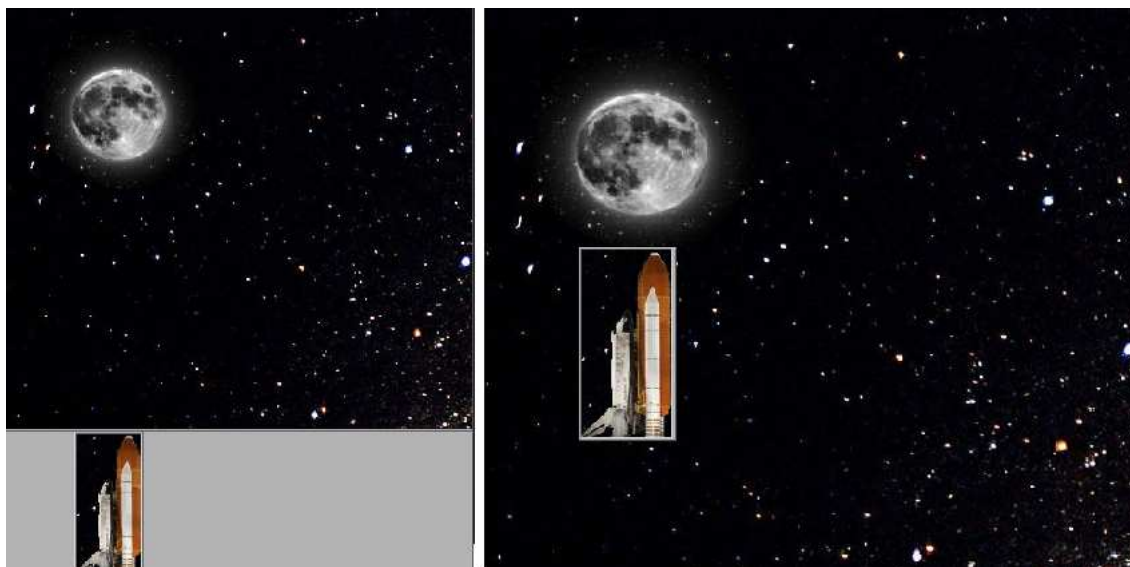


Obrázek 17: Hra Smile.

Při spuštění hry je zobrazeno základní pozadí (Obrázek 17 vlevo). Po uplynutí určité doby se zobrazí na pozadí onen „Smile“ (Obrázek 17 uprostřed). Správné splnění úkolu je indikováno změnou obrázku (Obrázek 17 vpravo) a návratem do základního pozadí, kdy pacient zase čeká na podnět. Hra je vhodná k procvičování reakcí, případně pro procvičování co největší síly za krátký časový okamžik.

6.3 Hra Raketoplán

Účelem této hry je vyvinout co nejsilnější svalovou kontrakci a tím dostat raketoplán co nejbližší měsíci.



Obrázek 18: Hra Raketoplán. Vlevo při nulové svalové kontrakci, vpravo při maximální kontrakci.

Hra je určena pro postupné procvičování ochablého svalu, kdy pacient sám zkouší vyvinout co největší sílu. Při snižování velikosti kontrakce se raketoplán od měsíce vzdaluje.

7 Závěr

Teoretická část práce se zabývala popisem svalstva a elektromyografu a snímání EMG signálu. Jsou zde zcela vynechány jehlové elektrody, jelikož jsem mým cílem byl biofeedback z neinvazivního snímání.

V laboratořích jsem prostudoval měření EMG pomocí systému Biopac. Použití je velice snadné, program se lehce ovládá a má velmi široké způsoby nastavení. Změřil jsem si několik mých EMG, které se dají použít jako vstupní hodnoty do naprogramovaných terapeutických her. Jelikož doma nemám EMG přístroj, při programování terapeutických her jsem simuloval EMG za pomocí mikrofону. Naprogramoval jsem celkem 3 hry, pro změřené hodnoty z EMG signálu. První hra je založená na co nejdelší výdrži zatnutého svalu, která se dá v terapii využít pro procvičování výdrže ochabnutých svalů, druhá je hlavně orientována na postřeh a správnou motoriku svalů, kdy po podnětu musí pacient co nejrychleji zareagovat, a poslední na sílu. Hry jsem navrhl jak pro terapii, domácí využití tak i třeba osobní trénink.

Seznam použité literatury

- [1] TROJAN, S. a kolektiv. *Lékařská fyziologie*. 4. vydání, přepracované a doplněné. Praha: Grada, 2003. 772 s. ISBN 80-147-0512-5.
- [2] SILBERNAGL, S.; DESPOPOULOS, A. *Atlas fyziologie člověka*. 6. vydání, zcela přepracované. Praha: Grada, 2003. 435 s.
- [3] HONZÍKOVÁ, N., HONZÍK, P. *Biologie člověka - elektronická skripta*. Biologie člověka. Elektronická skripta VUT Brno. Brno: VUT Brno, 2003. 135 s.
- [4] MERLETTI, R.; PARKER, P. *Electromyography: Physiology, Engineering, And Non-Invasive Applications*, Ieee Computer Society Press, 2004.
- [5] DVOŘÁK, J. *Biofeedback a jeho použití*. Diplomová práce. Brno: FEKT VUT v Brně, 2009.
- [6] JANOUŠEK, O. *Využití elektromyografických signálů v terapii*. Brno: FEKT VUT v Brně, 2008
- [7] DEUSCHEL, G.; EISEN, A. *Doporučenie pre praxi EMG* [online]. 1999 [cit. 2009-11-24]. Available from www: <<http://www.neurofyziologia.sk/Dokumenty/Doporucenie%20pre%20prax%20EMG.doc>>