

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství

Anna Dobisová

**Využitie povrchovej elektromyografie
v klinickej praxi**

bakalárska práca

Praha 2013

Autor práce: **Anna Dobisová**

Vedúci práce: **Mgr. Radka Crhonková**

Oponent práce:

Dátum obhajoby: **2013**

Bibliografický záznam

DOBISOVÁ, Anna. *Využitie povrchovej elektromyografie v klinickej praxi*.

Praha: Karlova univerzita, 2. Lékařská fakulta, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství, 2013. 60 s. Vedoucí diplomové práce Mgr. Radka Crhonková.

Anotácia

Povrchová elektromyografia je neinvazívna vyšetrovacia metóda. Povrchové elektródy umiestnené na koži nad svalom snímajú akčné potenciály motorických jednotiek jednotlivých svalov. Získané EMG záznamy umožňujú posúdiť svalovú aktivitu, nástup svalovej únavy či nábor jednotlivých svalov v priebehu pohybu (timing) a svalovú koordináciu. Moderné EMG prístroje sú kompatibilné s radou senzorov schopných snímať ďalšie biosignály a dokážu ich synchronizovať s EMG záznamom. SEMG preto nachádza uplatnenie v neurológii, fyzioterapii, ergonómii, biomechanike, ortopédii, protetike, športe a v ďalších oblastiach. Ako neinvazívna metóda má svoje výhody, ale zároveň aj svoje limity.

Annotation

Surface electromyography is a non-invasive method of examination. Surface electrodes localized on the skin above the muscle record action potentials of particular muscles' motor units. Acquired EMG recordings enable to assess muscle activity, muscle fatigue or recruitment of particular muscles during the motion (timing) and muscle coordination. Modern EMG devices are compatible with a scale of sensors that record other biosignals and are able to synchronize them with EMG records. That's why SEMG is applied in neurology, physiotherapy, ergonomics, biomechanics, orthopaedics, prosthetics, sport and in other spheres. As a non-invasive method it has its advantages, but of course its limits as well.

Kľúčové slová

povrchová elektromyografia, SEMG, biofeedback, bipolárne snímanie, vodné prostredie

Keywords

surface electromyography, SEMG, biofeedback, bipolar detection, water environment

Prehlásenie

Prehlasujem, že som bakalársku prácu spracovala samostatne pod vedením Mgr. Radky Crhonkovej, uviedla som všetky použité literárne a odborné zdroje a dodržovala zásady vedeckej etiky. Ďalej prehlasujem, že rovnaká práca nebola použitá k získaniu iného alebo rovnakého akademického titulu.

V Prahe 19.4.2013

Anna Dobisová

Pod'akovanie

Na tomto mieste chcem pod'akovať Mgr. Radke Crhonkovej za vedenie mojej bakalárskej práce, za odbornú pomoc pri praktickej časti, za cenné a podnetné pripomienky, ktoré pre mňa boli povzbudením. Ďalej moja vďaka patrí priateľovi Martinovi za pomoc pri grafickej úprave práce.

Obsah

ZOZNAM SKRATIEK	8
1 ÚVOD	9
2 TEORETICKÁ ČASŤ	10
2.1 PODSTATA SVALOVEJ AKTIVITY	10
2.1.1 <i>Priečne pruhovaná svalovina – stavba, svalové vlákno, typy vlákien</i>	10
2.1.1.1 Stavba	10
2.1.1.2 Svalové vlákno	11
2.1.1.2.1 Aktínové filamenta	12
2.1.1.2.2 Myozínové filamenta	13
2.1.1.3 Typy vlákien	13
2.1.2 <i>Motorická jednotka</i>	14
2.1.3 <i>Vznik, šírenie a prenos akčného potenciálu</i>	14
2.1.4 <i>Svalová kontrakcia</i>	15
2.2 POVRCHOVÁ ELEKTROMYOGRAFIA	16
2.2.1 <i>História EMG</i>	17
2.2.2 <i>Moderná štruktúra EMG snímačov</i>	19
2.2.3 <i>Podstata bipolárneho snímania</i>	20
2.2.4 <i>Prenos signálu</i>	21
2.2.4.1 Káblový prenos	21
2.2.4.2 Telemetrický prenos	22
2.2.4.3 Vodné prostredie	22
2.2.5 <i>Faktory ovplyvňujúce snímaný signál</i>	23
2.2.5.1 Vonkajšie faktory	23
2.2.5.2 Vnútorne faktory	25
2.2.6 <i>Povrchové elektródy</i>	26
2.2.6.1 Klasické povrchové elektródy	26
2.2.6.2 Análne a vaginálne sondy	27
2.2.6.3 Páskové elektródy	28
2.2.6.4 EMG členky	29
2.2.7 <i>Prídavné zariadenia</i>	29
2.2.7.1 Akcelerometre	29
2.2.7.2 Goniometre	29
2.2.7.3 Footswitch	30
2.2.7.4 Silový senzor	30
2.2.7.5 Dynamometer	30
2.2.7.6 FlexiForce	30
2.2.7.7 Iné senzory	31
2.2.8 <i>Úpravy a spracovanie signálu</i>	31

2.2.8.1	Surový záznam.....	31
2.2.8.2	Najbežnejšie úpravy signálu.....	32
2.2.8.2.1	Rektifikácia.....	32
2.2.8.2.2	Vyhladenie (smoothing).....	32
2.2.8.3	Normalizácia signálu.....	33
2.2.9	<i>Hodnotené parametre</i>	35
2.2.9.1	Amplitúda signálu.....	35
2.2.9.2	Časová súslednosť náboru svalov – svalový timing.....	36
2.2.9.3	Svalová únava	36
2.2.10	<i>Niektoré možnosti využitia SEMG v praxi</i>	37
2.2.10.1	Svalová koordinácia a timing.....	38
2.2.10.2	Analýza pohybu	40
2.2.10.3	Analýza chôdze.....	40
2.2.10.4	Využitie v športe	41
2.2.10.5	Svalová únava	41
2.2.10.6	Kontrola účinnosti terapeutických postupov	42
2.2.10.7	Biofeedback	42
2.2.10.7.1	Biofeedback v neurorehabilitácii	43
2.2.10.7.2	Biofeedback v terapii svalov panvového dna.....	44
2.2.10.7.3	Biofeedback a psychosomatika.....	45
2.2.10.8	S-EMG vo vodnom prostredí.....	45
3	PRAKTICKÁ ČASŤ	46
3.1	VYUŽITIE VIZUÁLNEHO BIOFEEDBACKU K OVPLYVNENIU SVALOVEJ AKTIVITY JEDNOTLIVÝCH ČASTÍ M. TRAPEZIUS.....	46
3.1.1	<i>Teoretický súhrn</i>	47
3.1.2	<i>Metodika</i>	48
3.1.2.1	Charakteristika súboru	48
3.1.2.2	Príprava probanda na meranie.....	48
3.1.2.3	Príprava techniky snímania	48
3.1.2.4	Priebeh merania.....	49
3.1.2.5	Spracovanie a vyhodnotenie EMG signálu	50
3.1.3	<i>Výsledky a zhodnotenie</i>	50
3.2	HODNOTENIE TERAPIE	54
3.2.1	<i>Teoretický súhrn</i>	54
3.2.2	<i>Metodika</i>	55
3.2.2.1	Charakteristika súboru	55
3.2.2.2	Príprava probanda na meranie.....	56
3.2.2.3	Príprava techniky snímania	56
3.2.2.4	Priebeh merania.....	56
3.2.2.5	Spracovanie a vyhodnotenie EMG signálu	56
3.2.3	<i>Výsledky a zhodnotenie</i>	57
4	DISKUSIA	60

4.1	DISKUSIA K TEORETICKEJ ČASTI.....	60
4.2	DISKUSIA K PRAKTICKEJ ČASTI.....	62
4.2.1	<i>Vizuálny biofeedback</i>	62
4.2.2	<i>Hodnotenie terapie</i>	63
5	ZÁVER	65
	REFERENČNÝ ZOZNAM	66
	ZOZNAM PRÍLOH	73

ZOZNAM SKRATIEK

Ach – acetylcholín

ADL – aktivity bežného života; Activity of Daily Living

AP – akčný potenciál

AVR – Average Rectified Value

ADP – adenosín difosfát

ATP – adenosíntrifosfát

CMP – cievna mozgová príhoda

DK – dolná končatina

DMO – detská mozgová obrna

DNS – Dynamická neuromuskulárna stabilizácia

EKG – elektrokardiograf

EMG – elektromyografia

FG – fast glycolytic

FOG – fast oxidative glycolytic

HK – horná končatina

ISEK – International Society of Electrophysiological Kinesiology

m. – sval, musculus

m.QF – musculus quadriceps femoris

MUAP – motor unit action potential

MVC – maximálna voľná kontrakcia; Maximum Voluntary Contraction

PFPS – patelofemorálny bolestivý syndróm; Patellofemoral Pain Syndrom

RMS – Root Mean Square

SEMG – povrchová elektromyografia; Surface Electromyography

SENIAM – Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles

SO – slow oxidative

TENS – transkutánna elektrická nervová stimulácia

VRL – Vojtova reflexná lokomócia

1 ÚVOD

Odkedy ľudia zistili, že tajomnou silou, ktorá hýbe našim telom je elektrická energia, hľadali spôsoby ako ju zachytiť a pozorovať. Tak prešli dlhú cestu od jednoduchého galvanometru, snímajúceho okamžité elektrické výboje svalov, až k dnešným moderným elektromyografickým (EMG) prístrojom schopným dlhodobo vizualizovať snímaný signál, upravovať ho a ďalej s ním pracovať. Technický pokrok umožnil získanie dostatočne silného signálu aj bez nutnosti invazívnej aplikácie ihlových elektród priamo do svalu a tým sa otvorila cesta pre širšie využitie elektromyografie aj mimo lekárske prostredie.

Táto práca sa zaoberá snímaním povrchového EMG (SEMG – Surface Electromyography) signálu, jeho získavaním, spracovaním a hodnotením. Poukazuje na možnosti využitia tejto metódy v klinickej praxi v rôznych oblastiach vedy. Cieľom práce je zhrnúť a porovnať súčasné poznatky o tejto problematike a prostredníctvom praktickej časti názorne ukázať prácu s povrchovým EMG a možnosti jeho využitia.

Práca je rozdelená na praktickú a teoretickú časť. Na začiatku teoretickej časti je zmienená základná stavba pôvodcu EMG signálu – svalu, vznik akčného potenciálu a priebeh samotnej svalovej kontrakcie. Nasleduje kapitola venovaná povrchovej elektromyografii, kde je zmienená história EMG ako východisko pre dnešné moderné pojetie elektromyografie. V ďalšom texte je popísaná štruktúra moderných elektromyografov, princípy bipolárneho snímania a možnosti prenosu signálu – vývojovo starší káblový prenos a modernejší telemetrický, a taktiež priblíženie najnovšieho trendu snímania vo vodnom prostredí. Text pokračuje prehľadom rôznych typov používaných povrchových elektród a možnosťami obohatenia SEMG o senzory snímajúce ďalšie biosignály. Nasledujú kapitoly o nevyhnutných úpravách získaného EMG záznamu a spôsobe jeho nasledovného spracovania. Záver teoretickej časti tvorí prehľad praktického využitia SEMG v rôznych oblastiach ilustrovaný štúdiami z posledných rokov. Praktická časť je tvorená dvoma ukázkami využitia SEMG v klinickej praxi.

2 TEORETICKÁ ČASŤ

2.1 PODSTATA SVALOVEJ AKTIVITY

2.1.1 Priečne pruhovaná svalovina – stavba, svalové vlákno, typy vlákien

2.1.1.1 Stavba

Makroskopicky rozoznávame na svale začiatok – origo, ktorým je sval pomocou šľachy pripojený ku kosti, hlavu svalu – caput musculi – mäsitá časť, ktorou pokračuje začiatočný úsek, bruško svalu – venter musculi predstavujúce najširšiu časť svalu a ku kosti je sval znovu pripojený šľachou v mieste úponu – insertio (Čihák, 2001). Čihák (2001) ďalej uvádza, že za začiatok svalu považujeme vždy menej pohyblivý úsek.

Priečne pruhovaný (kostrový) sval sa skladá zo zväzkov svalových vlákien. Ich kontrakcia je rýchla, energická a obvykle podlieha našej vôli. Veľký počet jadier v jednom vlákne je dôsledkom splynutia embryonálnych jednojadrových myoblastov (Junqueira, 1997).

Svalové vlákna vytvárajú pravidelne usporiadané zväzky obklopené vonkajšou pošvou, ktorá obaluje celý sval a označuje sa ako epimysium. Smerom dovnútra sa z neho odvíjajú tenké väzivové septá, ktoré obalujú jednotlivé svalové snopce. Väzivo okolo každého snopca nazývame perimysium. Každé svalové vlákno je obklopené jemnou vrstvou väziva, tzv. endomysiom, tvoreným prevažne retikulárnymi vláknami a bazálnou laminou (Junqueira, 1997). Čihák (2001) uvádza primárne svalové snopce, ktoré sú tvorené zväzkom 10 – 100 svalových vlákien a môžu tvoriť menšie svaly. Väčšie svaly sú tvorené sekundárnymi snopcami, ktoré predstavujú zväzky primárnych snopcov.

Dôležitou úlohou väziva vo svaloch je okrem štruktúrálnej organizácie tiež mechanický prenos síl vznikajúcich pri svalovej kontrakcii. Vo väčšine prípadov totiž nedosahujú svalové vlákna od jedného konca svalu na druhý (Junqueira, 1997).

2.1.1.2 Svalové vlákno

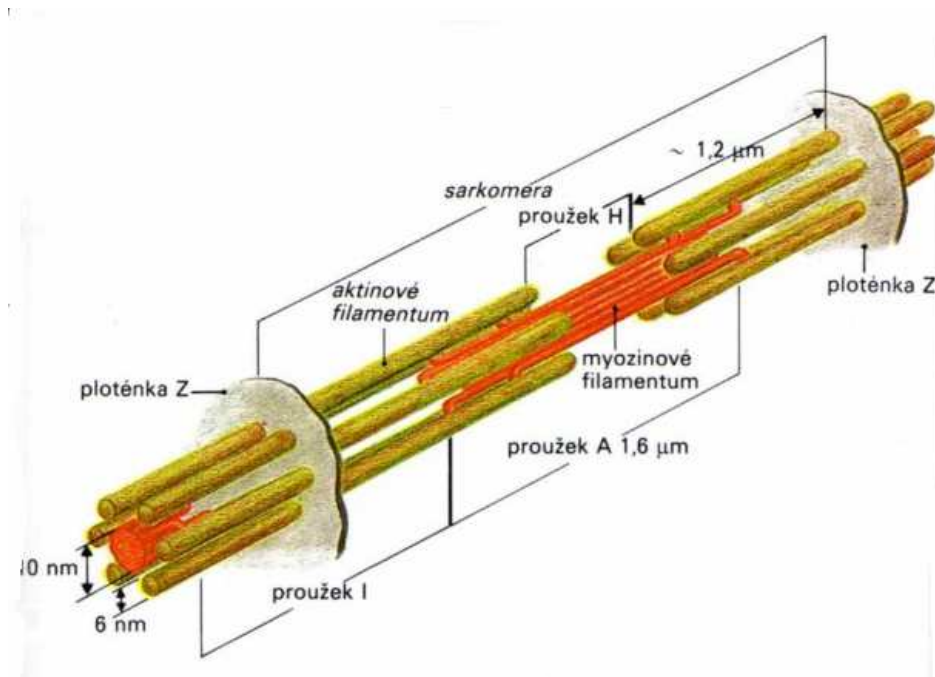
Svalové vlákno je cylindrická mnohoadrová bunka s priemerom 10 – 100 μm a môže dosahovať dĺžku až 30 cm (Junqueira, 1997). Povrchová membrána sa nazýva sarkoléma, cytoplazmu označujeme sarkoplazma a mitochondrie sarkozómy (Trojan, 2003).

V sarkoplazme sa nachádzajú stovky dlhých valcovitých zväzkov filament – tzv. myofibrily. Ich základnou funkčnou i štrukturálnou jednotkou je tzv. sarkoméra (Obrázok 1). Sarkoméry sú v rámci jednej myofibrily zaradené sériovo za sebou a vzhľadom k svojej vnútornej štruktúre vytvárajú typické priečne pruhovanie svalového vlákna. Fyziologická dĺžka sarkoméry je v rozmedzí 1,5 – 3,5 μm . Z obidvoch strán je ohraničená tzv. Z-diskom (Z-líniou), do ktorého sú paralelne s dlhou osou svalového vlákna ukotvené tenké aktínové filamenta prostredníctvom α -aktinínu. Stredom sarkoméry prechádza rovnobežne so Z-líniou tzv. M-línia tvorená prevažne bielkovinami myomezínom, udržiavajúcim 3D štruktúru sarkoméry, a kreatínkinázou, ktorá katalyzuje fosforyláciu adenosíndifosfátu (ADP) a tým poskytuje adenosíntrifosfát (ATP) nevyhnutný pre svalovú kontrakciu. Do M-línie sú z oboch strán paralelne s aktínovými filamentami ukotvené hrubé myozínové filamenta. Aktínové a myozínové vlákna sa čiastočne prekrývajú a vzniká tak typický mikroskopický obraz, kde sa striedajú tmavšie A (anizotropné) prúžky a svetlejšie I (izotropné) prúžky. I-prúžky sú tvorené len aktínovými filamentami, ktoré sa neprekrývajú s myozínovými. Uprostred A-prúžku predstavujúceho myozínové hrubé filamenta sa vždy nachádza svetlejšia oblasť – tzv. H-zóna, ktorá je tvorená neprekrývajúcimi sa vláknami myozínu.

Celou dĺžkou sarkoméry prechádza obrovská molekula titínu, ktorá je svojím karboxylovým koncom ukotvená v M-línii a aminoskupinový koniec je zakotvený v Z-disku. Podiel'a sa na pokojovom napätí neaktivovaného svalu (Junqueira, 1997; Trojan, 2003; Silbernagl, 2004).

Dôležitou súčasťou svalového vlákna je sarkoplazmatické retikulum (forma endoplazmatického retikula typická pre svalové vlákno), ktoré je tvorené systémom uzavretých cisterien obklopujúcich každú myofibrilu v mieste stretu A-prúžku s I-prúžkom (Junqueira, 1997). Cisterny obsahujúce molekuly Ca^{2+} prostredníctvom systému transverzálnych tubulov komunikujú so sarkolémou a pri prechode akčného

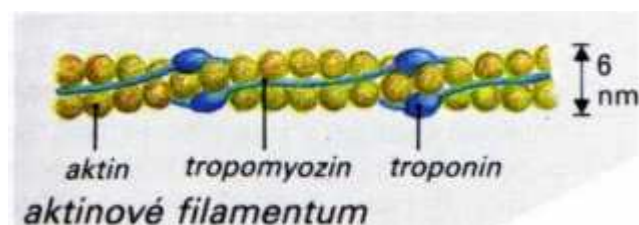
potenciálu uvoľňujú katióny vápnika a tým umožňujú svalovú kontrakciu (Junqueira, 1997; Trojan, 2003).



Obrázok 1. Sarkoméra (www.janym.webnode.cz)

2.1.1.2.1 Aktínové filamenta

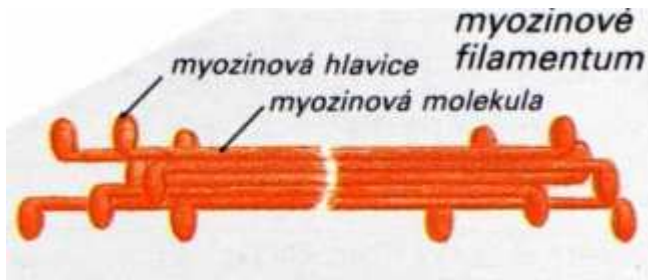
Tenké aktínové vlákno (Obrázok 2) je dlhé 1 μm a má podobu dvojzávitnice tvorenej dvoma molekulami F (fibrilárneho) -aktínu. Každá z molekúl F-aktínu pozostáva zo 400 globulárnych jednotiek (G-aktín) usporiadaných ako šnúra s perlami (Silbernagl, 2004). Po oboch stranách závitnice v mieste štrbiny prebiehajú 40 nm dlhé, svojimi koncami navzájom pospájané, molekuly tropomyosinu. Na každú molekulu tropomyosinu nasadá jedna molekula troponinu. Ten pozostáva z troch podjednotiek: Tn-C má väzbové miesta pre Ca^{2+} ; Tn-T spája troponin s tropomyosinom a Tn-I v pokoji zamedzuje interakcii aktínu s myozinom (Silbernagl, 2004; Trojan, 2003).



Obrázok 2. Aktínové vlákno (www.janym.webnode.cz)

2.1.1.2.2 Myozínové filamenta

Myozínové filamentum (Obrázok 3) tvorí okolo 250 molekúl myozínu II a je dlhé 1,6 μm (Trojan, 2004). Každá z molekúl ma dve globulárne hlavy a tie sú prostredníctvom ohybného krčku spojené s fibrilárnou časťou molekuly vytvárajúcou dvojzávitnicu. Každá hlava má katalytické miesto pre pripojenie ATP a väzbové miesto pre aktín. Hlavy myozínu sú vždy v rámci myozínového filamenta orientované smerom k aktínovým filamentám (Silbernagl, 2004; Trojan, 2003).



Obrázok 3. Myozínové vlákno (www.janym.webnode.cz)

2.1.1.3 Typy vlákien

Svalové vlákna môžeme na základe vzhľadu, rýchlosti kontrakcie a unaviteľnosti rozdeliť do troch kategórií:

- vlákna typu SO (slow oxidative) sa málo unavia a uplatňujú sa pri dlhodobom výkone nižšej intenzity; ich kontrakčný cyklus trvá dlhšie ako 35 ms, frekvencia ich kontrakcie je obvykle 10-20 Hz; sú vybavené hustou sieťou kapilár a početnými mitochondriami, obsahujú veľké množstvo tukových inklúzií (energeticky bohaté zásoby substrátu) a myoglobínu (sú výrazne červené) a prevažuje v nich oxidatívny metabolizmus;
- vlákna typu FOG (fast oxidative glycolytic) sú stredne rýchlo unaviteľné s rýchlou kontrakciou, vysokou glykolytickou a významnou oxidatívnou aktivitou
- vlákna typu FG (fast glycolytic) sú rýchlo unaviteľné, frekvencia ich kontrakcie je typicky 30 - 50 Hz, obsahujú hodne glykogénu a málo myoglobínu, sú zapojené pri silových a rýchlostných výkonoch maximálnej intenzity (Criswell & Cram, 2011; Silbernagl, 2004).

2.1.2 Motorická jednotka

Motorická jednotka svalu je skupina svalových vlákien inervovaných jediným motoneurónom (Čihák, 2001). Svalové vlákna jednej motorickej jednotky môžu byť rozložené po väčších oblastiach (1 cm^2) prierezu svalu (Silbernagl, 2004). Tieto oblasti sa navzájom prekrývajú a aj keď pracuje len menší počet motorických jednotiek, dochádza ku kontrakcii celého svalu. Jedna motorická jednotka obsahuje len jeden typ svalových vlákien (Čihák, 2001). Počet svalových vlákien inervovaných jedným motoneurónom je rôzny a závisí na jemnosti a presnosti vykonávaného pohybu. Svaly vykonávajúce hrubý a veľký pohyb majú veľké motorické jednotky (až 150 svalových vlákien inervovaných 1 motoneurónom), na rozdiel od svalov konajúcich jemné pohyby (mimické svaly majú motorické jednotky obsahujúce cca 25 svalových vlákien) (Čihák, 2001; Silbernagl, 2004).

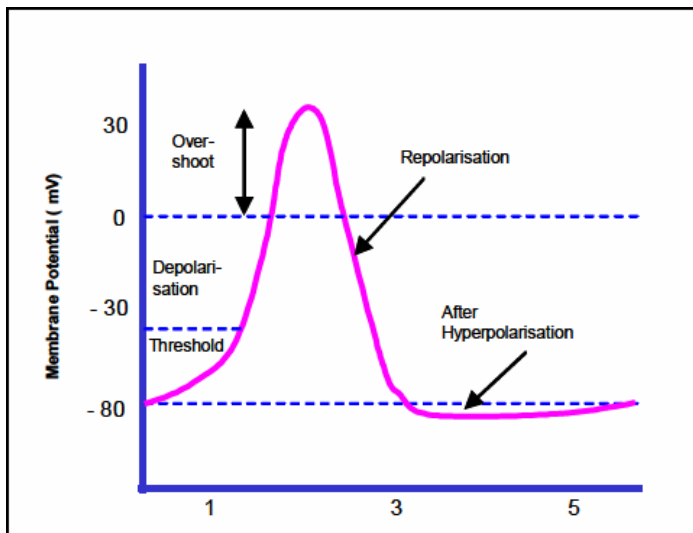
2.1.3 Vznik, šírenie a prenos akčného potenciálu

Na membráne živých buniek je elektrický potenciál, ktorý sa u nepodráždených svalových a nervových buniek nazýva pokojový membránový potenciál a podľa typu bunky činí -50 až -100 mV (vnútro bunky je negatívne nabité). Jeho príčinou je nerovnomerné rozloženie iónov medzi intra a extracelulárnou tekutinou, udržiavané predovšetkým $\text{Na}^+\text{-K}^+\text{-ATPázovou}$ pumpou a rozdielnou priepustnosťou membrány pre jednotlivé ióny (Silbernagl, 2004).

Aktivácia alfa-motoneuronu predného rohu miechy pokračuje vedením excitácie pozdĺž motorického nervu a po uvoľnení transmitéru na nervosvalovej platničke vedie k vzniku platničkového potenciálu vo svalových vláknach inervovaných týmto alfa-motoneurónom. To pozmení permeabilitu sarkolémy pre jednotlivé ióny a dovnútra sa dostáva prúd Na^+ iónov. Dochádza k depolarizácii membrány a ako náhle dosiahne určitú prahovú hodnotu, rýchlosť zmeny potenciálu sa zvyšuje – vzniká akčný potenciál (AP) (Obrázok 4). Depolarizácia rýchlo pokračuje a povrch sa stáva dokonca elektronegatívnym – dochádza k obráteniu polarita membrány, k tzv. transpolarizácii (prestreleniu). Membránový potenciál stúpa z -80 mV až k $+30 \text{ mV}$. Okamžite nastupuje repolarizačná fáza a membránový potenciál sa rýchlo navracia k pokojovej

úrovni. Po jej dosiahnutí dochádza ešte k miernej hyperpolarizácii, ktorá plynule prechádza naspäť k pokojovému potenciálu (Trojan, 2003; Konrad, 2005).

Akčný potenciál začínajúc v mieste nervosvalovej platničky pokračuje pozdĺž svalového vlákna oboma smermi a vo vnútri vlákna sa šíri systémom T-tubulov (Konrad, 2005).



Obrázok 4. Akčný potenciál (Konrad, 2005, s. 7)

2.1.4 Svalová kontrakcia

V súčasnej dobe je zatiaľ všeobecne prijímaná Huxleyova teória posunu filament a teória molekulárnych generátorov sily. V pokojovom stave pozostávajú sarkoméry z čiastočne sa prekrývajúcich hrubých a tenkých filament. Počas kontrakcie si obe filamenta zachovávajú svoju dĺžku, takže k skracovaniu sarkomér musí dôjsť zväčšením miery ich vzájomného prekrytia (Junqueira, 1997).

Prenos vzruchu z motoneuronu na svalové vlákno prebieha na nervosvalovej (motorickej) platničke. Je to chemická synapsia a jej transponderom je acetylcholin (Ach), ktorý sa viaže na nikotinergné-cholínnové receptory postsynaptickej membrány (sarkolemy) (Silbernagl, 2004). Po uvoľnení Ach v motorickej platničke vzniká platničkový prúd a ten v sarkoléme aktivuje napätím riadené kanály pre Na^+ . Vzniká akčný potenciál, ktorý sa šíri po sarkoléme a jej invagináciách – systéme transverzálnych tubulov hlboko do vnútra svalového vlákna (Silbernagl, 2004). Akčný potenciál podráždi príslušné cisterny sarkoplazmatického retikula, z ktorých sa masívne

uvoľnia ióny Ca^{2+} . Tie sa dostávajú k myofibrilám, kde sa viažu na troponin čím spôsobia zmenu konformácie troch troponínových podjednotiek, tropomyosin je zatlačený hlbšie do žliabku dvojzávitnice aktínu a tým sa na aktíne uvoľní väzbové miesto pre hlavičku myozínu (Junqueira, 1997). V pokoji je na hlavičkách myozínu naviazaný ATP. Po naviazaní aktínu na myozín za prítomnosti Mg^{2+} dôjde k rozštiepeniu ATP na ADP a fosfát. Tým sa uvoľní energia, ktorá je využitá k ohybu krčku myozínu a vzájomnému posunu vláken. Na väzbové miesto na hlavičke myozínu sa naviaže nový ATP a tým dôjde k uvoľneniu a narovnaniu hlavičiek myozínu a celý cyklus sa môže znovu opakovať (Trojan, 2003). Ak nie je k dispozícii nový ATP, aktínomyozínový komplex sa stabilizuje a dochádza k extrémnej svalovej stuhnutosti (rigor mortis) (Junqueira, 1997). Jediný svalový sťah je výsledkom stoviek cyklov a kontrakcia pokračuje do tej doby, kým nie sú zo sarkoplazmy odčerpané všetky Ca^{2+} ióny naspäť do cisterien sarkoplazmatického retikula (Junqueira, 1997).

2.2 POVRCHOVÁ ELEKTROMYOGRAFIA

Elektromyografia je disciplína, ktorá sa zaoberá detekciou, analýzou a využitím elektrického signálu, ktorý je produkovaný kontrahujúcimi sa svalmi (De Luca, 2006). Predstavuje experimentálnu vyšetровaciu metódu, ktorá pomáha objektivizovať neuromuskulárnu činnosť (Krobot & Kolářová, 2011).

Podstatou elektromyografie je snímanie akčných potenciálov aktívnych motorických jednotiek v okolí elektródy (Krobot & Kolářová, 2011). EMG signál reprezentuje elektrický prúd generovaný prúdom iónov cez membrány svalových vláken, ktorý sa propaguje cez priľahlé tkanivá až k povrchu detegujúcej elektródy (De Luca, 2006). Elektrický signál vyvolaný aktiváciou jednej motorickej jednotky sa nazýva MUAP (motor unit action potential). Predstavuje priestorovú a časovú superpozíciu akčných potenciálov jednotlivých svalových vláken tejto motorickej jednotky a je základnou jednotkou EMG signálu. Elektrická manifestácia MUAP je sprevádzaná sťahom svalových vláken. Počas trvalej svalovej kontrakcie musia byť motorické jednotky aktivované opakovane (Krobot & Kolářová, 2011; De Luca, 2006).

Povrchová elektromyografia v porovnaní s ihlovou EMG umožňuje pomerne bezpečné, jednoduché a hlavne neinvazívne snímanie aktivity viacerých svalov súčasne a dovoľuje nám „vidieť“ voľným okom nepostrehnuteľné synergie svalov. Akčné potenciály svalu sú snímané pomocou senzorov umiestnených na povrchu kože nad testovaným svalom (Krobot & Kolářová, 2011; Criswell & Cram, 2011).

Podľa Krobotu a Kolářovej (2011) čerpajúcich z diela De Luca (1997) sa v súčasnosti povrchová EMG využíva hlavne na:

1. určenie časovej sekvencie náboru jednotlivých svalov (timing)
2. určenie svalovej únavy
3. určenie veľkosti svalovej aktivity.

V kineziologickom výskume je využívaná hlavne k sledovaniu a hodnoteniu mechanizmov stratégie kontroly pohybu za fyziologických i patologických podmienok (Krobot & Kolářová, 2011). Ďalšou z radu možností je využitie k nácviku lepšej koordinácie a správnych svalových stereotypov pomocou spätnej kontroly (biofeedback) (Criswell & Cram, 2011).

2.2.1 História EMG

Renesancia a obdobie osvietenstva so sebou priniesli veľký záujem o prírodné vedy. Vývoj povrchovej elektromyografie je zo začiatku spätý najmä s objavom elektriny a rozvojom možností pozorovať prostredníctvom prístrojov veci, ktoré nebolo možné vidieť bežnými zmyslami (Criswell & Cram, 2011).

Za prvé zdokumentované experimenty súvisiace s vývojom EMG môžeme považovať práce Francesca Rediho z roku 1666. Redi objavil, že vysoko špecializované svaly elektrického úhora generujú energiu. V roku 1773 Walsh jasne demonštroval, že svalovina úhora môže generovať elektrické výboje. Priamy dokaz o vzťahu medzi svalovou kontrakciou a elektrinou získal až Galvani v roku 1780. Viedol sériu štúdií, ktoré ukázali, že svalové kontrakcie môžu byť vyvolané výbojom statickej elektriny.

Začiatkom 19. storočia bol zostrojený prvý galvanometer – prístroj na meranie elektrického prúdu a svalovej aktivity. Ten potom v roku 1938 využil taliansky lekár Matteucci, ktorý zrejme ako prvý exaktne zaznamenal elektrickú aktivitu svalu (Krobot & Kolářová, 2011). Jeho pokusy nasledoval Du Bois Reymond, ktorému sa podarilo získať záznam o elektrickej aktivite ľudských svalov v priebehu voľnej kontrakcie.

V 60-tych rokoch 19. storočia viedol Duchenne prvé systematické štúdie dynamiky a funkcie nepoškodených svalov za použitia elektrickej stimulácie (Criswell & Cram, 2011). Koncom 19. storočia už bolo technicky pomerne jednoduché stimulovať svaly, ale stále nebola úplne vyriešená otázka získavania záznamu o elektrickej aktivite svalov (Krobot & Kolářová, 2011).

Začiatkom 20. storočia nastal ďalší posun k dnešnej podobe EMG. Nemecký neurofyziológ Hans Piper využil k elektromyografickému záznamu plošné kovové elektródy a zdokumentoval typické frekvenčné oscilácie akčných potenciálov medzi 30 – 60 Hz podľa vynaloženej sily (Krobot & Kolářová, 2011). V 20-tych rokoch, Gasser a Newcomer ako prví použili na snímanie signálu zo svalov miesto galvanometru novo vynájdený osciloskop s katódovou trubicou. Tento počin im v roku 1944 priniesol Nobelovu cenu (Criswell & Cram, 2011).

S neustálym rozvojom a vylepšovaním techniky EMG dochádza v prvej polovici 20. storočia aj k objavovaniu nových možností jej využitia. Psychiater Edmund Jacobson, otec progresívnej relaxácie, využil ako prvý SEMG v klinickej praxi, kde skúmal účinky predstavivosti a emócií na rôzne svaly (Criswell & Cram, 2011). V ďalších rokoch boli vedené rôznorodé štúdie na psychiatrických pacientoch. V roku 1941 Reusch pozoroval u pacientov, ktorí pociťovali neustály nepokoj, nervozitu či napätie, zvýšené hodnoty SEMG na svaloch odpočívajúceho predlaktia. George Whatmore, študent Jacobsona, študoval zmeny na SEMG u rôznych porúch. Spolu s Ellisom (1958) našli vyššiu SEMG aktivitu vo svaloch čela, čeľuste, predlaktí a dolných končatín u schizofrenických pacientov a v roku 1959 zistili to isté u pacientov so závažnou depresiou. Whatmore pokračoval v štúdiu a terapii rôznych porúch a svoje poznatky zhrnul v knihe Psychopatológia a liečba funkčných porúch (Cram, 2003).

V 40-tych rokoch sa začala SEMG využívať k štúdiu dynamických pohybov. Vysoko cenená štúdia o kineziológii ramenného kĺbu bola vedená Innmanom a jeho kolegami. Ďalej nasledovala štúdia Priceovej a jej kolegov, ktorí sa zamerali na populáciu pacientov s bolesťami chrbta a pozorovali, že SEMG aktivita začala migrovať preč z miesta pôvodného poškodenia, čím ako prví zdokumentovali antalgické držanie tela (Criswell & Cram, 2011). Záujem o dynamické pohyby sa rýchlo rozšíril aj do klinickej oblasti a v roku 1955 Floyd a Silver prezentovali výnimočnú štúdiu o SEMG a m. erector spinae. Jasne ukázali, že pri flexii trupu sa chrbtové svaly „vypnú“, keďže trup je v tejto chvíli držaný ligamentóznym aparátom (Cram, 2003).

V 60-tych rokoch sa zrodila technika biofeedbacku, o čo sa zaslúžil John Basmajian. Dokázal, že je možné voľným úsilím vytrénovať izolovanú voľnú aktivitu i len jedinej motorickej jednotky a tento poznatok významne ovplyvnil vývoj a smerovanie pohybovej rehabilitácie a mal podiel na formovaní rehabilitácie ako samostatného medicínskeho odboru. Basmajian sa zaslúžil o vznik Medzinárodnej spoločnosti pre elektromyografiu a kineziologiu (International Society of Electrophysiological Kinesiology, ISEK, 1965). Spoločnosť dodnes funguje a vydáva časopis The Journal of Electromyography and Kinesiology (Krobot & Kolářová, 2011).

V súčasnosti sa na poli elektromyografie pohybuje žiak Basmajiana – Carlo DeLuca, ktorý sa zaoberal elektromyografickou analýzou svalovej únavy a dodnes sa zasadzuje o racionálne využitie SEMG v klinickej rehabilitácii. Ďalšími významnými súčasníkmi sú Hodges a Gandevia, ktorí sa pomocou EMG záznamu zaslúžili o popísanie anticipačnej aktivity bránice, ktorá predchádza všetky posturálne aktivity ostatných svalov trupu (Krobot & Kolářová, 2011). Ďalších bádateľov na poli EMG, ktorí aktuálne prispievajú k poznaniu v tejto oblasti spomenieme ďalších kapitolách tejto práce.

2.2.2 Moderná štruktúra EMG snímačov

Základná konštrukcia je u všetkých elektromyografov rovnaká, aj keď pochádzajú od rôznych výrobcov. Dnešné elektromyografy majú bohaté programové vybavenie, možnosť rôznych nastavení a sú schopné automaticky vyhodnocovať získané výsledky (Keller, 1999).

Elektrická energia produkovaná motorickou jednotkou svalu je na povrchu tela snímaná povrchovými elektródami. Získaný signál je následne zosilnený zosilňovačom – veľká časť energie je totiž absorbovaná pri prechode okolitými tkanivami (podkožný tuk, jednotlivé vrstvy kože), a tak by signál nebol dostatočne silný. Dnes sú uprednostňované miniatúrne pred-zosilňovače zabudované priamo do káblu alebo umiestnené na elektróde. Signál je potom vedený do vyhodnocovacej jednotky - procesoru, a to buď klasicky káblom alebo telemetricky. Tu je znovu zosilnený a pomocou analog-digitalového prevodníku digitalizovaný a ďalej spracovaný. Výstupom je vizualizovaný EMG signál na monitore, ktorý môže byť doplnený aj zvukovou stopou. Software, ktorý je súčasťou elektromyografu umožňuje ďalšie požadované

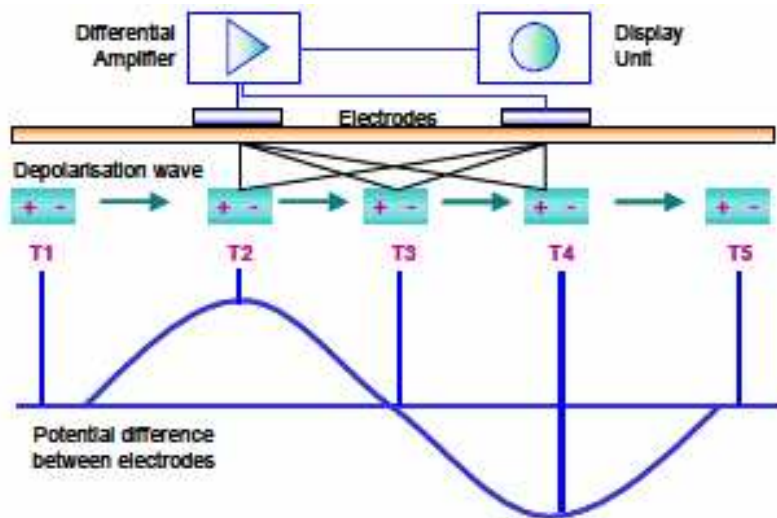
spracovanie signálu a vyhodnotenie jednotlivých dát. Dnešné elektromyografy sú viac-kanálové, a tak umožňujú súčasné snímanie niekoľkými párami elektród (Criswell & Cram, 2011; Keller, 1999; Konrad, 2005).

EMG záznam je možné obohatiť dátami získanými z ďalších prídavných zariadení, ako sú akcelerometry, goniometry a iné (www.noraxon.com).

2.2.3 Podstata bipolárneho snímania

Pôvodná monopolárna konfigurácia, pri ktorej bolo merané napätie medzi elektródou nad svalom a uzemňovacou elektródou umiestnenou na elektricky tichom mieste, so sebou niesla riziko nechcených signálov z iných zdrojov ako len sledovaného svalu. Bipolárne snímanie prekonalu túto limitáciu (De Luca, 2006).

Bipolárne snímanie vyžaduje tri elektródy: dve detekčné a jednu referenčnú elektródu. Detekčné elektródy sú umiestnené nad svalom paralelne s priebehom svalových vlákien. Pri tomto rozmiestnení dosiahne akčný potenciál obe detekčné elektródy s určitým fázovým posunom, a tak snímajú v danom okamžiku rôzne hodnoty elektrického potenciálu vzhľadom k referenčnej elektróde (Obrázok 5). Táto energia je unikátna pre každú z elektród a je prepúšťaná ďalej k následnému zosilneniu. Naopak energia, ktorá je spoločná pre obe elektródy je v tomto procese eliminovaná. Najčastejšie pochádza z externých zdrojov ako sú televízne či rádiové stanice. Bipolárny signál je teda potenciálový rozdiel snímaný oboma elektródami v danom okamžiku a následne zosilnený diferenciálnym zosilňovačom. (Krobot & Kolářová, 2011; Criswell & Cram, 2011).



Obrázok 5. Fázový posun pri bipolárnom snímaní (Konrad, 2005, s. 8)

2.2.4 Prenos signálu

Surový výsledný elektromyografický záznam je u väčšiny prístrojov vysielaný zo snímacích senzorov vo forme analógového signálu do vyhodnocovacej jednotky, kde dochádza ku konverzii na digitálny signál (Krobot & Kolářová, 2011).

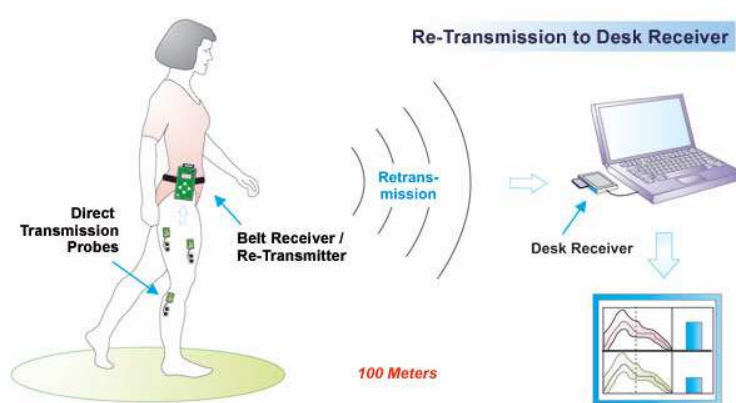
Signál je prenášaný na vzdialenosť niekoľko metrov a v súčasnosti je možné využiť buď káblový alebo telemetrický prenos.

2.2.4.1 Káblový prenos

Prenos káblom je ekonomicky menej náročný, no pri snímaní svalovej aktivity pri dynamických pohyboch dochádza k pohybu káblov v magnetickom poli Zeme, čím sa indukuje v kábloch prúd. Výskyt týchto nežiaducich artefaktov môžeme redukovať prilepením káblov k povrchu tela alebo k oblečeniu tejpovacou páskou (Criswell & Cram, 2011). Konrad (2005) upozorňuje, že nie je vhodné prelepovať priamo elektródy, páska by mala byť nalepená cez kábel, aby sa zachoval konštantný tlak všetkých elektród na pokožku.

2.2.4.2 Telemetrický prenos

Telemetrické systémy (Obrázok 6) výrazne zjednodušujú usporiadanie EMG meraní a umožňujú prenos signálu až na vzdialenosť 100 metrov. Súčasťou je vysielateľ, ktorý je možné uchytiť na opasok a prijímač (www.noraxon.com).



Obrázok 6. Schéma telemetrického zapojenia (www.noraxon.com)

2.2.4.3 Vodné prostredie

V posledných rokoch sa začína využívať snímanie EMG signálu vo vodnom prostredí. Jedná sa o telemetrický prenos signálu, ktorý sa všeobecne nelíši od klasickej povrchovej EMG, vyskytujú sa tu však určité špecifiká, predovšetkým s dôrazom na správnu aplikáciu elektród na kožu a zabráneniu kontaktu vody s elektronikou (Pánek et al., 2010).

Zatiaľ nebola vypracovaná žiadna oficiálna štandardizovaná metodika snímania SEMG vo vodnom prostredí. V štúdiách sú spomínané dva možné prístupy ako zabezpečiť vodotesnosť EMG inštrumentária. Menej bežný je celo telový vodotesný oblek, pod ktorým sú na sledovaný sval nalepené elektródy. Káble vedúce k vysielateľu sú vyvedené na povrch otvorom pre krk, a tak tu vzniká riziko vniknutia vody. Jedná sa o ekonomicky náročnejší model a zatiaľ nebolo dokázané, že tento oblek neobmedzuje alebo nemodifikuje sledovaný pohyb. Častejšie sa využíva lokalizované utesnenie v mieste aplikácie elektród, kde sa používa špeciálna vode odolná adhezívna páska a jej účinok môže byť ďalej podporený penovým tampónom nalepeným nad páskou

(Príloha 1). Zároveň je dôležité zabrániť kontaktu vysielача s vodou. V závislosti na usporiadaní pokusu je tento problém možné riešiť rôzne. V prípade statického experimentu je jednoduchšie vyviesť dostatočne dlhé káble s vysielачom na suchú plochu. Pri dynamickejšom usporiadaní pokusu je nevyhnutné zabezpečiť vodotesnosť aj vysielачu. Používajú sa vodotesné vaky (Príloha 2) a vývod káblov sa ešte dodatočne utesňuje silikónovými gémi prípadne inými prostriedkami. Prenos signálu z vysielача do prijímača prebieha len na vzduchu, preto musí byť vodotesný vak nadnášaný nad hladinu (napr. polystyrénovou doskou), čím zabránime výpadkom signálu (Masumoto, Mercer, 2008; Pánek et al, 2010; Rainoldi et al, 2004; Veneziano et al., 2006).

Ďalšie špecifiká snímania SEMG signálu vo vodnom prostredí a jeho využitie budú spomenuté v nasledujúcich kapitolách.

2.2.5 Faktory ovplyvňujúce snímaný signál

Získaný elektromyografický signál je ovplyvnený množstvom faktorov. De Luca (1997) ich rozdeľuje na vonkajšie a vnútorné.

2.2.5.1 Vonkajšie faktory

Vonkajšie faktory sú spojené so štruktúrou elektród a ich umiestnením na povrchu kože. Môžeme ich ovplyvniť, preto im pri snímaní venujeme zvýšenú pozornosť (Kolářová & Krobot, 2011). Spoločnosť pre neinvazívne vyšetrenie svalov pomocou povrchovej elektromyografie (SENIAM – Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles) uvádza niekoľko doporučení ohľadne tvaru, veľkosti, typu a polohy elektród v snahe o zjednotenie a štandardizáciu SEMG meraní (<http://www.seniam.org>).

- a) *Poloha elektród:* Je rozhodujúca pre kvalitu výsledného signálu. Detekčné plochy by mali byť orientované s ohľadom na priebeh svalových vlákien, keďže je tým ovplyvnené meranie kondukčnej rýchlosti akčných potenciálov a následne amplitúda a frekvencia signálu. Pri bipolárnom snímaní musia byť elektródy umiestnené paralelne s priebehom svalových vlákien. Odporúča sa poloha na povrchu stredu svalového bruška, kde môžeme snímať signál

o najväčšej amplitúde. Akákoľvek zmena vzájomnej vzdialenosti pôvodcu elektrického signálu a miesta detekcie pozmení EMG záznam. Je to neoddeliteľný problém všetkých dynamických štúdií a môže byť tiež spôsobený externým tlakom na elektródu. Je dôležité vyhnúť sa inervačným zónam, myotendinóznym spojeniam a okrajom svalu, kde je vysoká pravdepodobnosť snímania svalovej aktivity okolitých svalov (De Luca, 1997; Krobot & Kolářová, 2011; Konrad, 2005).

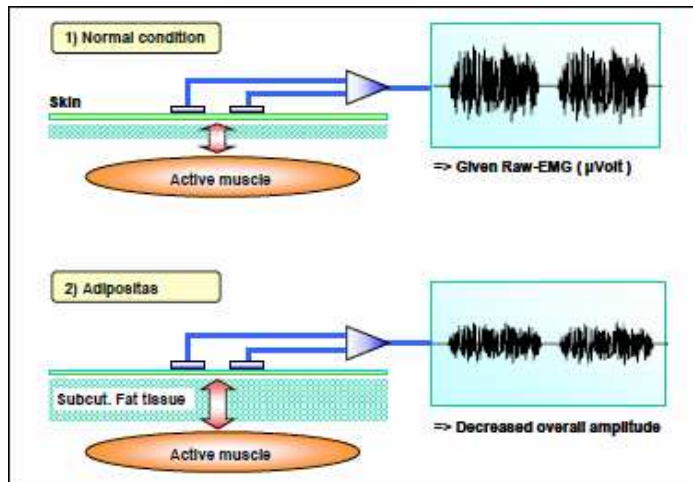
- b) *Vzdialenosť a veľkosť elektród:* Vzájomná vzdialenosť elektród by mala byť čo najmenšia, aby sa redukovala možnosť vzniku cross talk (Krobot & Kolářová, 2011), teda nežiaduceho ovplyvnenia EMG signálu elektrickou aktivitou svalových vlákien v okolí snímaného svalu. De Luca (1997) preferuje striktnu vzdialenosť 1 cm, SENIAM (www.seniam.org) navrhuje 2 cm a v prípade snímania malých svalov by vzájomná vzdialenosť nemala presiahnuť $\frac{1}{4}$ dĺžky svalového vlákna. Elektródy by mali byť dostatočne veľké, aby dokázali zachytiť rozumné množstvo motorických jednotiek, ale zároveň, aby nedochádzalo ku cross talk. Preferujú sa diskovité elektródy s priemerom 1 cm.
- c) *Kontakt medzi elektródami a kožou:* Väčšina moderných zosilňovačov je navrhnutá pre impedanciu pokožky v rozsahu 5 -50 kOhm (Konrad, 2005). Bežne sa impedancia pokožky pohybuje vo vyšších číslach, preto je potrebné očistiť ju. Používa sa alkohol na odmastenie a pre odstránenie odumretých buniek je možné použiť abrazívnu pastu. Z miesta pod elektródou je vhodné odstrániť ochlpenie. Niekedy sa používa medzi elektródu a pokožku vodivý gél alebo pasta, ktorý významne facilituje prenos signálu zo svalu (Criswell & Cram, 2011).
- d) *Externý šum:* Externé šumy vznikajú narušením elektromagnetického poľa v okolí snímaného objektu externými prístrojmi (televízia, rádio) alebo ako pohybové artefakty spôsobené pohybom káblov pri dynamických meraniach. Pri bipolárnom snímaní sú šumy z prístrojov minimalizované až eliminované. Odstránenie pohybových artefaktov zo signálu prebieha pomocou frekvenčnej filtrácie (Krobot & Kolářová, 2011).

2.2.5.2 Vnútorne faktory

Vnútorne faktory sú dané fyziologickými, anatomickými a biochemickými vlastnosťami svalu. Na rozdiel od vonkajších faktorov nie sme schopní ich ovplyvniť (De Luca, 1997), ale je dôležité počítať s nimi pri posudzovaní získaného signálu. Krobot & Kolářová (2011), ktorí vychádzali z diela Basmajian & De Luca (1985) a De Luca (1997) uvádzajú nasledujúce faktory:

- a) *Svalová aktivita meraného svalu*: Bezprostredný vplyv na veľkosť SEMG má typ svalových vlákien a ich polomer, od čoho závisí amplitúda akčných potenciálov a zmeny pH okolia behom kontrakcie. Veľkosť a hustota sledovaného signálu je daná náborom motorických jednotiek a frekvenciou ich pálenia v závislosti na náročnosti kontrakcie. Hĺbka a umiestnenie aktívnych svalových vlákien vzhľadom k detekčnej elektróde ovplyvňuje intenzitu snímaného signálu.
- b) *Aktivita okolitých svalov – tzv. cross talk*: Výsledný EMG signál môže byť ovplyvnený elektrickou aktivitou iných svalov v okolí keďže každý pohyb človeka je sprevádzaný aktivitou väčšieho množstva svalov alebo sa na cross talk môžu podieľať respiračné svaly pracujúce nepretržite. Správnym umiestnením elektród môžeme cross talk minimalizovať.
- c) *Elektrická aktivita iných tkanív*: V SEMG signáli sa bežne vyskytujú aj elektrokardiografické (EKG) signály, hlavne pri snímaní svalov trupu a ramenného pletenca. Tieto artefakty sa dajú vďaka algoritmu v softwarovom vybavení z výsledného záznamu odstrániť (Konrad, 2005).
- d) *Vlastnosti tkanív medzi elektródami a povrchom svalu* (Obrázok 7): Elektrická vodivosť jednotlivých tkanív je rôzna v závislosti na ich type, objeme, fyziologických zmenách a na teplote. Tieto podmienky sa môžu významne líšiť od osoby k osobe, ale aj v rámci jedinej osoby. Preto nie je možné robiť priame kvantitatívne analýzy EMG amplitúd bez predchádzajúceho spracovania EMG signálu (Konrad, 2005).

Pred meraním je vždy nevyhnutné stabilizovať kontakt medzi kožou a elektródami očistením.



Obrázok 7. Vplyv rôznej hrúbky jednotlivých vrstiev kože pod elektródou: rovnako veľká elektrická aktivita svalu na hornom obrázku produkuje väčšiu magnitúdu EMG signálu vďaka menšej vzdialenosti medzi svalom a elektródami (Konrad, 2005, s. 11)

2.2.6 Povrchové elektródy

Hlavnými výhodami povrchových elektród je ich neinvazívny charakter a jednoduchá manipulácia s nimi. Nie sú však vhodné na snímanie hlbšie uložených svalov (Konrad, 2005).

2.2.6.1 Klasické povrchové elektródy

V súčasnosti je na trhu niekoľko typov povrchových elektród a v klinickej praxi sa používajú prevažne jednorazové elektródy (Obrázok 8) s rôzne upravenou styčnou plochou. Criswell & Cram (2011) uvádza elektródy, ktoré sú v priamom kontakte s pokožkou tzv. *direct contact electrodes*. Sú to disky o priemere 0,5 – 1 cm, ktoré sa umiestnia priamo na kožu a na mieste sú držané adhezívnou páskou mierne presahujúcou obvod elektródy. Sú vyrobené z jednorazového plastu impregnovaného striebrom, a ten je pokrytý tenkou vrstvou chloridu strieborného, ktorý pomáha stabilizovať elektrické potenciály na pokožke. Tieto elektródy sú označované Ag/AgCl. Criswell & Cram (2011) odporúča používať tieto elektródy pri snímaní pokojového

EMG (napr. terapie založené na relaxácii), pretože pri priamom kontakte s pokožkou je vysoké riziko vzniku artefaktov pri dynamických pohyboch.

Na získanie dynamického EMG záznamu sa prikláňa k použitiu tzv. *floating electrodes*, ktoré sú vyrábané taktiež ako diskové strieborné elektródy s povrchovou úpravou tvorenou vrstvou chloridu strieborného. Štandardná veľkosť je priemer 5-7 mm, elektróda je umiestnená vo vnútri kalíšku, ktorý je vyvýšený cca 1 mm nad úroveň pokožky. Kalíšok je potom naplnený elektrolytickým médiom – vodivá pasta alebo gél premost'uje povrch pokožky a elektródy, čím potenciuje biologický signál a zároveň vytvára akýsi vankúš, ktorý absorbuje pohyb elektródy na povrchu kože (Criswell & Cram, 2011; Pánek et al., 2010). Ďalšou možnosťou sú *hydrogélové elektródy* pôvodne vyvinuté pre elektrickú stimuláciu (napr. TENS – transkutánná elektrická nervová stimulácia). Najčastejšie pozostávajú z AgCl diskovej elektródy pokrytej suchou, lepiou vrstvou gélu mierne presahujúceho obvod elektródy. Majú väčšiu impedanciu ako direct contact či floating elektródy a môžu pri snímaní EMG vytvárať väčší šum. Prilnutie k pokožke je slabšie a preto je vhodnejšie ich použitie pri snímaní pokojového EMG. Vďaka zloženiu gélu nedráždia pokožku, a tak sa s výhodou používajú u citlivých ľudí, prípadne pri snímaní EMG z oblastí s jemnou pokožkou (svaly tváre) (Criswell & Cram, 2011).



Obrázok 8. Jednorazové elektródy (www.noraxon.com)

2.2.6.2 Análne a vaginálne sondy

Na hodnotenie perianálnych svalov a svalov panvového dna sú určené špeciálne *análne a vaginálne sondy* (Obrázok 9). Môžu mať tvar plastovej jednoručnej činky a dve alebo tri elektródy sú umiestnené po obvode strednej časti sondy. Ich aplikácia je pomerne obťažujúca a preto nie je vhodné ich použitie u detských pacientov. Problémom je ich sterilizácia a vhodný je model, kedy jednu sondu používa len jeden

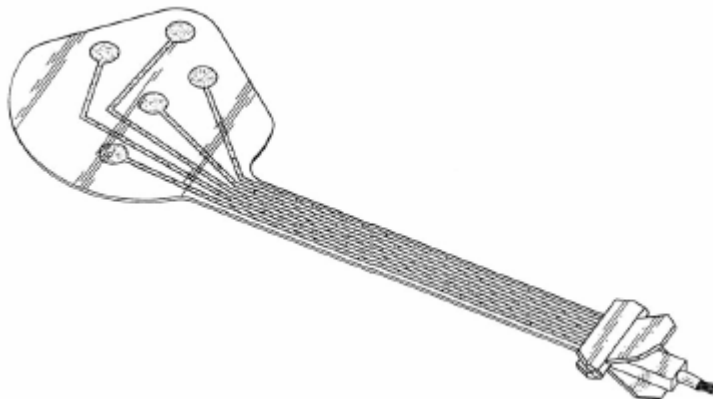
pacient. EMG signál z týchto sond vyžaduje špeciálne úpravy a spracovanie. Medzi detekčnou elektródou a povrchom svalu nie je možné zabezpečiť žiadne pevné spojenie, a tak vzniká pri pohybe množstvo nežiaducich artefaktov (Criswell & Cram, 2011; Konrad, 2005).



Obrázok 9. Vaginálna sonda (Criswell & Cram, 2011, s. 68)

2.2.6.3 Páskové elektródy

Pomerne nové sú tzv. *páskové elektródy* (ribbon electrodes) (Obrázok 10), ktoré pozostávajú zo zväzku strieborných elektród a vodiacich káblov natlačených na tenkú vrstvu Mylaru (tenký polyesterový film) a prikryté tenkým penovým vankúšikom, ktorý určuje veľkosť celej elektródy a umožňuje použitie vodivého gélu alebo pasty. Používajú sa na snímanie predeterminovaného súboru svalov, napríklad na monitorovanie výrazov emócií tvárových svalov pri chirurgických zásahoch (Criswell & Cram, 2011).



Obrázok 10. Pásková elektróda (Criswell & Cram, 2011, s. 68)

2.2.6.4 EMG čelenky

K dispozícii sú aj tzv. EMG čelenky (Príloha 3), ktoré umožňujú jednoduché snímanie EMG aktivity v oblasti čela (m. frontalis), čo je miesto najčastejšej aplikácie pri biofeedbacku zameranom na celkovú relaxáciu (www.thoughttechnology.com).

2.2.7 Prídavné zariadenia

V súčasnosti je možné EMG doplniť množstvom senzorov snímajúcich okrem EMG signálu ešte ďalšie biosignály, ktoré pomáhajú rozšíriť možnosti využitia povrchovej elektromyografie. Tieto in-line senzory sú plne kompatibilné s EMG prístrojmi, ich súčasťou sú káble so zabudovanými zosilňovačmi a je možné zapojiť ich na ktorýkoľvek kanál EMG prístroja (www.noraxon.com; www.delsys.com).

2.2.7.1 Akcelerometre

Zaznamenávajú zrýchlenie a vibrácie v troch dimenziách (Príloha 4). Dajú sa využiť pri detekcii kontaktu so zemou (úder päty) pri chôdzi a behu, ale tiež pri meraní tremoru u pacientov (www.noraxon.com).

2.2.7.2 Goniometre

Na trhu sú na výber elektrické (Príloha 5) alebo mechanické goniometre (Príloha 6). Výhodou elektrických goniometrov môže byť flexibilná pružina medzi dvoma blokmi goniometru, ktorá kompenzuje zmeny ich vzdialenosti pri pohybe v kĺbe. Niektoré goniometre ponúkajú súčasné snímanie uhlov v 2D priestore (www.noraxon.com; www.delsys.com).

2.2.7.3 Footswitch

Senzor zaznamenáva úder päty a odvalenie palca počas chôdze a je ľahko využiteľný v klinických analýzach chôdze. Obvykle sa používajú dva senzory na chodidlo – jeden pod palec, druhý pod pätu. Bežné je aj použitie ďalších dvoch senzorov, a to pod 1. a 5. metatarz (Príloha 7).

Aplikácia senzorov môže byť uľahčená použitím prefabrikovanej podošvy, ktorá je uspokojená pre použitie senzorov (www.noraxon.com; www.delsys.com).

2.2.7.4 Silový senzor

Zaznamenáva roztáhovanie a kompresiu (ťahové a tlakové sily) a využíva sa na testovanie statickej sily. Senzor je možné pripojiť k lanku posilňovacích strojov a testovať silu v rôznych pozíciách (Príloha 8) (www.noraxon.com).

2.2.7.5 Dynamometer

Zaznamenáva silu stisku ruky a súčasťou niektorých typov je aj špeciálna oblasť pre meranie sily pinzetového úchopu (ukazovák proti palcu) (Príloha 9) (www.noraxon.com).

2.2.7.6 FlexiForce

FlexiForce senzor (Príloha 10) je ultra tenký a flexibilný plošný elektrický obvod. Zaznamenáva silu medzi dvoma povrchmi a vďaka svojej odolnosti vydrží aj v náročnejších podmienkach. Funguje ako rezistor snímajúci silu. Keď je senzor nezaťažovaný, jeho rezistancia je veľmi vysoká. Pri aplikácii sily na senzor táto rezistancia klesá (www.tekscan.com).

2.2.7.7 Iné senzory

Ďalšími senzormi na trhu kompatibilnými s EMG prístrojmi sú napríklad EKG senzory alebo respiračné senzory monitorujúce pohyby horného a dolného trupu behom dýchania (www.delsys.com).

2.2.8 Úpravy a spracovanie signálu

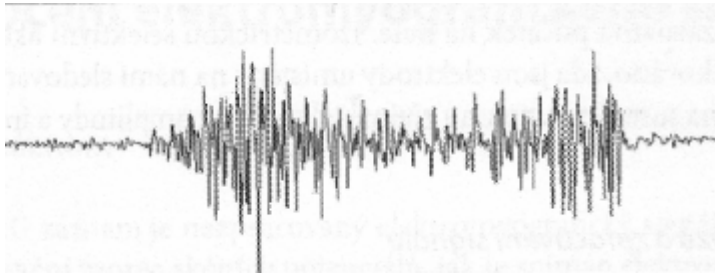
2.2.8.1 Surový záznam

Surový EMG (Obrázok 11) záznam je nespracovaný záznam, obsahuje však dôležité informácie a už sám môže slúžiť ako prvý objektívny dôkaz inervácie svalu (Konrad, 2005).

Na začiatku v pokoji je na obrazovke viditeľná bazálna línia. Je to šum v rádoch mikrovoltov, ktorý pozorujeme v zázname aj u plne relaxovaného svalu. Je daný kvalitou zosilňovača, podmienkami snímania a okolitými šumami. Zreteľné môže byť aj „pokojové“ svalové napätie, ktoré je okrem iného závislé na východiskovej posture a excitabilite posturálneho systému. Je charakterizované asynchrónnymi výbojmi motorických jednotiek. Pred začatím merania by mala byť línia overená a v zázname by mala mať začiatok na nule (Krobot & Kolářová, 2011).

Surový záznam by mal byť zbavený externých šumov a ďalších artefaktov (Krobot & Kolářová, 2011). Pri získavaní EMG záznamu by sa nemal využívať žiadny hardwarový filter okrem pásmového filtra (10-500 Hz) na zosilňovači. Týmto filtrom odstránime väčšinu pohybových artefaktov (obvykle pod 10 Hz) a artefaktov vzniknutých elektrickým šumom z iných spotrebičov (obvykle nad 500 Hz) (Konrad, 2005; Krobot & Kolářová, 2011)

V surovom zázname nachádzame aj náhodné pomerne vysoké maximá amplitúd. Tie pochádzajú zo synchronných výbojov viacerých motorických jednotiek a skresľujú informácie o svalovej aktivite (Konrad, 2005).



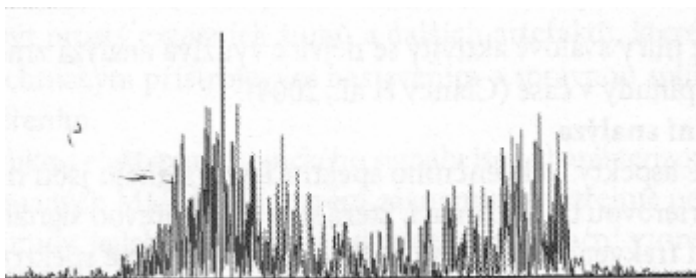
Obrázok 11. Surový EMG záznam (Krobot & Kolářová, 2011, s. 26)

2.2.8.2 Najbežnejšie úpravy signálu

Surový záznam nie je presne reprodukovateľný a pre ďalšiu prácu s ním je nevyhnutné jeho ďalšie spracovanie (Krobot & Kolářová, 2011) .

2.2.8.2.1 *Rektifikácia*

Rektifikácia (Obrázok 12) je jednoduchá metóda, pri ktorej sa negatívne hodnoty záznamu eliminujú (half wave rectification) alebo sa prevrátia do pozitívnych hodnôt (full wave rectification) (Krobot & Kolářová, 2011). Okrem jednoduchšieho čítania záznamu je hlavným cieľom možnosť získania ďalších štandardných parametrov amplitúdy ako je priemerná hodnota, maximálna hodnota a area (surový záznam má priemernú hodnotu amplitúdy rovnú nule) (Konrad, 2005).



Obrázok 12. Zrektifikovaný EMG záznam, full wave rectification (Krobot & Kolářová, 2011, s. 26)

2.2.8.2.2 *Vyhladenie (smoothing)*

Aj rektifikovaný signál stále obsahuje ostré vrcholy superponovaných akčných potenciálov motorických jednotiek, ktoré sú v zázname nadbytočné a znemožňujú

ďalšie spracovanie signálu. Nereprodukateľné časti sa preto minimalizujú použitím digitálneho vyhladzovacieho algoritmu, ktorý načrtne hlavný trend priebehu signálu. Ostré vrcholy amplitúdy sú odstránené a výsledný signál označujeme ako „lineárnu obálku“. K tomu sú používané dva algoritmy:

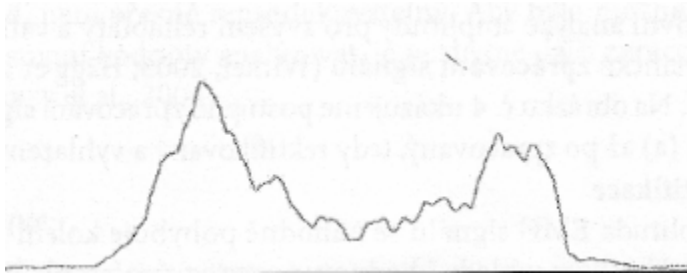
a) *AVR (Average Rectified Value)*

Jedná sa o posuvné časové okienko, ktorého dĺžku si zvolí užívateľ a všetky hodnoty v ňom sú spriemerované (Konrad, 2005).

b) *RMS (Root Mean Square)*(Obrázok 13)

Algoritmus je založený na výpočte druhej odmocniny a je všeobecne preferovaný (Konrad, 2005).

Oba algoritmy sú definované pre určitú dobu (časové okienko) a typicky v kineziologických štúdiách sa využíva časové trvanie od 20 ms (rýchle pohyby ako skákanie, štúdium reflexných pohybov) do 500 ms (pomalé alebo statické aktivity) (Konrad, 2005).



Obrázok 13. Zrektifikovaný a vyhladený EMG záznam – RMS s veľkosťou okienka 100 ms (Krobot & Kolářová, 2011, s. 26)

2.2.8.3 Normalizácia signálu

Surový záznam je veľmi premenlivý nielen u rôznych jedincov, ale aj pri porovnaní rôznych svalov jedného jedinca či jedného svalu v čase pri opakovaných meraniach. Preto je nevyhnutné vždy stanoviť referenčnú hodnotu, ku ktorej sa namerané hodnoty budú vzťahovať (Krobot & Kolářová, 2011).

Krobot & Kolářová (2011) uvádzajú niekoľko možností stanovenia referenčnej hodnoty:

a) *Maximálna voľná kontrakcia (MVC – Maximum Voluntary Contraction):*

Referenčnou hodnotou je maximálna voľná izometrická kontrakcia snímaného svalu, ku ktorej sa potom vzťahujú namerané hodnoty svalovej aktivity počas skúmaného pohybu. Je považovaná za najobľúbenejšiu metódu, aj keď v klinickej praxi býva často nerealizovateľná, pretože nie všetci pacienti sú schopní dosiahnuť maximálnu kontrakciu a ďalším problémom je nízka stabilita signálu počas maximálnej kontrakcie, hlavne u netrénovaných jedincov. V takých prípadoch musí byť použitá iná referenčná hodnota (Konrad, 2005; Krobot & Kolářová, 2011).

b) *Aktivačná hodnota:*

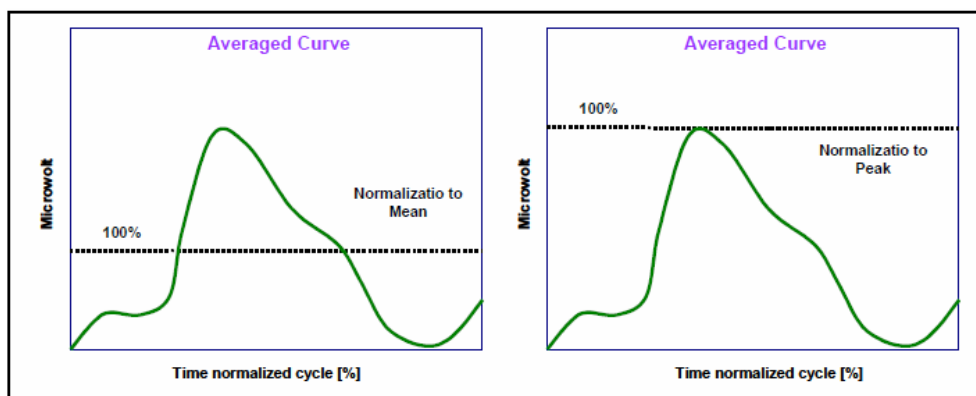
Vypočíta sa ako priemerná hodnota pokojovej svalovej aktivity plus dve jej smerodajné odchýlky. Táto referenčná hodnota sa potom vzťahuje k hodnotám nameraným v priebehu pohybu. Pokojovú svalovú aktivitu meriame vždy vo východiskovej polohe pre meraný pohyb. Krobot & Kolářová (2011) považujú túto metódu za najvhodnejšiu pre klinické účely.

c) *Percentuálne porovnanie svalov testovaných bilaterálne:*

Behom symetrických aktivít môžeme svalovú aktivitu vyjadriť aj ako percentuálny rozdiel medzi pravým a ľavým testovaným svalom (Valouchová & Lewit, 2007).

d) *Ďalšie možnosti:*

Niektorí výskumníci navrhujú ako referenčnú hodnotu pre každý jeden testovaný pohyb používať priemernú alebo maximálnu (peak) hodnotu amplitúdy (Obrázok 14). Obe tieto normalizačné metódy sa využívajú pri vyšetrovaní cyklických dejov (typicky analýza chôdze) (Konrad, 2005).



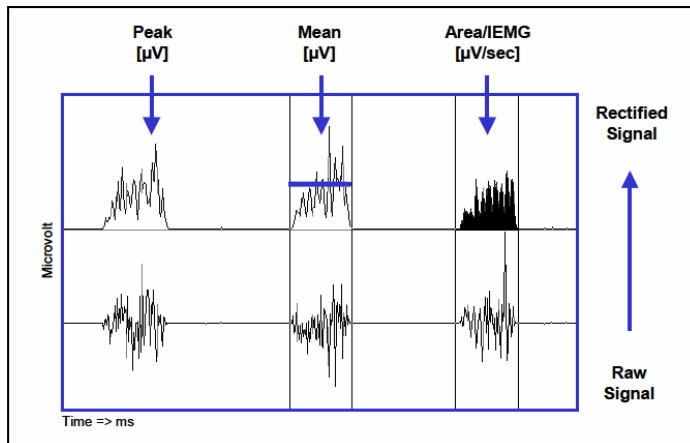
Obrázok 14. Normalizácia amplitúdy k strednej a peak hodnote (Konrad, 2005, s. 34)

2.2.9 Hodnotené parametre

Tri základné parametre, ktoré u EMG záznamu hodnotíme sú amplitúda, timing svalov a únava svalu. Uvedené parametre je možné hodnotiť zo spracovaného EMG záznamu a následne sú tieto parametre používané pre hodnotenie účinnosti terapie, či pre porovnávanie svalovej aktivity u rôznych jedincov (Krobot & Kolářová, 2011).

2.2.9.1 Amplitúda signálu

- a) *Maximálna (Peak) amplitúda signálu:* Táto hodnota má význam len pre štandardné krivky, pretože aj pre vyhladené a rektifikované EMG záznamy je stále príliš variabilná. Rozumnou modifikáciou je vypočítať priemer maximálnych hodnôt, napr. prvých desať najvyšších hodnôt počas analyzovanej periódy (Konrad, 2005).
- b) *Priemerná hodnota amplitúdy signálu:* Hodnotí sa priemerná hodnota vo vybranom intervale a je to pravdepodobne najdôležitejší výpočet EMG signálu, pretože je najmenej senzitívny k rozdielom v trvaní analyzovaných intervalov. Najlepšie popisuje mieru aktivity daného svalu pre zvolenú úlohu a je najvhodnejšia pre porovnávacie analýzy (Obrázok 15) (Konrad, 2005; Krobot & Kolářová, 2011)
- c) *Area:* Je to pravý matematický integrál pod krivkou amplitúdy signálu počas analyzovanej periódy, a tak je priamo závislý na dĺžke tejto periódy. Jednotkou je milivoltsekunda (mVs) (Konrad, 2005; Krobot & Kolářová, 2011).
- d) *Input % Value:* V prvom kroku sú spočítané priemerné hodnoty všetkých analyzovaných signálov a výsledok je definovaný ako 100 %. EMG vstupu. V druhom kroku je vypočítaný percentuálny podiel každého analyzovaného svalu na tomto vstupe. Je to forma distribučnej analýzy a môže byť použitá k porovnaniu inervačných pomerov pri jednotlivých cvikoch (Konrad, 2005).



Obrázok 15. Štandardné parametre amplitúdy (Konrad, 2005, s. 39)

2.2.9.2 Časová súslednosť náboru svalov – svalový timing

Jednou z najdôležitejších informácií, ktorú môžeme snímaním EMG aktivity získať je počiatok a koniec aktivity svalu. Na základe toho môžeme sledovať časovú súslednosť náboru a deaktivácie jednotlivých svalov pri konkrétnom pohybe.

Dôležité je určiť, kedy ešte považujeme sval za vypnutý a kedy je považovaný za aktívny. Touto hranicou je aktivačná hodnota, definovaná ako priemerná hodnota pokojovej svalovej aktivity plus dve jej smerodajné odchýlky. Podľa De Luca (1997) musí hodnota signálu prekročiť aktivačnú hodnotu minimálne po dobu 20 ms. Svalový timing sa určuje z rektifikovaného a vyhladeného signálu. Pri meraní je dôležité overiť, či nedochádza ku cross talku (Krobot & Kolářová, 2011).

2.2.9.3 Svalová únava

Aj keď je svalová únava veľmi subjektívny pojem a prejavuje sa ako v rovine fyzickej tak i psychickej, prostredníctvom snímania EMG aktivity svalov je možné ju objektivizovať. Nastupuje priebežne, nie je to žiadna konkrétna hranica (De Luca, 1997). Hodnotenie svalovej únavy vychádza z poklesu frekvenčného spektra – posunu k nižším frekvenciám. Zároveň dochádza k nárastu amplitúdy, čo je pravdepodobne spôsobené zvýšenou priestorovou alebo časovou sumáciou AP alebo synchronizáciou výbojov. Jedná sa o kompenzačný mechanizmus, aby nedošlo k poklesu sily – k tomu

dochádza až pri vyčerpaní všetkých náhradných mechanizmov. (Krobot & Kolářová, 2011). K hodnoteniu svalovej únavy sa využíva frekvenčná analýza. De Luca (1997) odporúča pre detekciu svalovej únavy hodnotiť strednú hodnotu frekvencie (Príloha 11).

2.2.10 Niektoré možnosti využitia SEMG v praxi

Povrchová elektromyografia je dnes využívaná v širokom spektre rôznorodých oblastí. Svoje uplatnenie nachádza v klinickej medicíne, fyzioterapii, športe, ergonómii, protetike, vo výskume, v psychológii či psychiatrii.

Dôležitou úlohou EMG je objektívne zhodnotenie neuromuskulárnej aktivity v rámci akejkoľvek aktivity. EMG nám môže zodpovedať 5 základných otázok:

- Je sval aktívny?
- Je sval viac alebo menej aktívny?
- Kedy je sval vypnutý/zapnutý?
- Ako veľmi je sval aktívny?
- Je sval unavený? (Konrad, 2005).

Možnosti využitia SEMG v klinickej praxi sa odvíjajú od pokrokov na poli výskumu. V súčasnosti sa za vedúcu osobnosť v tejto oblasti môže považovať Carlo De Luca, ktorý pravidelne publikuje a rozširuje hranice poznania.

De Luca sa venuje hlavne vývoju nových technológií a v posledných rokoch sa vo svojich prácach zaoberá prevažne možnosťami dekompozície SEMG signálu na sledy akčných potenciálov jednotlivých motorických jednotiek (Nawab & Chang & De Luca, 2010; Nawab & Wotiz & De Luca, 2008; De Luca et al., 2006). Vyvíja a zdokonaľuje metodiky snímania SEMG, v najnovších prácach sa zaoberá možnosťami redukcie crosstalku pri snímaní chôdze použitím vhodnej vzdialenosti medzi elektródami (De Luca et al., 2011) a skúma elektromechanickú stabilitu elektród v rôznych podmienkach prostredia v záujme vývoja zariadení menej citlivých k vonkajším podmienkam (Roy et al. 2007). Bližšie ku klinickému prostrediu sa priblížil v prácach venovaných svalovej únave, avšak posledné dve publikácie týkajúce sa tejto oblasti sú z roku 1997. V oboch sa venuje hodnoteniu bolesti v lumbálnej chrbtici (LBP – low back pain) na základe SEMG záznamov (Oddson et al., 1997; Roy & De Luca & Emley, 1997). V súčasnosti sa najviac venuje štúdiu motorických jednotiek prostredníctvom spomínanej dekompozície EMG signálu. V roku 2011 publikoval prácu kde skúmal vplyv

proprioceptívneho feedbacku na frekvenciu pálenia a nábor motoneurónov (De Luca & Kline, 2011). Práca ukázala, že svaly s väčším počtom svalových vretienok majú nižšiu frekvenciu pálenia a vyšší prah pre maximálny nábor motorických jednotiek.

Ku klinickej praxi má blízko Paul W. Hodges, ktorý sa vo svojich prácach venuje prevažne výskumu posturálnej stabilizácie v pojatí blízkom DNS konceptu. V roku 2010 publikoval spolu so spolupracovníkmi štúdiu (Tsao et al., 2010), ktorej sa zúčastnili pacienti trpiaci opakovanými bolesťami lumbálnej chrbtice (LBP). LBP je spojená so zmenenou koordináciou paraspinálnych svalov v lumbálnej oblasti. Zistili, že cieľeným motorickým tréningom je možné indukovať okamžité zmeny v svalovej koordinácii postihnutých svalov. Otázkou ostáva dlhodobější účinok. V niekoľkých svojich prácach zo súčasnosti sa venuje posturálnej funkcii svalov panvového dna. Skúma rozdiely v posturálnej odpovedi panvového dna a svalov brušnej steny u zdravých a inkontinetných žien (Smith & Coppieters & Hodges, 2007). U inkontinetných žien bola zaznamenaná vyššia aktivita svalov panvového dna v pokoji, a aj ako posturálna odpoveď v reakcii na nečakanú záťaž. Vyššia bola aj aktivita m. obliquus externus počas týchto pokusov. Podobnej téme sa venoval aj v štúdiu rok predtým (Smith & Coppieters & Hodges, 2006). Spolu so spolupracovníkmi sledovali u inkontinentných žien oneskorenie v nástupe posturálnej reakcie svalov panvového dna oproti zdravým ženám. Okrem iného sa Hodges venuje aj vývoju a testovaniu nových metód SEMG snímania. Spolu s kolegami sa podieľal na konštrukcii a následnom testovaní novej transuretrálnej povrchovej elektródy na snímanie EMG aktivity priečne pruhovaného uretrálneho sfinkteru u mužov (Stattford et al., 2010).

Ďalej nasleduje prierez jednotlivými oblasťami, pri výskume ktorých sa už SEMG bežne využíva, prípadne sa o jeho využití uvažuje a podnikajú sa prvé kroky.

2.2.10.1 Svalová koordinácia a timing

Vyšetrovanie svalovej koordinácie vyžaduje prinajmenšom dva sledované svaly. Typicky sa meria aktivita všetkých dôležitých svalov ovládajúcich jeden kĺb, prípadne všetky svaly v rámci jedného svalového reťazca (Konrad, 2005). Bežné sú aj

porovnania pravo/ľavo stranej aktivity v rámci jedného pacienta, čo sa môže využiť pri zrovnávaní zdravej a nemocnej strany.

Neptune & Wright & van den Bogert (1999) sledovali pomocou SEMG koordináciu 12 svalov dolnej končatiny. Ich cieľom bolo popísať normálnu svalovú funkciu a koordináciu počas prudkých pohybov, vedúcich často k luxácii talokruurálneho skĺbenia a ďalej identifikovať potenciálne deficity vo svalovej koordinácii, ktoré zvyšujú túto pravdepodobnosť. Potvrdili zistenia predošlých štúdií, že významnú úlohu v prevencii luxácie majú svaly križujúce talokruurálne skĺbenie, predovšetkým m. tibialis anterior a m. peroneus longus.

Štúdiu zameranú na svalovú únavu a jej vplyv na svalovú koordináciu publikovali v roku 2003 Voge & Dingwell. SEMG záznam bol digitálne synchronizovaný s kinematickými dátami snímanými počas jednoručného cvičenia s činkou. Cvik sa vykonával do pocitu vyčerpania. Nástup zmien v kinematických záznamoch približne koreloval s nástupom zmeny v koordinácii svalov, ku ktorej došlo približne o 10 – 20 zdvihnutí činky neskôr, než boli na EMG zaznamenané prvé známky svalovej únavy. Toto zistenie má dôležité dopady pre výskum vývoja nemoci z preťaženia.

Na rozdiel od predchádzajúcej štúdie (a mnohých iných) publikovali Santos et al. v roku 2010 štúdiu, v ktorej testovali vplyv svalovej únavy na koordináciu 12 svalov ruky a ako sami priznali, prekvapivo nepreukázali s nástupom svalovej únavy významné zmeny vo svalovej koordinácii.

Rozdiely v koordinácii a svalovom timingu počas chôdze u detí s detskou mozgovou obrnou (DMO) a detí s typickým vývojom sledovali Prosser et al. (2010). Pozorovali, že deti s DMO vykazovali väčšiu celkovú aktiváciu a koaktiváciu všetkých sledovaných svalov okrem m. obliquus externus a zároveň našli rozdiely v timingu všetkých porovnávaných svalov. Pri chôdzi sa demonštrovala u detí s DMO premrštená a nerecipročná aktivácia svalov okolo bedrového kĺbu a svalov trupu v porovnaní so zdravými deťmi. Autori navrhujú previesť výskum, ktorý by definoval účinnosť jednotlivých typov terapie pri redukcii nadmerných pohybov a zlepšení svalovej koordinácie.

2.2.10.2 Analýza pohybu

V športe ale aj vo fyzioterapii má veľký význam analýza pohybu. Obvykle zahŕňa aj kinematickú a kinetickú štúdiu. Kinematická štúdia zodpovedá za určenie pozície, rýchlosti a zrýchlenia, kinetická štúdia určuje interné a externé sily súvisiace s analyzovaným pohybom. K prevedeniu sú potrebné tenzometrické plošiny a prídavné zariadenia snímajúce silu, rýchlosť a ďalšie parametre pohybu. Elektromyografický záznam je snímaný synchronizovane s kinematickými meraniami. Posudzuje sa časové trvanie, začiatok a koniec aktivácie svalu vo vzťahu k pozícii kĺbov, ďalej stupeň svalovej aktivity, ktorá reflektuje stupeň svalového úsilia (nie však sily) (Massó et al., 2010).

2.2.10.3 Analýza chôdze

Analýza chôdze predstavuje špecifický typ analýzy pohybu, vzhľadom k tomu, že sa jedná o cyklický a komplexný pohyb. V súčasnosti sú k dispozícii programy, ktoré sú schopné porovnávať získané dáta s tým, čo je považované za normu, tak isto ako porovnať zapojenie oboch končatín jedinca. SEMG sa sústreďuje na timing svalového zapojenia a intermuskulárnu koordináciu, čo sú dôležité parametre pri hodnotení patológií s poruchou svalového či neurologického pôvodu postihujúcich chôdzu (Massó et al., 2010).

Analýza chôdze má význam aj pri post operačnom hodnotení po implantácii kĺbových náhrad (Massó et al., 2010). Zaatar et al. (2010) sledovali rozdiely v zapojovaní svalov na zdravej a amputovanej končatine s podkolennou protézou a porovnali EMG nálezy pri použití dvoch rôznych typov podkolenných protéz (s klasickým alebo dynamickým chodidlom). Zistili, že timing jednotlivých sledovaných svalov sa líšil v rámci oboch končatín, tak pri použití rôznych typov protéz. Vyššia svalová aktivita bola pozorovaná pri dynamickom type chodidla. K rozdielom v timingu svalov dochádzalo aj pri modifikácii chôdze na rýchlejšiu, čo autori vysvetľujú ako kompenzačný mechanizmus vyšších nárokov na udržanie stability. Tieto poznatky sú

dôležité v oblasti protetiky pre posúdenie náročnosti a vhodnosti jednotlivých typov náhrad.

2.2.10.4 Využitie v športe

V športovom tréningu je dôležitou otázkou vhodnosť a efektivita jednotlivých cvikov pri príprave. Pařík O., Hojka V., Kračmar B. (2011) publikovali štúdiu, v ktorej na základe podobnosti v aktivácii jednotlivých svalov a ich koordinácie sledovali vhodnosť jednotlivých tréningových aktivít pri nácviku na šprint.

Štúdiu sledujúcu rozdiely v aktivite vybraných svalov behom nording walkingu a bežnej chôdze previedli Kračmar & Vystrčilová & Psotová (2006).

2.2.10.5 Svalová únava

Pre športovú medicínu, pracovné lekárstvo a ergonómiu je dôležité hodnotenie svalovej únavy. Vďaka EMG záznamu môžeme určiť prítomnosť alebo absenciu únavy, analyzovať jej vývoj v čase a porovnať jej priebeh v rôznych situáciách (Massó et al., 2010).

Štúdium svalovej únavy má dve dôležité využitia. Môže byť použité k identifikácii oslabených svalov (Konrad, 2005). Predpokladaná súvislosť medzi bolesťami lumbálnej chrbtice a svalovou únavou priniesla racionálny základ pre skúmanie bolesti pomocou S-EMG, aj keď dnes už táto spojitosť nie je úplne jednoznačná (Pullman, 2000).

Svalová únava môže byť zároveň dôkazom efektivity silového tréningu. Únava je považovaná za veľmi dôležitý kontrolný parameter pri svalovom tréningu. Tréning vyvolávajúci krátkodobú svalovú únavu je prípravnou podmienkou pre svalový rast (Konrad, 2005).

2.2.10.6 Kontrola účinnosti terapeutických postupov

EMG je vo fyzioterapii jeden z mála postupov, ktorý umožňuje objektívne zhodnotenie. Zároveň výsledky EMG vyšetrení môžu byť dobrou motiváciou pre terapeuta, ktorý si takto overí vhodnosť zvolenej terapie, tak pre samotného pacienta.

Valouchová & Pochylová & Špaňhelová (2011) prezentovali prácu, v ktorej porovnávali aktivitu svalov behom pohybových aktivít pred a po stimulácii Vojtovou reflexnou lokomóciou (VRL). Jednalo sa o pilotnú štúdiu, v ktorej bolo sledovaných 15 zdravých jedincov. Pomocou S-EMG bola snímaná aktivita zo svalov ramenných pletencov pred a tesne po terapii pri vybraných pohyboch. Hodnotená bola amplitúda a timing svalovej aktivity u m. trapezius (horná a stredná časť), m. pectoralis major pars sternalis, m. deltoideus pars acromialis, m. serratus anterior, m. latissimus dorsi a m. obliquus abdominis externus. Výsledkom bola zmena svalovej aktivity v takmer 99 %.

Podobnú štúdiu, sledujúcu účinnosť Metódy Brunkow previedli Bínová & Špringrová & Palaščáková (2008).

Cowan & Bennell & Hodges (2002) uskutočnili štúdiu, pri ktorej testovali efekt aplikácie tejp na patelu na nástup EMG aktivity vastus medialis vo vzťahu k vastus lateralis u účastníkov s a bez patelofemorálneho bolestivého syndrómu (PFPS – patellofemoral pain syndrom). Niektorým nebol aplikovaný žiaden tejp, u ostatných bol použitý terapeutický alebo placebo tejp. Cieľom bolo zistiť nástup aktivity vastus medialis a vastus lateralis počas koncentrickej a excentrickej fázy kráčania po schodoch. Výsledkom bolo, že u účastníkov s PFPS terapeutický tejp dočasne upravil aktivitu vastus medialis a vastus lateralis, zatiaľ čo placebo tejp nemal u nich žiaden efekt. Na rozdiel od toho, u asymptomatických účastníkov nenastala žiadna zmena ani po aplikácii terapeutického, a ani placebo tejp. Na základe týchto dát je vhodné aplikovať patelárny tejp u ľudí s PFPS ako doplnok rehabilitácie.

2.2.10.7 Biofeedback

Biofeedback je možné využiť v rôznych oblastiach rehabilitácie. Uvádza sa jeho použitie u pacientov po CMP (cievna mozgová príhoda), v kombinácii s Kegellovými

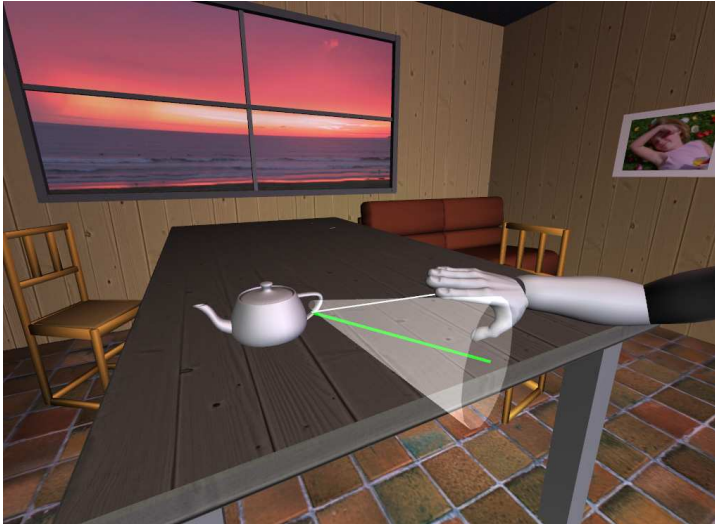
cvikmi a ďalšími konceptmi zameranými na ovplyvnenie svalov panvového dna sa biofeedback s rôznou úspešnosťou využíva pri terapii inkontinencií, sexuálnych dysfunkcií či urogenitálnych bolestí (Criswell & Cram, 2011). Criswell & Cram (2011) uvádza taktiež využitie v terapii psychosomatických porúch.

V neposlednej rade nachádza využitie aj pri športovom tréningu alebo v ergonómii, kde sa využíva k analýze pracovných rizík a zisťuje sa optimálnosť pracovného miesta.

2.2.10.7.1 Biofeedback v neurorehabilitácii

Mechanizmus, ktorým SEMG biofeedback pomáha pacientom po CMP nie je jasný. Basmajian (1982, in Huang, Wolf & He, 2006) navrhuje dve možnosti: buď sa vytvárajú nové dráhy alebo arteficiálny feedback pomôže zapojiť do neurálnych okruhov už existujúce cerebrálne a spinálne dráhy. Wolf (1983) preferuje druhú možnosť a predpokladá, že vizuálny a zvukový feedback aktivuje nepoužívané alebo málo využívané synapsie vo výkonných motorických programoch. Trvalý tréning tak môže upevniť nové senzorické stopy a pomôcť pacientom neskôr vykonávať úlohy aj bez feedbacku.

Terapeut počas biofeedbacku aplikuje snímacie elektródy na jeden alebo aj viac svalov a vyzve pacienta, aby daný sval aktivoval (v prípade parézy) alebo relaxoval (v prípade spasticity alebo neželaných synergií). Arteficiálny propioceptívny biofeedback je zabezpečený buď zvukovým alebo vizuálnym výstupom, tak aby si pacient uvedomil vyvolané zmeny v aktivite motorickej jednotky, a tak postupne obnovil funkčné pohybové vzorce. Prístroje používané v rôznych klinických pokusoch sa rôznia od jednoduchých kvantifikácií EMG signálu až po prevedenie komplexných úloh ako je pitie z pohára (Glanz & Klawansky & Chalmers, 1997). Toto je zároveň nové smerovanie biofeedbacku – od statického k dynamickému - na úlohy orientovanému biofeedbacku. Jednou z vízií do budúcnosti je multimedialný EMG biofeedback (Obrázok 16), kde sa pacient ocitne vo virtuálnom 3D svete, a tam plní úlohy rozvíjajúce jeho motorické schopnosti, predovšetkým sa jedná o aktivity bežného života (ADL – Activity of Daily Living) (Huang, Wolf & He 2006).



Obrázok 16. Virtuálne rameno predstavuje pohyby pacientovho ramena v reálnom čase. Pacient môže objavovať virtuálne prostredie a vykonávať úlohy. Zelená línia ukazuje ideálnu trajektóriu pohybu, sivý kužeľ ohraničuje oblasť, ktorú nesmie pacient presiahnuť ak chce úlohu splniť (Huang, Wolf & He 2006)

2.2.10.7.2 Biofeedback v terapii svalov panvového dna

Ďalšou možnosťou je využitie EMG biofeedbacku pri terapii funkčných porúch svalov panvového dna. Z funkčného hľadiska tieto svaly zabezpečujú podporu orgánom brušnej dutiny a panvy, udržujú kontinenciu moču i stolice, umožňujú pohlavný styk, facilitujú pôrod a poskytujú posturálnu oporu. SEMG štúdie potvrdili súvislosť s urogenitálnymi bolesťami, ako je napríklad bolesť vulvy a ďalšie výskumy pomohli definovať spoločné znaky týchto porúch. U pacientov (prevažne žien) sa pri SEMG vyšetrení zistila vysoká aktivita základnej línie EMG signálu, zvýšená iritabilita prezentovaná nedostatočnou relaxáciou svalov po kontrakcii a zvýšená svalová únava (prechod k nižším frekvenciám). Pri terapii sa zameriavame na normalizáciu funkcie svalov panvového dna, zníženie a stabilizáciu aktivity hypertonických svalov, zníženie základnej línie EMG záznamu a zvýšenie vnímavosti svalov, koordinácie a sily. Pacient by mal byť schopný uvedomovať si kontrakciu a relaxáciu svalov panvového dna. Pacientky cvičia s použitím vaginálnej sondy, ako uvádza Criswell & Cram (2011) ideálne dvakrát do dňa.

2.2.10.7.3 Biofeedback a psychosomatika

SEMG biofeedback sa využíva aj ako forma terapie na pomedzí tela a psychiky, v psychosomatike. Zmena psychického stavu pacienta so sebou prináša aj zmenu v úrovni svalovej aktivity. Za pomoci biofeedbacku bolo demonštrované, že fyziologické funkcie, o ktorých sa predpokladalo, že nie sú kontrolovateľné vôľou jedinca, sú v skutočnosti trénovateľné. Využitie týchto metód je v oblasti terapie migrén, nespavosti, hypertenzie, astmy, vredov a iných gastrointestinálnych problémov, inkontinencii či depresii a rôznych závislostí. Pre psychosomatického pacienta je dôležité vidieť na monitore zobrazujúcom EMG aktivitu svalov, konkrétny prejav napr. jeho stresu. Druhou dôležitou fázou v terapii je, že sa túto aktivitu svalov naučí ovládať (na rozdiel od samotného stresu, ktorý on nie je schopný prekonať). Pacient vyzbrojený informáciami z EMG záznamu je schopný objavovať a vykonávať precíznejšie pohyby a recipročne svalovým tonusom ovplyvniť psychické funkcie (Criswell & Cram, 2011).

2.2.10.8 S-EMG vo vodnom prostredí

Jednou z foriem rehabilitačného cvičenia je často odporúčaná liečebná telesná výchova v bazéne. Využíva sa znížené pôsobenie gravitácie, ktorá tak nezaťažuje nosné kĺby a svaly, hlavne počas iniciálnej fázy rehabilitačného programu .

Pavlů & Pánek (2008) previedli štúdiu, v ktorej porovnávali EMG aktivitu a timing vybraných svalov pletenca paže pri abdukcii v ramennom kĺbe prevádzanej jednak proti odporu therabandu, a jednak proti odporu vodného prostredia. Výsledky poukázali na rozdielny sled aktivácie svalov pri pohybe vo vodnom prostredí a mimo neho a tiež poukázali na nález nižšej svalovej aktivity pri pohybe mimo vodné prostredie. Podľa výsledkov sa pri pohybe proti odporu therabandu mimo vodné prostredie zapájajú oproti cvičeniu vo vode viac rýchle svalové vlákna. Cvičenie vo vode bude mať pravdepodobne naproti tomu väčšiu prevahu aktivity pomalých vlákien.

3 PRAKTICKÁ ČASŤ

Cieľom praktickej časti bolo ukázať možnosti využitia SEMG v klinickej rehabilitačnej praxi a zároveň názorne ukázať ako prebieha práca s elektromyografom a celý proces snímania SEMG signálu a jeho ďalšie spracovanie.

Pre tento účel sme si vybrali dve rôzne situácie – využitie vizuálneho SEMG biofeedbacku a využitie SEMG k hodnoteniu terapie. Merania prebiehali vo funkčnom laboratóriu Kliniky rehabilitácie a tělovýchovného lékařství vo Fakultnej Nemocnici Motol. K snímaniu SEMG bol použitý viacanálový EMG prístroj Noraxon MyoSystem 1400A, vyhodnotenie EMG signálu prebiehalo s použitím programu MyoResearch XP Master Edition.

3.1 Využitie vizuálneho biofeedbacku k ovplyvneniu svalovej aktivity jednotlivých častí m. trapezius

V klinickej praxi často nachádzame v hornej časti m. trapezius bolestivý hypertonus či spúšťové body. Jedná sa o tonický – vývojovo starší sval s antigravitačnou funkciou, s tendenciou ku kontraktúram. Na rozdiel od spodnej časti m. trapezius, ktorá sa radí medzi fázické, vývojovo mladšie svaly inklinujúce k oslabeniu (Kolář, 2001). To koreluje s tým, čo uvádza Lewitt (2003) - typická svalová dysbalancia spočíva v oslabení dolnej časti m. trapezius a m. serratus anterior a súčasne v hyperaktivite so zvýšenou tenziou v hornej časti m. trapezius a m. levator scapule. Výsledkom je potom preťažovanie krčnej chrbtice a vznik rady cervikokraniálnych a cervikobrachiálnych obtiaží.

Jednou z možností, ako pacienta naučiť vnímať a korigovať tonus týchto svalov v pokoji či počas pohybu je metóda SEMG biofeedbacku. Domnievame sa, že môže byť obzvlášť prínosná hlavne pre „motoricky menej šikovné“ osoby, prípadne pre detských pacientov, ktorí to môžu vnímať ako formu hry.

3.1.1 Teoretický súhrn

Snímanie EMG signálu prebiehalo počas abdukcie paže a sledovali sme tri časti m. trapezius a m. serratus anterior.

M.trapezius, ako píše Véle (1997), je skôr morfológickou než funkčnou jednotkou a obsahuje v sebe niekoľko funkčných podjednotiek, ktorých funkcia sa líši v závislosti na mieste úponu. Horná časť elevuje ramenný pletenec s lopatkou a rotuje hlavu k opačnej strane, stredná časť addukuje lopatky a dolná časť umožňuje depresiú lopatky a pletenca. Dá sa však predpokladať, že funkčných celkov je v m. trapezius omnoho viac než len zmienené tri.

Ďalším sledovaným svalom bol m. serratus anterior, ktorý sa účastní na abdukcii ramenného pletenca a umožňuje vzpaženie tým, že fixuje a stáča lopatku dolným uhlom laterálne. Horná časť zdvíha lopatku (angulus superior), stredná časť je antagonistom strednej časti m. trapezius a dolná časť umožňuje vzpažiť nad 90° (Véle, 1997).

Svaly okolo lopatky vytvárajú funkčné dvojice a ich vzájomný rozdiel v aktivácii umožňuje pohyb lopatky. Jednou z takýchto dvojíc je práve m.serratus anterior (horná a stredná časť) a m. trapezius pars transversa, ktoré spolu zodpovedajú za priebeh abdukcie a addukcie v ramennom kĺbe (Véle, 1997).

Ideálny priebeh abdukcie paže popisuje Véle (1997) a Kapandji (1982) nasledovne: Abdukcia prebieha v štyroch fázach. V prvej fáze do 45° sa zapája hlavne m. supraspinatus. Vo fáze od 45° - 90° prevláda aktivita m. deltoideus a táto fáza končí nárazom na tuberculum majus humeri. V tretej fáze pri upažení nad horizontálu až do 150° sa účastní predovšetkým m. trapezius a m. serratus anterior a lopatka rotuje laterálne. Za patologické považujeme, ak aktivita hornej časti m. trapezius prevažuje už pred touto fázou. Vo štvrtej fáze (do 180°) sa už musia zapájať trupové svaly so svojimi dlhými slučkami, čo vedie k lordotizácii v driekovej chrbtici.

Z celkových 180° abdukcie sa deje zhruba 120° v glenohumerálnom sklbení a zvyšných 60° prebieha medzi lopatkou a hrudníkom, humerus a scapula sa teda pohybujú pri abdukcii v pomere 2:1 (skapulohumerálny rytmus). Pri poruchách funkcie ramenného pletenca spravidla dochádza k rýchlejšej rotácii lopatky (Kolář et al., 2009; Kapandji, 1982).

3.1.2 Metodika

3.1.2.1 Charakteristika súboru

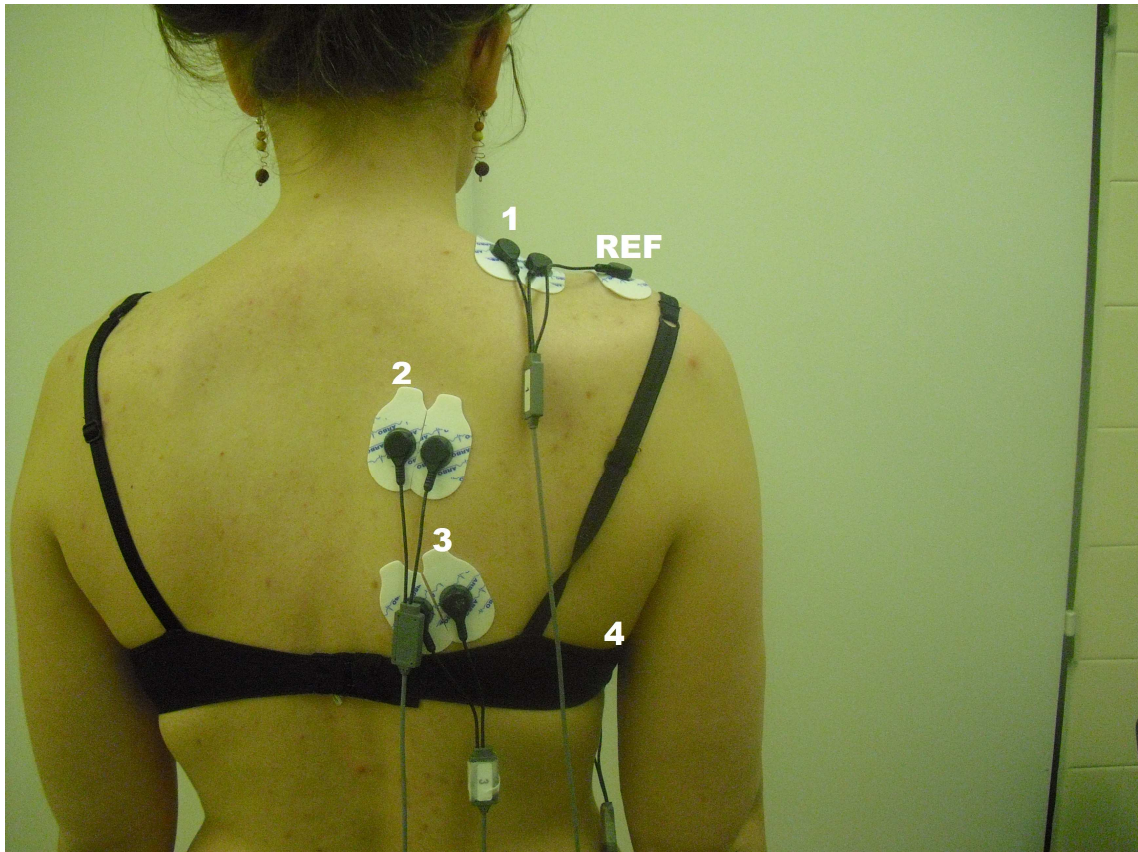
Merania sa zúčastnili dve osoby ženského pohlavia vo veku 23 a 25 rokov. Žiadna z nich netrpela akútnou ani chronickou bolesťou muskuloskeletálneho systému.

3.1.2.2 Príprava probanda na meranie

Meranie prebehlo v spodnom prádle. Probandovi sme vysvetlili priebeh a podstatu merania. Následne bol slovne inštruovaný ako zvládnuť jednotlivé úlohy.

3.1.2.3 Príprava techniky snímania

Bipolárne jednorázové povrchové EMG elektródy boli priložené na tri časti dominantného (v oboch prípadoch pravostranného) m. trapezius (pars descendens, transversa a ascendens) a na strednú časť m. serratus anterior. Referenčná elektróda bola umiestnená na acromion (Obrázok 17). Pokožka pod elektródami bola predtým očistená abrazívnou pastou a následne dôkladne osušená. Samolepiace elektródy boli umiestnené na presne definované miesta podľa atlasu, ktorý uvádza Criswell & Cram (2011). Vzájomná vzdialenosť detekčných plôch bola 2 cm a elektródy boli umiestnené na svalové brušká jednotlivých svalov, paralelne s priebehom svalových vlákien.



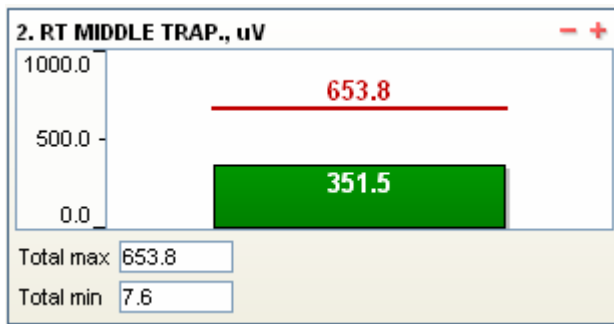
Obrázok 17. Umiestnenie SEMG elektród na m.trapezius pars descendens (1), transversa (2), ascendens (3), m.serratus anterior (4) a referenčná elektróda (REF) na acromione (fotodokumentácia)

3.1.2.4 Priebeh merania

Počas celého experimentu subjekty stály a pohyb bol zachytený kamerou pre možnosť spätnej kontroly. Tempo pohybu udával metronóm. Najprv previedli tri krát voľne abdukciu a následne addukciu paží. Potom boli vyzvané, aby sledovali na monitore aktivitu (Obrázok 18) konkrétnej časti m. trapezius, kde červená čiara ukazovala úroveň aktivity dosiahnutej počas voľne prevedenej abdukcie a addukcie a zelený pohyblivý obdĺžnik reflektoval aktuálnu aktivitu daného svalu. Nasledovali tri úlohy, každá bola prevedená tri krát po sebe a z toho sme vypočítali priemernú hodnotu amplitúdy (Mean (μV)):

- 1) proband mal vykonať abdukciu a následne addukciu a snažiť sa neprekročiť predtým dosiahnutú veľkosť aktivity m. trapezius pars descendens.

- 2) proband mal vykonať abdukciu a následne addukciu a snažiť sa dosiahnuť alebo prekročiť predtým dosiahnutú veľkosť aktivity m. trapezius pars transversus.
- 3) proband mal vykonať abdukciu a následne addukciu a snažiť sa dosiahnuť alebo prekročiť predtým dosiahnutú veľkosť aktivity m. trapezius pars ascendens.



Obrázok 18. Ukážka biofeedbacku.

3.1.2.5 Spracovanie a vyhodnotenie EMG signálu

Zo záznamu sme najskôr odstránili EKG artefakt, ktorý bol zreteľný predovšetkým na m. serratus anterior a pars ascendens m. trapezii. Nasledovala full wave rektifikácia signálu a vyhladenie signálu použitím algoritmu RMS s posuvným oknom 100 ms.

3.1.3 Výsledky a zhodnotenie

Výsledky ukázali, že každý z probandov využíva iný stereotyp abdukcie/addukcie, no zároveň, že obaja boli prostredníctvom vizuálneho biofeedbacku schopní upraviť svalovú aktivitu požadovaným smerom. Pri požiadavke znížiť svalovú aktivitu hornej časti m. trapezius došlo u oboch probandov k poklesu aktivity – u probanda 1 takmer o 50 % (Tabuľka 1), u probanda 2 o 20 % (Tabuľka 2). Tento výrazný rozdiel bude pravdepodobne spôsobený značne rozdielnou aktivitou oboch svalov už pri voľnej abdukcii/addukcii (Graf 1 a Graf 2). Pri požiadavke zvýšiť aktivitu strednej a dolnej časti m. trapezius došlo u oboch probandov k zvýšeniu o 95 % - 215 % (Príloha č. 14-19).

Proband 1	m. trapezius pars descendens Average activation Mean (μ V)	rozdiel v %
voľná abdukcia	96,7	
korekcia m. trapezius pars descendens	49,2	-49,1
korekcia m. trapezius pars transversus	157	62,4
korekcia m. trapezius pars ascendens	120	24,1

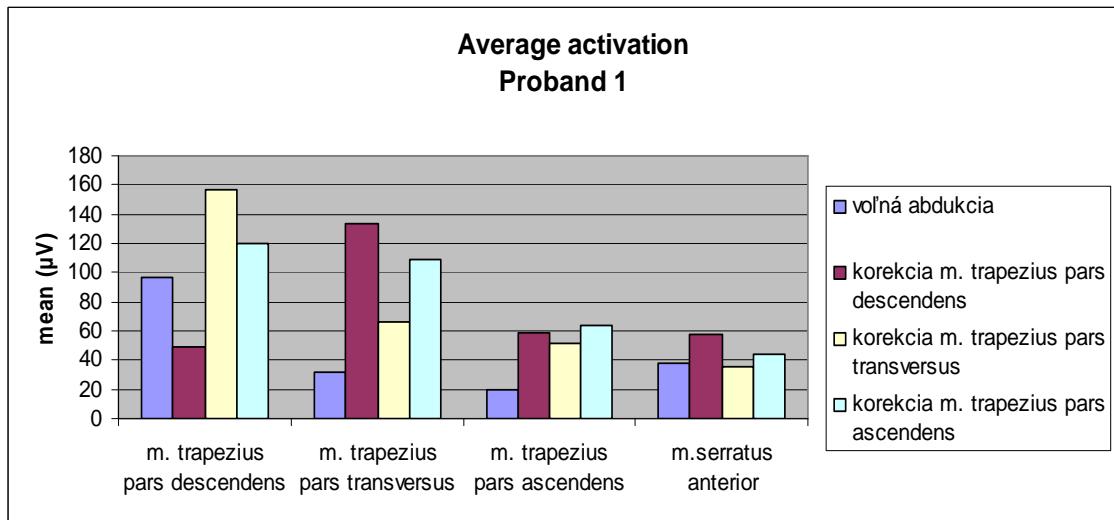
Tabuľka 1. Rozdiel v % vo svalovej aktivite bez a s kontrolou prostredníctvom vizuálneho biofeedbacku.

Proband 2	m. trapezius pars descendens Average activation Mean (μ V)	rozdiel v %
voľná abdukcia	70,5	
korekcia m. trapezius pars descendens	56	-20,6
korekcia m. trapezius pars transversus	45,7	-35,2
korekcia m. trapezius pars ascendens	57,2	-18,9

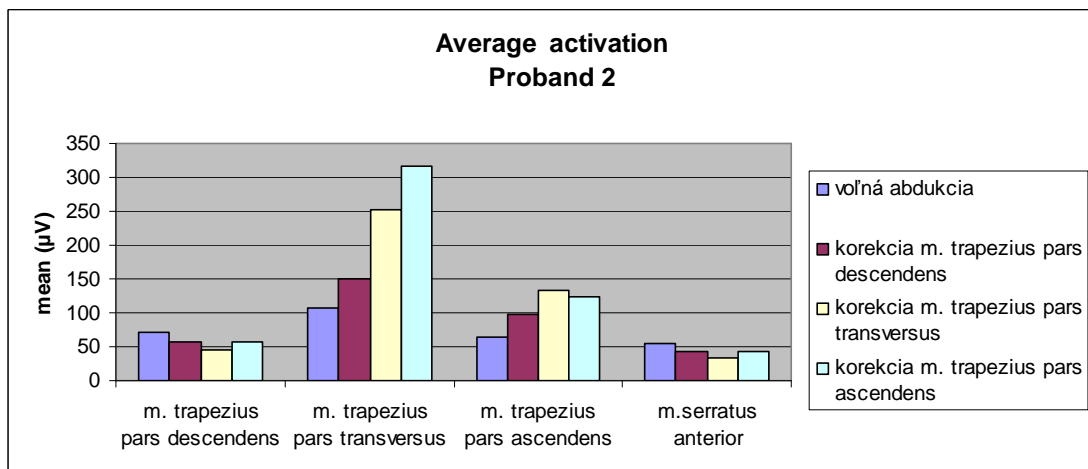
Tabuľka 2. Rozdiel v % vo svalovej aktivite bez a s kontrolou prostredníctvom vizuálneho biofeedbacku.

Grafy č. 1 a 2 ukazujú zmeny v svalovej aktivite jednotlivých svalov počas 4 rôznych úloh. Zatiaľ čo proband 1 bežne pri abdukcii využíva prevažne descendentnú časť m. trapezius a opomína ascendentnú, aktivita jednotlivých svalov u probanda 2 je viac vyrovnaná a dokonca prevažuje aktivita stredného m. trapezius. Prevalu strednej časti m. trapezius u probanda 2 pozorujeme aj v nasledujúcich troch situáciách a najvýraznejšie pri snahe o ovplyvnenie aktivity dolnej časti m. trapezius. Vysvetľujeme si to tým, že dolná časť je často viac ochabnutá, a tak proband 2 využil aj na zvládnutie tretej úlohy svoju „najaktívnejšiu“ strednú časť m. trapezius. Proband 2 je schopný veľmi dobre kontrolovať aktivitu hornej časti m. trapezius, kde pozorujeme pokles v aktivite vo všetkých troch situáciách oproti voľnej abdukcii. U probanda 1

naopak dochádza pri požiadavke na zvýšenie aktivity strednej i dolnej časti m. trapezius aj k zvýšeniu aktivity horného m. trapezius.



Graf 1. Zobrazenie svalovej aktivity sledovaných svalov počas štyroch úloh



Graf 2. Zobrazenie svalovej aktivity sledovaných svalov počas štyroch úloh

Na ozrejmienie poradia v akom sa jednotlivé svaly zapájali do činnosti sme využili funkciu Timing Report, ktorá ukázala vo všetkých štyroch prípadoch rozdielny nástup svalovej aktivity u probandov (Tabuľka 3 a 4). Voľná abdukcia prebiehala u oboch probandov z hľadiska timingu svalov veľmi podobne, rozdiel bol len v prehodení 3. a 4. miesta medzi strednou a spodnou časťou m. trapezius. Väčšie rozdiely nastali pri troch ďalších úlohách. Proband 2 jednoznačne preferuje pri zapínaní svalov strednú a spodnú

časť m. trapezius na rozdiel od probanda 1, ktorý v prvom rade zapájal prevažne horný m. trapezius a m. serratus anterior. Timing u probanda 2 zreteľne koreluje s mierou aktivity jednotlivých svalov – svaly s nižšou aktivitou či s tendenciou k zníženiu počas modifikovaných pohybov sa do pohybu zapájajú ako posledné (m. serratus anterior, m. trapezius pars descendens). Pri spätnej kontrole videozáznamu môžeme behom modifikovaných pohybov (najvýraznejšie pri korekcii strednej časti m. trapezius) sledovať výraznú addukciu lopatiek (vzájomne sa dotkli), čo môže svedčiť pre nedostatočnú stabilizačnú funkciu m. serratus anterior.

	m. trapezius pars descendens	m. trapezius pars transversus	m. trapezius pars ascendens	m.serratus anterior
Proband 1				
voľná abdukcia	1	3	4	2
korekcia m. trapezius pars descendens	1	3	4	2
korekcia m. trapezius pars transversus	3	1	4	2
korekcia m. trapezius pars ascendens	2	4	3	1

Tabuľka 3. Timing svalov

	m. trapezius pars descendens	m. trapezius pars transversus	m. trapezius pars ascendens	m.serratus anterior
Proband 2				
voľná abdukcia	1	4	3	2
korekcia m. trapezius pars descendens	3	1	2	4
korekcia m. trapezius pars transversus	3	2	1	4
korekcia m. trapezius pars ascendens	3	1	2	4

Tabuľka 4. Timing svalov

Vzhľadom k nízkemu počtu probandov nie je možné definovať čo by mala byť norma pri vykonávaní jednotlivých pohybov. Dokázali sme však, že pod vizuálnou kontrolou je možné lepšie regulovať aktivitu jednotlivých svalov.

3.2 Hodnotenie terapie

Cieľom tejto práce bolo ukázať možnosť využitia S-EMG pri kontrole účinnosti terapie. Sledovali sme aktivitu svalov v decentrovanej a centrovanej pozícii. Zvolená bola pozícia z konceptu Dynamickej neuromuskulárnej stabilizácie (DNS) – tzv. závesný stoj (Obrázok 19). Pri závesnom stoji je opora o kontralaterálne končatiny (v prípade nášho pokusu pravostranná horná končatina (HK) a ľavostranná dolná končatina (DK)) a terapeut kladie probandovi odpor proti plánovanej hybnosti, čo je supinácia predlaktia a flexia v ramennom kĺbe.

Predpokladali sme zmenu aktivity jednotlivých sledovaných svalov pri porovnaní aktivity v decentrovanej a centrovanej pozícii. V centrovanej pozícii sme očakávali nárast svalovej aktivity fázických svalov, ktoré sú bežne hypotonické v našej populácii, ako napr. m. gluteus medius, či caput mediale m. quadriceps femoris. Ďalej sme očakávali pokles svalovej aktivity niektorých tonických svalov (napr. hamstringov), u ktorých často nachádzame hypertonus.

3.2.1 Teoretický súhrn

Centrovaná pozícia je dôležitým predpokladom pre to, aby nedošlo k preťažovaniu mäkkých tkanív a skeletu. Kĺb je centrový vtedy, keď sú kĺbové plochy v maximálnom kontakte a sily, ktoré na ne pôsobia, sú rovnomerne rozložené. Zároveň sú kĺbové puzdrá a kĺbové väzy v minimálnom napätí. Za statickej situácie ale aj pri pohybe sú jednotlivé pohybové segmenty spevnené koordinovanou aktivitou agonistov a antagonistov – ich koaktivačnou aktivitou. Aj keď sval môže dosahovať vo svojej anatomickej funkcii maximálne hodnoty, jeho zapojenie v konkrétnej posturálnej (stabilizačnej) funkcii nemusí byť dostatočné. Chybný nábor svalov pri stabilizácii si

jedinec automaticky a nevedomele zafixuje do všetkých vykonávaných pohybov a dôsledkom je stereotypné preťažovanie (Kolář, 2009).

Jedným z terapeutických prostriedkov je nácvik posturálnej stabilizácie v zmysle DNS konceptu, pri ktorej sa kladie dôraz na funkčne centrované držanie tela a pohyb v ňom. Takto sú spolu s primárnym pohybom posilňované aj fyziologické stabilizačné svalové súhry a cvik má pozitívnu odozvu v celej pohybovej sústave. Dôležité je zaistiť centrovanú oporu, pretože je to miesto, z ktorého vychádza vzpriamenie a cielený pohyb. Bez správne centrovanej opory (ruka, noha) nedosiahneme rovnováhu v agonisticko-antagonistickej svalovej súhre. Pre zvýraznenie aktivity stabilizačnej funkcie môžeme využiť odpor proti plánovanej hybnosti (Kolář, 2009).



Obrázok 19. Závesný stoj a aplikácia SEMG elektród.

3.2.2 Metodika

3.2.2.1 Charakteristika súboru

Probandom bola zdravá žena vo veku 24 rokov bez známej patológie na pohybovom aparáte.

3.2.2.2 Príprava probanda na meranie

Meranie prebehlo v spodnom prádle. Proband bol poučený o priebehu merania a bol slovne inštruovaný.

3.2.2.3 Príprava techniky snímania

Bipolárne elektródy boli umiestnené na vybrané svaly ľavej dolnej končatiny (Tabuľka 5) Bolo použité technické vybavenie zmienené v kapitole 3.1 a pri aplikácii elektród dodržané rovnaké zásady.

3.2.2.4 Priebeh merania

Snímanie EMG aktivity svalov prebehlo najskôr v pozícii závesného stoju s odporom proti supinácii predlaktia a flexii v ramennom kĺbe po dobu 10 sekúnd. Pri druhom snímaní bol proband terapeutom slovne i manuálne skorigovaný do centrovaného postavenia, a proti odporu sa znovu snažil previesť supináciu predlaktia a flexiu v ramennom kĺbe po dobu 10 sekúnd. Obe merania boli prevedené tri krát a z týchto hodnôt sme vypočítali priemernú hodnotu amplitúdy (μV) pre korigovaný a nekorigovaný závesný stoj. Získané hodnoty sú zanesené do Tabuľky 5 a Grafu 3.

3.2.2.5 Spracovanie a vyhodnotenie EMG signálu

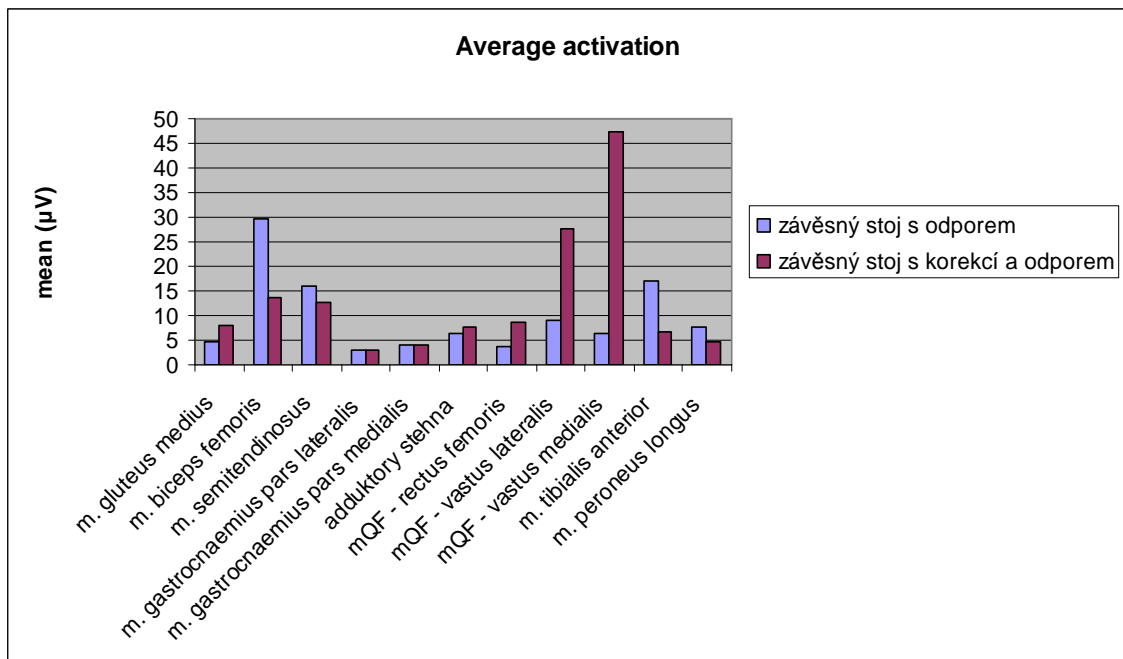
Získaný záznam sme zrektivikovali (full wave) a následne vyhladili použitím algoritmu RMS s posuvným oknom 100 ms.

3.2.3 Výsledky a zhodnotenie

Graf 3 ukazuje hodnoty svalovej aktivity 11 svalov/svalových skupín počas nekorigovaného (modrá farba) a korigovaného – centrovaneho (fialová farba) závesného stoja s odporom proti plánovanej hybnosti. Na prvý pohľad je zjavné, že pri korekcii stoja došlo k výraznému zvýšeniu aktivity dvoch svalov – vastus lateralis a vastus medialis m. quadricipiti femoris (m.QF). Jedná sa o svaly, ktoré majú zásadný význam pri stabilizácii kolenného kĺbu počas stoja i chôdze a ich funkcia pri poruchách či bolesti kolenného kĺbu alteruje ako prvá. Výraznejšie oslabený býva vastus medialis (Véle, 2007). Preto sme pri korigovanom závesnom stoji ako terapeutickom prostriedku očakávali nárast ich funkcie, čo sa aj potvrdilo. Aktivita m. vastus lateralis vzrástla o 204 %, aktivita m. vastus medialis dokonca až o 660 % (Tabuľka 5). Takýto veľký nárast je ale nereálny a pravdepodobne sa jedná o nástup únavy, ktorá je sprevádzaná vzostupom amplitúdy. Na overenie tohto predpokladu by bolo vhodné použiť frekvenčnú analýzu. Nárast aktivity je viditeľný aj u m. rectus femoris, ktorý sa dal očakávať, keďže sa jedná o posturálne náročnejšiu situáciu, v ktorej sa okrem mm. vasti lateralis et medialis zapája do stabilizácie kolena aj tento sval (Véle, 2007). Ďalšia zmena nastala u svalov m. biceps femoris, m. semitendinosus, m. tibialis anterior a m. peroneus longus. U všetkých spomínaných svalov došlo k poklesu aktivity. K najvýraznejšiemu u m. tibialis anterior – pokles o 60 %. M. biceps femoris a m. semitendinosus sú tonické svaly, ktoré sú často preťažované a skrátané. Navyše pri instabilite kolenného kĺbu plnia funkciu akejsi dynamickej zámky a uzamykajú koleno v hyperextenzii (Véle, 2007). Vidíme ako logické, že v centrovanej polohe ich aktivita poklesla, keďže funkciu stabilizátorov kolena prebrali fyziologicky mm. vasti medialis et lateralis. Zníženú aktivitu m. tibialis anterior a m. peroneus longus v centrovanom závesnom stoji považujeme za prirodzenú, keďže za fyziologických okolností prispievajú k stabilizácii kolenného kĺbu len okrajovo, a tak pri dobre fungujúcich mm. vasti medialis et lateralis nie je ich príspevok v tomto smere potrebný. Za zmienku stojí zvýšenie aktivity m. gluteus medius, ktorý býva v populácii často oslabený. Má významnú úlohu pri stabilizácii panvy vo frontálnej rovine, spolu so svojimi protihráčmi – adduktormi stehna, u ktorých sa nám takisto potvrdilo zvýšenie aktivity, potrebné na vyrovnanie aktivity m. gluteus medius (Véle, 2007). Sval, u ktorého sa aktivita takmer nezmenila je m. gastrocnemius, čo si vysvetľujeme tým, že pri statickej

záťaži sa viac uplatňuje tonický hlboký sval – m. soleus a aktivita laterálneho i mediálneho m. gastrocnemius sa viac prejaví v dynamických situáciách, kde je potrebná plantárna flexia.

Nácvik správnej koaktívácie svalov je dôležitou súčasťou terapie ale i prevencie bolestivých stavov či úrazov. Meraním sme dokázali, že centráciou kĺbov a nastavením správnej opory je možné zaktivovať ochabnuté/dysfunkčné svaly tak, aby plnili svoju fyziologickú funkciu – pohyb, a zároveň chránili kĺby pred preťažením a poškodením.



Graf 3. Porovnanie svalovej aktivity v decentrovanej a centrovanej pozícii.

	závesný stoj s odporom		rozdiel v %
	Average activation Mean (μV)		
	bez korekcie	s korekciou	
m. gluteus medius	4,67	8,04	72,2
m. biceps femoris	29,7	13,6	-54,2
m. semitendinosus	15,9	12,6	-20,8
m. gastrocnemius pars lateralis	2,87	2,96	3,1
m. gastrocnemius pars medialis	4,08	4,11	0,7
adduktory stehna	6,44	7,67	19,1
mQF - rectus femoris	3,62	8,68	139,8
mQF - vastus lateralis	9,14	27,8	204,2
mQF - vastus medialis	6,25	47,5	660,0
m. tibialis anterior	16,9	6,75	-60,1
m. peroneus longus	7,74	4,63	-40,2

Tabuľka 5. Percentuálny rozdiel v aktivite svalov pri decentrovanom a centrovanom závesnom stoji

4 DISKUSIA

4.1 Diskusia k teoretickej časti

Využitie elektromyografie v klinickej praxi výrazne vzrástlo so zavedením povrchového snímania EMG. Toto zlepšenie malo široký ohlas u výskumných, ale i klinických pracovníkov vzhľadom k jednoduchému použitiu, zníženiu rizika infekcie a možnosti sledovať súčasne väčšie množstvo svalov než dovoľovalo ihlové EMG (Zaheer & Roy & De Luca, 2012).

Väčšinu významných štúdií týkajúcich sa elektromyografie a kineziológie vrátane kontroly pohybu, svalovej únavy, vlastností svalu a nervu, biomechaniky kĺbov, analýzy pohybu, športu, meraní ľudskej výkonnosti a rehabilitácie združuje dnes Journal of Electromyography and Kinesiology.

Množstvo poznatkov o SEMG za posledné roky výrazne vzrástlo, no metodologické pokroky sú väčšinou uplatňované len lokálne, úzkou skupinou ľudí, čo rezultuje v používaní rôznych metodologických postupov rôznymi užívateľmi (Hermens, 2000). Tento trend brzdí ďalší rozvoj SEMG. Snahu štandardizovať postupy pri snímaní SEMG má európska spoločnosť SENIAM, ktorá vydala odporúčania pre výber povrchových elektród, spôsob ich aplikácie, lokalizáciu pri snímaní jednotlivých svalov a ďalšie pokyny pre zjednotenie používania SEMG (www.seniam.org). Rovnako podrobné pokyny uvádza aj Criswell & Cram (2011) vo svojej rozsiahlej publikácii Cram's Introduction to Surface Electromyography, ktorej súčasťou je atlas pre umiestnenie elektród. Ani jeden z týchto atlasov nie je v súčasnej dobe považovaný za výhradný štandard. Vyskytujú sa v nich rozdielne názory na korektné umiestnenie snímacích elektród u konkrétnych svalov a nezhodujú sa aj v ďalších špecifikáciách. To komplikuje situáciu pri porovnávaní výsledkov jednotlivých štúdií.

Ako jedna z nevýhod použitia SEMG sa uvádza nevhodnosť pri meraní hlbšie uložených svalov. Objavujú sa však už štúdie, ktoré potvrdzujú, že za určitých exaktné definovaných podmienok, je možné získať relevantné výsledky zrovnateľné s ihlovou EMG aj zo svalov ako sú m. psoas major, m. quadratus lumborum či vastus intermedius musculi quadricipiti femoris (McGill, S., Juker, D., Kropf, P., 1996; Watanabe, K., Akima, H., 2011).

Výskumných prác z oblasti povrchovej elektromyografie je už nespočetné množstvo. Poznatky z nich sa denne uplatňujú pri využívaní SEMG v klinických podmienkach. Publikované klinické štúdie majú rôzne náročné usporiadanie, väčšinou je závislé na dostupných finančných prostriedkoch.

V súčasnej dobe nie je SEMG akceptovaná a používaná v bežnej neurologickej praxi pri diagnostike neurologických onemocnení v ČR ani v zahraničí (Pullman, S.,L. et al., 2000). Ako vhodnejšie sa zatiaľ v tejto oblasti javí použitie ihlovej EMG. Domáce aj zahraničné práce však dokumentujú široké spektrum využitia povrchovej elektromyografie pri kineziologických analýzach pohybových porúch, hodnotení chôdze, zisťovaní svalovej koordinácie, hodnotení svalovej únavy, cez overovanie účinnosti terapie až po biofeedback spojený s virtuálnou realitou. Z hľadiska rozsiahlosti štúdií prevažovali medzi dostupnými domácimi štúdiami tie menšie, často len s jedným probandom. Publikované práce sa zameriavali väčšinou na oblasť športu, konkrétne na pohybové analýzy spojené so sledovaním svalovej koordinácie. Druhú možnosť predstavovali štúdie overujúce zmeny spôsobené terapiou. Dostupné zahraničné práce počítali obvykle s vyšším počtom probandov a ich zameranie bolo širšie.

Prekvapivo inovatívne bola v ČR spracovaná pomerne nová metóda snímania SEMG vo vodnom prostredí (Pánek et al., 2010). Na rozdiel od zahraničných štúdií (Reinoldi et al, 2004; Masumoto & Mercer, 2008; Veneziano et al, 2006), venujúcich sa tejto problematike, česká štúdia predstavila usporiadanie, pri ktorom pokusná osoba nebola fixovaná na malý priestor pri okraji bazéna, ale mohla sa voľne pohybovať a obmedzená bola len dosahom telemetrickeho snímača. Vyššie spomenuté zahraničné štúdie pracovali s káblovým prenosom signálu.

Veľké množstvo rôznorodých poznatkov z oblasti povrchovej elektromyografie začína byť neprehľadné. Chýba systematizácia už overených faktov a navrhovali by sme kvalitne spracovanú ucelenú databázu všetkých publikovaných prác týkajúcich sa SEMG. Absencia všeobecne uznaného štandardizovaného postupu znižuje validitu získaných dát. Prebieha množstvo malých štúdií, z ktorých pre nízky počet probandov nie je možné robiť všeobecne platné závery. Domnievame sa, že niekoľko veľkých, dobre namierených štúdií by mohlo dať odpovede na miestach, kde zatiaľ váhame čo je vlastne norma.

4.2 Diskusia k praktickej časti

4.2.1 Vizuálny biofeedback

Pacienti s bolestivým ramenom často vykazujú nadmernú aktivitu hornej porcie m. trapezius a zároveň potlačenú aktivitu m. serratus anterior (Lukasiewicz et al, 1999; Ludewig, P.M., Cook, T.M., 2000). Nerovnováha svalových síl medzi hornou časťou m. trapezius a m. serratus anterior vedie k abnormálnemu posunu lopatky smerom nahor, čo znižuje efektivitu vonkajšej rotácie dolného uhlu lopatky (Ludewig, P.M., 2004), a tým negatívne ovplyvňuje biomechaniku pohybu ramenného kĺbu.

V našom pokuse sme preukázali možnosť lepšej regulácie svalovej aktivity jednotlivých častí m. trapezius a m. serratus anterior prostredníctvom vizuálneho biofeedbacku, a to ako pri požiadavke znížiť, tak zvýšiť svalovú aktivitu jednotlivých svalov. Naše závery sú v zhode s výsledkami podobne koncipovaných štúdií, ktoré priniesli pozitívne výsledky aj z hľadiska dlhodobějších účinkov tejto formy terapie.

Väčšina predošlých štúdií skúmajúcich možnosti ovplyvnenia svalového napätia m. trapezius sa zameriavalo na pacientov trpiacich bolesťami ramena, či krku v súvislosti s ich zamestnaním. Niektoré predošlé štúdie SEMG biofeedbacku izolovane testovali len nácvik relaxácie hornej časti m. trapezius (Hermens, H.J., Hutten, M.M.R, 2002; Voerman, G.E. et al., 2004; Voerman, G.E. et al., 2007), iné skúšali tréning viacerých svalov súčasne – tzv. Muscle Learning Therapy. Tento prístup je založený na biofeedback protokole využívajúcom SEMG. Užívatelia počítačov s bolestivými symptómami sú trénovaní, aby získali a udržali správnu posturu. V štúdiu zahŕňajúcej niekoľkotýždňový tréning a následné vyplnenie dotazníka referovali účastníci, dlhodobo nereagujúci na fyzikálnu terapiu, že došlo k zníženiu bolestivosti a zmenilo sa ich vnímanie vlastného tela (Nord, S. et al., 2001).

Štúdiu skúmajúcu účinnosť feedbacku publikovali v roku 2011 J.H. Weon et al. – vizuálny SEMG feedback v reálnom čase využili k aktivácii vonkajších rotátorov lopatky u probandov so scapula alata. Účastníci mali za úlohu previesť izometrickú flexiu v ramennom kĺbe s použitím a bez použitia vizuálneho feedbacku. Aktivita hornej a dolnej časti m. trapezius a m. serratus anterior bola zaznamenávaná pomocou SEMG. Autori preukázali, že pri vizuálnej kontrole nastáva signifikantné zvýšenie aktivity

hornej časti m. trapezius a m. serratus anterior, a taktiež pozitívne ovplyvnenie pozície lopatky v priebehu pohybu.

Porovnanie účinnosti rôznych foriem terapie publikovali Ma, C. et al (2011). Uvádzajú, že ovplyvnenie svalového napätia m. trapezius s použitím SEMG biofeedbacku malo lepšie výsledky (redukcia bolesti a zlepšenie aktivácie svalov krku) ako aktívne či pasívne cvičenie u kontrolných skupín pacientov s chronickou bolesťou šíje a ramien súvisiacich s povoláním.

Súčasťou nášho pokusu bolo určenie časovej koordinácie – timingu – štyroch sledovaných svalov. Timing sme najskôr zisťovali behom voľnej abdukcie, kde bol u našich dvoch probandov rozdielny. Zároveň sa líšil aj od výsledkov rozsiahlejšej štúdie, ktorá si dala za úlohu vytvoriť referenčnú databázu s parametrami časovej aktivácie a intenzity aktivácie svalov zdravého ramenného kĺbu (Wickham, J. et al., 2010). Sledovalo sa 15 svalov, prípadne ich častí, medzi nimi aj nami sledované svaly. Výsledky ukázali, že ako prvé sa pri abdukcii zapojili m. supraspinatus, stredná časť m. trapezius a stredná časť deltového svalu, a to ešte pred započatím samotného pohybu. Z nami sledovaných svalov ďalej nasledoval m. serratus anterior, horná časť m. trapezius a nakoniec jeho ascendentná časť. Domnievame sa, že zistený rozdiel v timingu môže byť spôsobený použitím závažia pri abdukcii v zmenej štúdií na rozdiel od nášho pokusu bez akéhokoľvek závažia.

Následne sme zisťovali timing svalov pri abdukcii s dôrazom na korekciu jednotlivých častí m. trapezius. Časová následnosť svalov bola rôzna medzi jednotlivými meraniami interindividuálne aj intraindividuálne. Nie je nám známa podobne usporiadaná štúdia, takže nie je možné na základe našich dvoch kazuistík vynášať závery.

4.2.2 Hodnotenie terapie

Z dostupných zdrojov nám nie je známa žiadna existujúca štúdia, ktorá by priamo skúmala zmeny aktivity svalov dolnej končatiny v priebehu nácviku posturálnej stabilizácie v zmysle DNS konceptu.

Na základe výsledkov štúdie A.K. Stensdotter (2003) však môžeme považovať cvičenie v uzavretých kinematických reťazcoch (závesný stoj) za výhodnejšie (než cvičenie v otvorených kinematických reťazcoch) v prípade, že je našim cieľom nácvik

stabilizácie kĺbu. Štúdia udáva, že extenzia kolena v uzavretom kinematickom reťazci vyvolala simultánnejší nástup svalovej aktivity jednotlivých častí m. quadriceps femoris ako extenzia v reťazci otvorenom, kde sa najskôr aktivoval m. rectus femoris a až ako posledný m. vastus medialis, a aj to s menšou amplitúdou.

5 ZÁVER

Povrchová elektromyografia je neinvazívna, pomerne jednoduchá metóda umožňujúca sledovať elektrickú aktivitu jednotlivých svalov. Moderné EMG snímače vizualizujú snímaný signál a softwarové vybavenie uľahčuje následné spracovanie a analýzu záznamu.

Prenos signálu je možný káblom alebo telemetricky, čo umožňuje snímanie SEMG signálu aj vo vodnom prostredí. Súčasne so snímaním EMG signálu môžeme snímať aj biosignály z ďalších prídavných senzorov, a tým obohatiť EMG záznam o cenné informácie.

Prostredníctvom EMG záznamu dokážeme zhodnotiť či je sval aktívny, či je aktívny viac alebo menej, nástup svalovej únavy; pri sledovaní viacerých svalov ich koordináciu a timing. Všetky tieto informácie nachádzajú využitie v oboroch ako sú neurológia, fyzioterapia, ortopédia, protetika, šport a športové lekárstvo, ergonómia či psychológia a psychiatria.

Povrchová elektromyografia má pri použití v klinickej praxi množstvo výhod, ale tiež nevýhody a limitácie, na ktoré by sme nemali zabúdať a nepodceňovať, ale ani nepreceňovať váhu nadobudnutých informácií.

REFERENČNÝ ZOZNAM

BASMAJIAN, J.V. Clinical use of biofeedback in rehabilitation. *Psychosomatics*. 1982, 23, s. 67-73.

BÍNOVÁ, A., ŠPRINGROVÁ PALAŠČÁKOVÁ, I. Nové aspekty v metodě Roswithy Brunkow sledováním aktivity vybraných svalů pomocí povrchové EMG. *Reh. Fyz. lékařství*. 2008, 2, s. 74-81. ISSN 1211-2658.

COWAN, S.M.; BENNELL, K.L.; HODGES, P.W. Therapeutic patellar taping changes the timing of vasti muscle activation in people with patellofemoral pain syndrome. *Clinical Journal of Sport Medicine*. 2002, 12, s. 339-347.

CRAM, Jeffrey, R. The History of Surface Electromyography. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*. 2003, 2/28, s. 81-91.

CRISWELL, Eleanor; CRAM, Jeffrey, R. *Cram's introduction to surface electromyography*. 2nd ed. Sudbury, MA: Jones and Bartlett, c2011, xxi, 412 s. ISBN 07-637-3274-5.

ČIHÁK, Radomír. *Anatomie I*. Praha: Grada Publishing a.s., 2001. 516 s. ISBN 80-7169-970-5

DANN-DOS SANTOS, A.; POSTON, B.; JESUNATHADAS, M. BOBICH, L.R.; HAMM, T.M.; SANTELLO, M. Influence of fatigue on hand muscle coordination and EMG-EMG coherence during three-digit grasping. *J Neurophysiol*. 2010, 6/104, s. 3576-87.

- DE LUCA, C.J. *Electromyography*. In WEBSTER, John, G. (Ed.). *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation* (s. 98-109). N.J.: John Wiley Publisher, c2006. ISBN 04700407186
- DE LUCA, C.J. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*. 1997, 13, s. 135-163.
- GLANZ, Morton; KLAWANSKY, Sidney; CHALMERS, Thomas. Biofeedback therapy in stroke rehabilitation: a review. *Journal of the Royal Society of Medicine*. 1997, 90, 33-39.
- HERMENS, H.J, HUTTEN, M.M.R. Muscle activation in chronic pain: its treatment using a new approach of myofeedback. *Int J Ind Ergon*. 2002, 30, s. 336-52.
- HUANG, He; WOLF, S.L.; HE, J. Recent developments in biofeedback for neuromotor rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. 2006, 1/3, s. 11. ISSN 17430003. Dostupné z:
<http://www.jneuroengrehab.com/content/3/1/11>
- JUNQUEIRA, Carlos, L.; CARNEIRO, Chosé; KELLEY, Robert, O. *Základy histologie*. Jinočany: H&H, 1997. 502 s. ISBN 80-85787-37-7
- KAPANDJI, Adalbert Ibrahim. *The physiology of the joints: annotated diagrams of the mechanics of the human joints*. 2. English ed. Edinburgh: Churchill Livingstone, 1982, 283 s. ISBN 04430250451.
- KELLER, Otakar. *Obecná elektromyografie: Fyziologické základy a elektrofyzilogická vyšetření*. 1. vyd. Praha: Triton, 1999, 173 s., grafy. ISBN 80-725-4047-5.
- KOLÁŘ, Pavel. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009, xxxi, 713 s. ISBN 978-807-2626-571.
- KOLÁŘ, P. Systematizace svalových dysbalancí z pohledu vývojové kineziologie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2001, 4, s. 152–164.

KONRAD, Peter. *ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological*

Electromyography [online]. 2005. 60 s. Dostupné z:

<http://www.noraxon.com/emg/index.php3>

KRAČMAR, B.; VYSTRČILOVÁ, M.; PSOTOVÁ, D. Sledování aktivity vybraných svalů u nordic walking a chůze pomocí povrchové EMG. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2007, 3/14, s. 101-106.

KROBOT, Alois; KOLÁŘOVÁ, Barbora. *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2011, 82 s. ISBN 978-802-4427-621.

LEWIT, Karel. *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně*. 5. přeprac. vyd. Praha: Sdělovací technika, c2003, 411 s. ISBN 80-866-4504-5.

LUDEWIG, P.M., HOFF, M.S, OSOWSKI, E.E., MESCHKE, S.A., RUNDQUIST, P.J. Relative balance of serratus anterior and upper trapezius muscle activity during push-up exercises. *Am J Sports Med*. 2004, 32/2, s. 484–493.

LUDEWIG, P.M., COOK, T.M. Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. *Phys Ther*. 2000, 80/3, s. 276–291.

LUKASIEWICZ, A.C., MCCLURE, P., MICHENER, L., PRATT, N., SENNETT, B. Comparison of 3-dimensional scapular position and orientation between subjects with and without shoulder impingement. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1999, 29/10, s. 574–586.

MA, C., SZETO, G.P, YAN, T., WU, S., LIN, C., LI, L. Comparing biofeedback with active exercise and passive treatment for the management of work-related neck and shoulder pain: a randomized controlled trial. *Arch Phys Med Rehabil*. 2011, 92, s. 849–858.

- MASSÓ, N.; REY, F.; ROMERO, D.; GUAL, G.; COSTA, L.; GERMÁN, A. Surface electromyography applications in sport. *Apunts Med Esport* [online]. 2010, 165/45, s. 121 – 130. Dostupné z: www.elsevier.es/sites/default/files/elsevier/pdf/277/277v45n166a13151497pdf0012.pdf
- MASUMOTO, K.; MERCER, J. A. Biomechanics of human locomotion in water: an electromyographic analysis. *Exercise and Sport Sciences Reviews*. 2008, 36 (3), s. 160-169.
- MCGILL, S., JUKER, D., KROPF, P. Appropriately placed surface EMG electrodes reflect deep muscle activity (psoas, quadratus lumborum, abdominal wall) in the lumbar spine. *J Biomech*. 1996, 29/11, s. 1503-7.
- NEPTUNE, R.R.; WRIGHT, I.C.; VAN DEN BOGERT A.J. Muscle coordination and function during cutting movements. *Medicine & Science in Sport & Exercise* [online]. 1999, 2/31, s. 294 – 302.
Dostupné z: <http://www.me.utexas.edu/~neptune/Papers/msse31%282%29.pdf>
- NORD, S., ETTARE, D., DREW, D., HODGE, S. Muscle learning therapy: efficacy of a biofeedback based protocol in treating work-related upper extremity disorders. *J Occup Rehabil*. 2001,11, s. 23-31.
- PAVLŮ, D.; PÁNEK, D. Emg – analýza vybraných svalů horní končetiny při pohybu ve vodním prostředí a pohybu proti odporu elastického tahu. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2008, 4, s. 167-173.
- PÁNEK, D.; JURÁK, D.; PAVLŮ, D.; KRAJČA, V.; ČEMUSOVÁ, J. Metodika snímání povrchového EMG ve vodním prostředí. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2010, 1, s. 21-25.
- PAŘÍK, O.; HOJKA, V.; KRAČMAR, B. Srovnání aktivace vybraných svalů při běhu – sprintu a při zakopávání. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2011, 1, s. 25-31.

PROSSER, L.A.; LEE, S.C.; VAN SANT, A.F.; BARBE, M.F.; LAURER, R.T. Trunk and hip muscle activation patterns are different during walking in young children with and without cerebral palsy. *Phys Ther.* 2010, 7/90, s. 986-987.

PULLMAN, S.L.; GOODIN, D.S.; MARQUINEZ, A.I; TABBAL, S.; RUBIN, M. Clinical utility of surface EMG. *Neurology* [online]. 2000, 55, s. 171-177. Dostupné z: <http://www.aan.com/professionals/practice/pdfs/gl0095.pdf>

RAINOLDI, A.; CESCO, C.; BOTTIN, A.; CASALE, R.; CARUSO, I. Surface EMG alterations induced by underwater recording. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2004, 3/14, s. 325-331. ISSN 10506411. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1050641103001469>

SILBERNAGL, S.; DESPOPOULOS, A. *Atlas fyziologie člověka*. Praha: Grada Publishing a.s., 2004. 448 s. ISBN 80-247-0630-X

TENSDOTTER, A.-K., HODGES, P.W., MELLOR, R., SUNDELIN, G., HAGER-ROSS, C. Quadriceps Activation in Closed and in Open Kinetic Chain Exercise. *Med. Sci. Sports Exerc.* 2003, 35/12, s.2043 – 2047.

TROJAN, Stanislav; LANGMEIER, Miloš. *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada Publishing a.s., 2003. 772 s. ISBN 80-247-0512-5

VALOUCHOVÁ, P.; LEWITT, K. Povrchová elektromyografie přímých břišních a zádových svalů u aktivních jizev – palpační iluze. *Neurologie pro praxi*. 2007, 2, s. 122-125.

VALOUCHOVÁ, P.; POCHYLOVÁ, B.; ŠPAŇHELOVÁ, Š. Ověření vlivu Vojtovy metody na aktivitu svalů ramenního pletence během vybraných pohybů. Dostupné z: www.dns-cz.com/sites/default/files/story/2011/10/abstrakt.pdf

- VENEZIANO, W.H.; DA ROCHA, A.F.; CONCALVES, C.A.; PENA, A.G.; CARMO, J.C.; NASCIMENTO, F.A.O.; RAINOLDI, A. Confounding factors in water EMG recordings: an approach to a definitive standard. *Medical & Biological Engineering & Computing* [online]. 2006, 4/44, s. 348-351. ISSN 0140-0118. Dostupné z: <http://www.springerlink.com/index/10.1007/s11517-006-0039-z>
- VÉLE, F. *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing a.s., 1997. 272 s. ISBN 80-7169-256-5.
- VOERMAN, G.E., SANDSJO, L., VOLLENBROEK-HUTTEN, M.M.R., GROOTHUIS-OUDSHOORN, C.G.M., HERMENS, H.J. The influence of different intermittent myofeedback training schedules on learning relaxation of the trapezius muscle while performing a gross-motor task. *Eur J Appl Physiol*. 2004, 93, s. 57-64.
- VOERMAN, G.E., SANDSJO, L., VOLLENBROEK-HUTTEN, M.M.R., GROOTHUIS-OUDSHOORN, C.G.M., HERMENS, H.J. Effects of ambulant myofeedback training and ergonomic counseling in female computer workers with work-related neck-shoulder complaints: a randomized controlled trial. *J Occup Rehabil*. 2007,17, s. 137-152.
- VOGE, K.R.; Dingwell, J.B. Relative Timing of Changes in Muscle Fatigue and Movement Coordination During a Repetitive One-Hand Lifting Task. *Engineering in Medicine and Biology Society* [online]. 2003, 2, s. 1807- 1810. Dostupné z: http://www.edb.utexas.edu/faculty/dingwell/files/EMBS03_Voge.pdf
- WATANABE, K., AKIMA, H., STANSFELD, K., BURNSIDE, A., WATSON, L. Validity of surface electromyography for vastus intermedius muscle assessed by needle electromyography. *Journal of Neuroscience Methods*. 2011, 198/2, s. 332-335.

WEON, J.H., KWON, O.Y., CYNN, H.S., LEE, W.H., KIM, T.H., YI, C.H. Real-time visual feedback can be used to activate scapular upward rotators in people with scapular winging: an experimental study. *Journal of Physiotherapy*. 2011, 57, s. 101–107.

WICKHAM, J., PIZZARI, T., STANSFELD, K., BURNSIDE, A., WATSON, L. Quantifying a normal shoulder muscle activity during abduction. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. roč. 20, č. 2, s. 212-222 [cit. 2013-03-19]. ISSN 10506411. DOI: 10.1016/j.jelekin.2009.06.004. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S105064110900087X>

WOLF, S.L. Electromyographic biofeedback applications to stroke patients. A critical review. *Phys Ther*. 1983, 63, s.1448-1459.

ZAATAR, A.; OPAVSKÝ, J.; UHLÍŘ, P.; BAJEROVÁ, M.; ELFMARK, M.

Hodnocení zapojování svalů při chůzi s podkolenní protézou – rozdíly mezi klasickým a dynamickým typem chodidla. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2010,2/17, s. 51–56.

ZAHEER, F.; ROY, S.H.; DE LUCA, C.J. Preferred sensor sites for surface EMG signal detection. *Physiological Measurement*. 2012, 2/33, s. 195 – 206. PMID: 22260842.

Internetové zdroje:

www.delsys.com

www.janym.webnode.cz

www.noraxon.com

www.seniam.org

www.tekscan.com

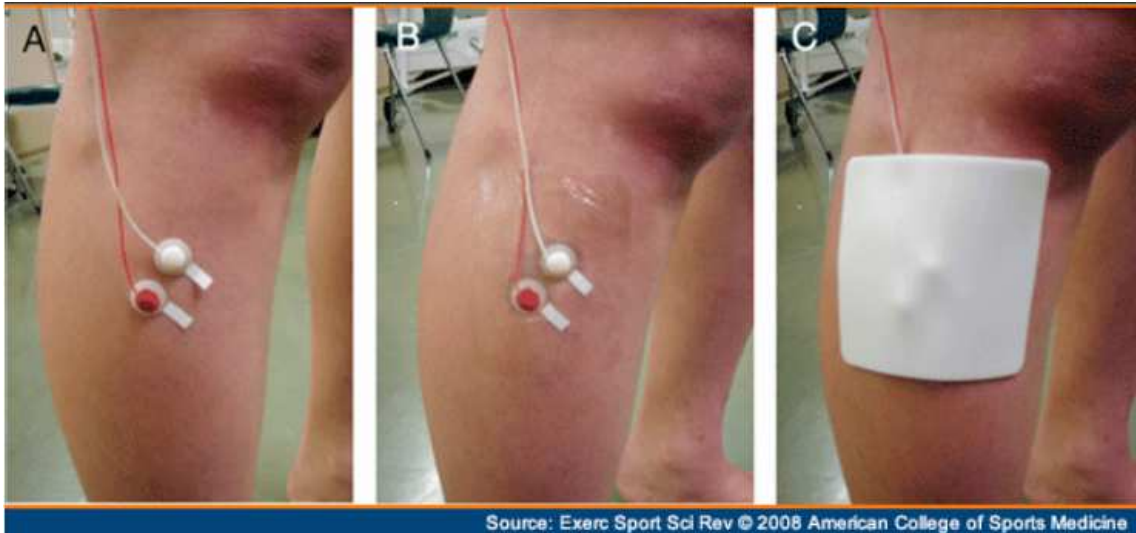
www.thoughttechnology.com

ZOZNAM PRÍLOH

Príloha č. 1: Vode odolné krytie povrchových EMG elektród.....	74
Príloha č. 2: Vodotesný vak s EMG vysielateľom a elektródami.....	74
Príloha č. 3: EMG členka.....	75
Príloha č. 4: 3D Akcelerometer.....	75
Príloha č. 5: Elektrický goniometer.....	75
Príloha č. 6: Mechanický goniometer.....	76
Príloha č. 7: Footswitch.....	76
Príloha č. 8: Silový senzor.....	76
Príloha č.9: Dynamometer pre stisk ruky a pinzetový úchop.....	77
Príloha č. 10: FlexiForce a FlexiForce senzory použité v iShoe.....	77
Príloha č. 11: Spektrálna modifikácia EMG signálu v priebehu nepretržitej kontrakcie.....	78
Príloha č. 12: Mapa umiestnenia elektród pre snímanie SEMG signálu. Pohľad spredu.....	79
Príloha č. 13: Mapa umiestnenia elektród pre snímanie SEMG signálu. Pohľad zozadu.....	80
Príloha č.14: Rozdiel v % vo svalovej aktivite bez a s kontrolou prostredníctvom vizuálneho biofeedbacku.....	81
Príloha č.15: Rozdiel v % vo svalovej aktivite bez a s kontrolou prostredníctvom vizuálneho biofeedbacku.....	81
Príloha č.16: Rozdiel v % vo svalovej aktivite bez a s kontrolou prostredníctvom vizuálneho biofeedbacku.....	81
Príloha č.17: Rozdiel v % vo svalovej aktivite bez a s kontrolou prostredníctvom vizuálneho biofeedbacku.....	82
Príloha č.18: Rozdiel v % vo svalovej aktivite bez a s kontrolou prostredníctvom vizuálneho biofeedbacku.....	82
Príloha č.19: Rozdiel v % vo svalovej aktivite bez a s kontrolou prostredníctvom vizuálneho biofeedbacku.....	82
Príloha č. 20: Duchennova ilustrácia elektrickej stimulácie svalov.....	83

PRÍLOHY

Príloha č. 1: Vode odolné krytie povrchové EMG elektród: umiestnené elektródy (A), kryté adhezívnou vode odolnou páskou (B) a prekryté penovými tampónmi (C) (Masumoto, K., Mercer, J., 2008)



Príloha č. 2: Vodotesný vak s EMG vysilačom a elektródami (Pánek et al., 2010)



Príloha č. 3: EMG čelenka

<http://www.thoughttechnology.com/pdf/manuals/MAR900-01%20SEMG%20applied%20to%20psychophysiology.pdf>



Príloha č. 4: 3D Akcelerometer

<http://www.noraxon.com/products/sensors/accelerometer.php>



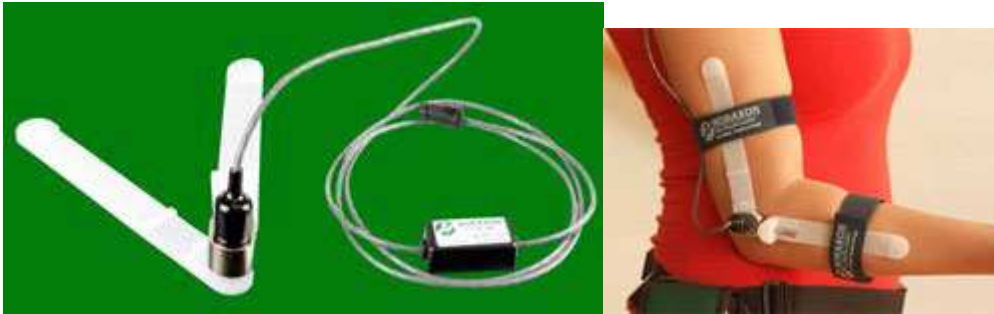
Príloha č. 5: Elektrický goniometer

<http://www.noraxon.com/products/sensors/dts-2d-electrical-goniometer.php>



Príloha č. 6: Mechanický goniometer

(<http://www.noraxon.com/products/sensors/mech-goniometer.php>)

**Príloha č. 7: Footswitch**

(<http://www.noraxon.com/products/sensors/footswitch.php>)

**Príloha č. 8: Silový senzor (<http://www.noraxon.com/products/sensors/force-sensor.php>)**

Príloha č.9: Dynamometer pre stisk ruky a pinzetový úchop

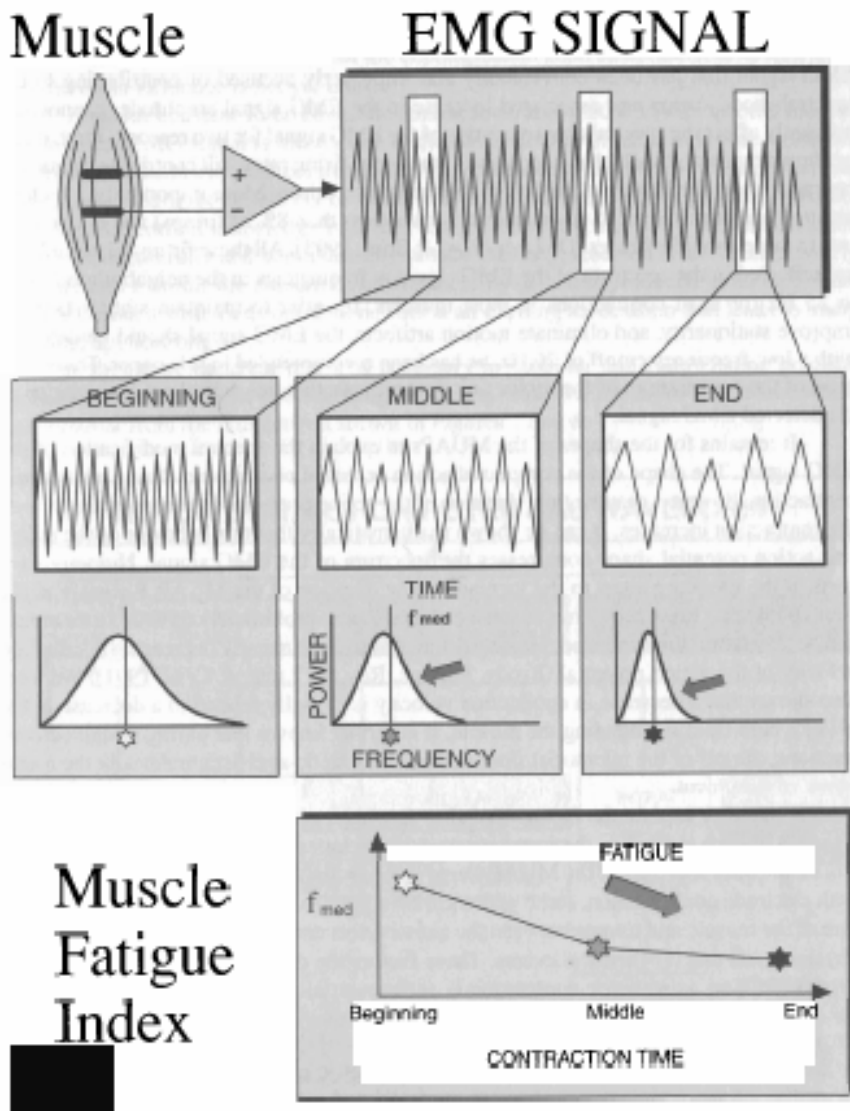
(<http://www.noraxon.com/products/sensors/dynamometer.php>)

**Príloha č. 10: FlexiForce a FlexiForce senzory použité v iShoe**

(<http://www.tekscan.com/flexible-force-sensors>; <http://www.tekscan.com/force-sensitive-insole>)

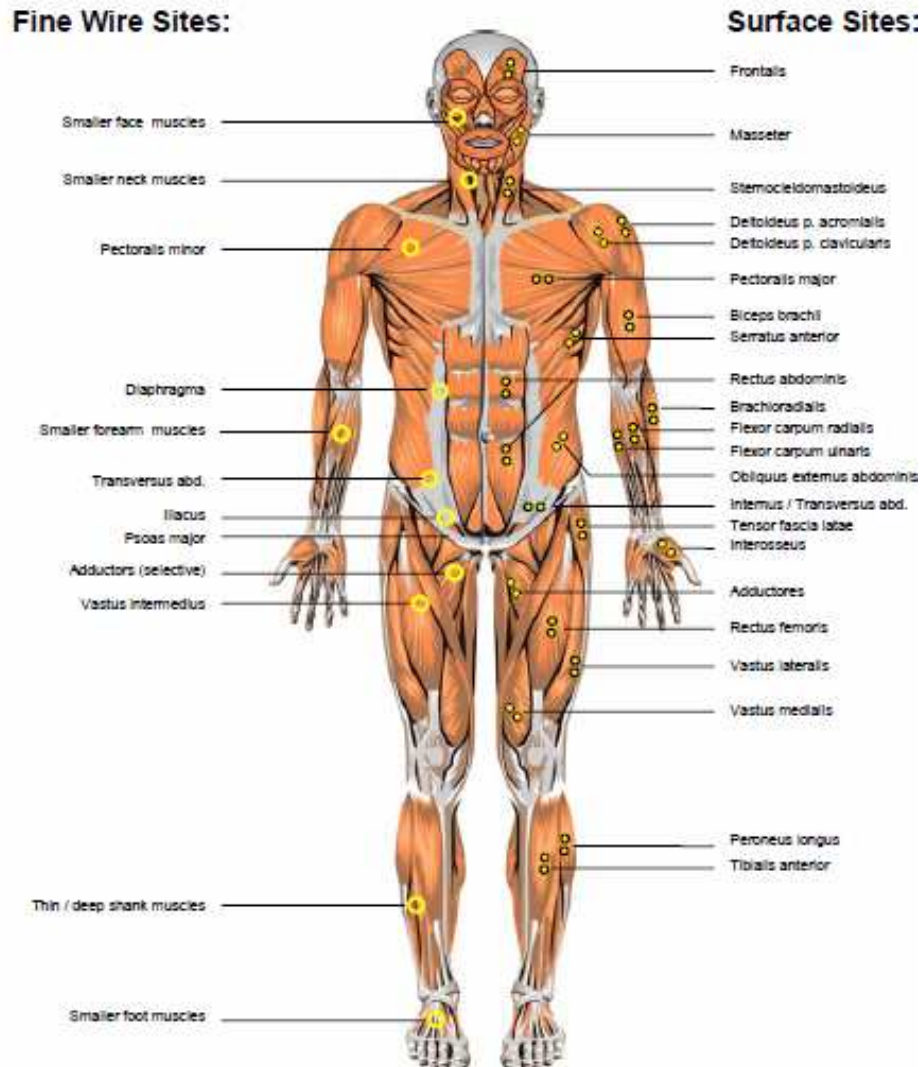


Príloha č. 11: Spektrálna modifikácia EMG signálu v priebehu nepretržitej kontrakcie (De Luca, 1997, s.157)



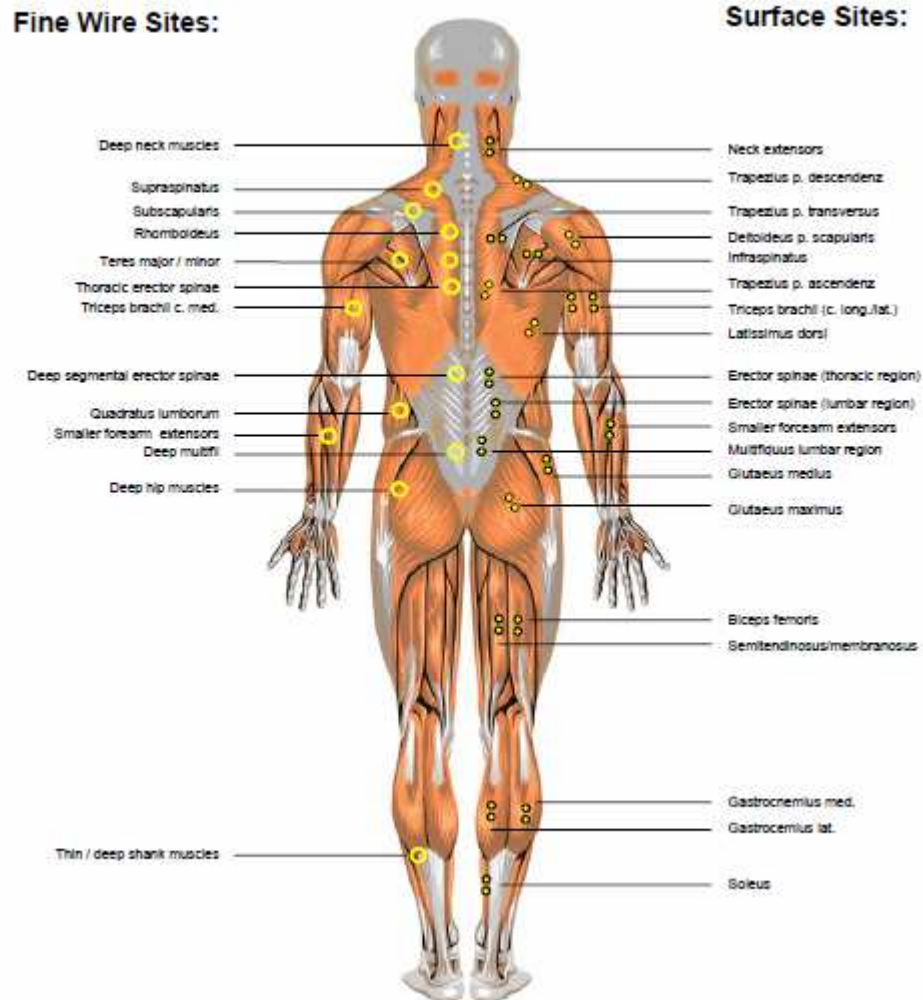
Príloha č. 12: Mapa umiestnenia elektród pre snímanie SEMG signálu. Pohľad spredu (Konrad, 2005, s. 19)

Frontal View



Príloha č. 13: Mapa umiestnenia elektród pre snímanie SEMG signálu. Pohľad zozadu (Konrad, 2005, s. 20)

Dorsal View



Príloha č.14: Rozdiel v % vo svalovej aktivite bez a s kontrolou prostredníctvom vizuálneho biofeedbacku.

Proband 1	m. trapezius pars transversus	rozdiel v %
voľná abdukcia	32	
korekcia m. trapezius pars descendens	133	315,6
korekcia m. trapezius pars transversus	65,9	105,9
korekcia m. trapezius pars ascendens	109	240,6

Príloha č.15: Rozdiel v % vo svalovej aktivite bez a s kontrolou prostredníctvom vizuálneho biofeedbacku.

Proband 1	m. trapezius pars ascendens	rozdiel v %
voľná abdukcia	20,2	
korekcia m. trapezius pars descendens	58,6	190,1
korekcia m. trapezius pars transversus	52	157,4
korekcia m. trapezius pars ascendens	63,6	214,9

Príloha č.16: Rozdiel v % vo svalovej aktivite bez a s kontrolou prostredníctvom vizuálneho biofeedbacku.

Proband 1	m.serratus anterior	rozdiel v %
voľná abdukcia	38,4	
korekcia m. trapezius pars descendens	58	51,0
korekcia m. trapezius pars transversus	35,5	-7,6
korekcia m. trapezius pars ascendens	43,7	13,8

Príloha č.17: Rozdiel v % vo svalovej aktivite bez a s kontrolou prostredníctvom vizuálneho biofeedbacku.

Proband 2	m. trapezius pars transversus	rozdiel v %
voľná abdukcia	106	
korekcia m. trapezius pars descendens	151	42,5
korekcia m. trapezius pars transversus	252	137,7
korekcia m. trapezius pars ascendens	316	198,1

Príloha č.18: Rozdiel v % vo svalovej aktivite bez a s kontrolou prostredníctvom vizuálneho biofeedbacku.

Proband 2	m. trapezius pars ascendens	rozdiel v %
voľná abdukcia	63,6	
korekcia m. trapezius pars descendens	98,7	55,2
korekcia m. trapezius pars transversus	133	109,1
korekcia m. trapezius pars ascendens	124	95,0

Príloha č.19: Rozdiel v % vo svalovej aktivite bez a s kontrolou prostredníctvom vizuálneho biofeedbacku.

Proband 2	m.serratus anterior	rozdiel v %
voľná abdukcia	55,8	
korekcia m. trapezius pars descendens	42,1	-24,6
korekcia m. trapezius pars transversus	34,2	-38,7
korekcia m. trapezius pars ascendens	43,5	-22,0

Príloha č. 20: Duchennova ilustrácia elektrickej stimulácie svalov (Basmajian, 1982)

