

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

VLIV ODPOROVÝCH CVIČENÍ NA
SVALOVOU SOUČINNOST

Diplomová práce

Autor: **Bc. Eva Hanžlová**, obor fyzioterapie

Vedoucí práce: **PaedDr. Petr Tlapák, CSc.**

Praha 2007

Jméno a příjmení autora: Bc. Eva Hanžlová

Název diplomové práce: Vliv odporových cvičení na svalovou součinnost

Pracoviště: Klinika rehabilitace

Vedoucí diplomové práce: PaedDr. Petr Tlapák, CSc.

Rok obhajoby diplomové práce: 2007

Abstrakt: Změna svalové součinnosti byla sledována při cvičení zaměřeném na ovlivnění dynamické stabilizace lopatky. Studie se účastnilo deset jedinců, kteří po dobu sedm až devět týdnů prováděli specifická odporová cvičení. Spolupráce lopatkových svalů byla hodnocena v opoře (test náklonu) a vyšetřením pohybového vzoru abdukce v ramenním kloubu, a to jednak aspekci, jednak pomocí povrchové polyelektromyografie. Zřetelné zlepšení stabilizace lopatky nastalo u tří sledovaných jedinců.

Klíčová slova: svalová součinnost, stabilizace lopatky, cvičení proti odporu, povrchová polyelektromyografie

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Eva Hanžlová, BA.

Title of the master thesis: Influence of resistance exercise on muscular co-operation

Department: Department of physiotherapy

Supervisor: PaedDr. Petr Tlapák, CSc.

The year of presentation: 2007

Abstract: A muscular co-operation change was observed at exercising intent on improvement of a scapula dynamic stability. In the study there were ten individuals participating in a specific resistance exercise for a period of seven to nine weeks. The cooperation of scapular muscles was evaluated in stand - by (tilt test) and investigation the stereotype of arm abduction, visually and by the help of a surface polyelectromyography. A distinct improvement of a scapula dynamic stability occurred at three observed objects.

Keywords: muscular co-operation, dynamic stability of the scapula, resistance exercise, surface polyelectromyography

I agree the thesis paper to be lent within the library service.

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala a samostatně pod vedením PaedDr. Petra Tlapáka, CSc., uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Praze dne

.....

podpis

Poděkování

Mé upřímné díky patří všem, kteří se podíleli na vzniku této práce. Děkuji zejména PaedDr. Petru Tlapákovi, CSc. za odborné vedení, cenné rady a inspiraci, trpělivost a vstřícný přístup a pomoc při realizaci studie. Další poděkování patří PhDr. Jaroslavu Křištofičovi za ochotnou pomoc při práci s polyelektromyografem.

OBSAH

1	ÚVOD.....	7
2	PŘEHLED POZNATKŮ.....	8
2.1	Lopatka a její kineziologické vztahy.....	8
2.2	Abdukce v ramenním kloubu.....	11
2.3	Funkční centrace kloubu	12
2.4	Využití odporových cvičení u svalových dysbalancí v oblasti ramenního pletence...13	
2.5	Kineziologický obsah motorické ontogeneze dítěte.....	15
2.6	Řízení hybnosti, motorické učení	19
2.7	Povrchová polyelektromyografie.....	22
3	CÍLE A HYPOTÉZY.....	28
3.1	Cíle.....	28
3.2	Hypotézy.....	29
4	METODIKA.....	30
4.1	Charakter skupiny.....	30
4.2	Kineziologický rozbor.....	31
4.3	Test náklonu.....	32
4.4	Pohybový stereotyp abdukce v ramenním kloubu.....	32
4.5	Vybrané testy zaměřené na hlubokou stabilizaci páteře.....	33
4.6	Polyelektromyografické měření.....	35
4.7	Metodika cvičení.....	37
4.8	Výstupní hodnocení.....	39
4.9	Zpracování výsledků polyelektromyografického měření.....	39
5	VÝSLEDKY.....	40
6	DISKUSE.....	51
6.1	Diskuse k metodologii.....	51
6.2	Diskuse k využití odporu	54
6.3	Diskuse o vrozenosti motorických programů	55
6.4	Diskuse k výsledkům.....	57
7	ZÁVĚRY.....	60
8	SOUHRN.....	61
9	SUMMARY.....	62
10	REFERENČNÍ SEZNAM.....	63
11	PŘÍLOHY.....	66

1 ÚVOD

Pro pacienta je snad nejcennějším prostředkem ke zmírnění nebo dokonce odstranění obtíží znepríjemňujících život autoterapie. Sem patří rovněž odporová cvičení. Jejich výhodou není jen možnost nastavení a kontroly výchozího postavení, ale i poměrně přesné zacílení odporového vektoru podle potřeb terapie a v neposlední řadě i kladný motivační vliv.

Při odporových cvičeních je odpor kladen velice často přes ruku, která působí tahem či tlakem na činku, theraband, držadlo kladky, stroje. Všechny tyto pohybové akce se neobejdou bez práce svalů lopatky, jejichž vyvážená spolupráce na pohybu či udržování polohy lopatky je zároveň jedním z nejdůležitějších úkolů pohybové terapie. To je také důvod, proč se diplomová práce na funkční poruchy svalstva v oblasti ramenního pletence a jejich terapii zaměřuje.

Svalové dysbalance kolem lopatky jsou studovány již řadu let. K jejich ovlivnění bylo přistupováno různými způsoby. Účinek některých tradičních cviků používaných k „posilování dolních fixátorů lopatek“ je však přinejmenším sporný. Moderní pohled na funkční stabilizaci lopatky vychází z vývojové kineziologie. Předkládaná cvičení se snaží principy vývojové kineziologie respektovat.

2 PŘEHLED POZNATKŮ

2.1 Lopatka a její kineziologické vztahy

Na význam funkční dynamické stabilizace lopatky upozorňuje řada autorů (Mottram, 1997, Lear and Gross, 1998, Ebaugh, McClure and Karduna, 2005, Cools et al., 2002, Ekstrom et al., 2003, Mayer a Smékal, 2005, Čápková, 2000, a další).

Poloha lopatky je u člověka zajištěna vyváženou funkcí jejích stabilizačních svalů. Véle (2006) popisuje čtyři základní svalové smyčky, tvořící „dynamický závěs lopatky“. Vzájemný rozdíl v aktivaci umožňuje nejen pohyb lopatky, ale i její fixaci v libovolné poloze. Je důležité připomenout, že se jedná převážně o ploché, rozsáhlé svaly, s různým průběhem svalových vláken. Jeden sval se tak skládá z mnoha funkčních segmentů, které se do stabilizace zapojují podle aktuálních nároků.

1. *m. rhomboidei* – *m. serratus anterior* (rotace lopatky),
2. *m. levator scapulae* a *m. trapezius pars descendens* – *m. trapezius pars ascendens* (elevace a deprese lopatky),
3. *m. pectoralis minor* – *m. trapezius pars descendens* (předklon a záklon lopatky, deprese a elevace ramene),
4. *m. serratus anterior (horní a střední část)* – *m. trapezius pars media* (abdukce, addukce lopatky, fixace lopatky jejím přitlačením ke hrudníku ve spolupráci s *m. latissimus dorsi*) (Véle, 2006).

Autor dále upozorňuje, že při změně rovnováhy v těchto smyčkách se mění konfigurace ramenního pletence, a tím dochází ke změně základního postavení v ramenním kloubu (decentraci). Změna klidového postavení lopatky může být způsobena jak organickým poškozením struktury, tak poruchou řídicího programu bez zjevné organické léze.

Svaly lopatky jsou zapojeny do složitějších funkčních smyček. V literatuře jsou popisovány dlouhé, většinou diagonální svalové řetězce, probíhající po přední i zadní straně těla (Vojta, 1995, Javůrek, 1986, Čápková, 2000, Véle, 2006, Brügger, Brunkow, ~~Mezi~~, aj.). Funkční řetězení vysvětluje Kolář na základě posturálního zajištění pohybů. Aby mohl určitý sval provést pohyb, musí být úponově stabilizován. Tato úponová stabilizace je vždy provázána do řetězce. Zdůrazňuje, že stabilizační funkce svalů se děje automaticky a je součástí programového vybavení CNS (Kolář, 2006b).

V těchto souvislostech hodnotí Suchomel (2006) porušený stereotyp abdukce v ramenním kloubu s nedostatečným zapojením středních a dolních fixátorů lopatky. Insuficience spodních zubů m. serratus anterior při stereotypu abdukce v rameni je spojena s insuficiencí šikmého břišního řetězce, který neumožnil vytvoření punctum fixum na žebrech. Funkce m. obliquus abdominis externus a kontralaterálního m. obliquus abdominis internus je výrazně omezena, jsou-li insuficientní lokální stabilizátory bederní páteře (m. transversus abdominis, bránice, m. serratus posterior inferior...), které nevytvoří punctum fixum pro „opření“ šikmých břišních svalů. U pacientů s poruchou uvedeného stereotypu také nachází nedostatečné „napřímení“ (oploštění nebo naopak zvýšenou kyfózu) střední hrudní páteře, kterou připisuje dysfunkci lokálních stabilizátorů v tomto úseku. Podle Vojty (1995, s. 138) se muskulatura klíčových kloubů může optimálně aktivovat jen prostřednictvím autochtonní muskulatury, která extenduje podélnou osu těla.

Horsley (2005) udává, že funkční stabilita lopatky závisí na správném timingu svalů kolem lopatky a jakákoliv malá změna v tomto zapojení může produkovat patologii ve smyslu instability nebo impingement syndromu. Je nutná interakce mezi pars ascendens a pars descendens m. trapezius a m. serratus anterior. Dále zmiňuje nedostatečnou rychlost zapojení pars descendens a pars transversus m. trapezius do stabilizační funkce lopatky. Pars descendens m. trapezius způsobí elevaci lopatky nejdříve a následně potom zajistí pars ascendens a pars transversus m. trapezius stabilizaci lopatky.

Cibulka (2006) u svalových dysfunkcí v oblasti ramenního kloubu popisuje protrakci a mírnou elevaci lopatky, vnitřní rotaci humeru a ventrokranální dislokaci humeru v humeroskapulárním skloubení. Toto postavením hlavice humeru způsobí protažení m. biceps brachii a následně jeho facilitaci a hypertonus. Tah jeho krátké hlavy za processus coracoideus vede k ventrokaudální dislokaci lopatky od frontální roviny, a tím dochází k funkčnímu útlumu m. serratus anterior, zvláště jeho kaudální části, a dolní úhel lopatky se mírně addukuje. Na principu reciproční inhibice se dostává m. triceps brachii do funkčního útlumu. Totéž nastává u pars acromialis m. deltoideus, facilitace protažením a následná inhibice pars spinalis m. deltoideus. Anatomicky se zužuje subakromiální prostor a biomechanicky znevýhodňuje m. supraspinatus. Cibulka dále nalézá hypertonus horní části trapézového svalu a svalů rombických. Výše uvedená svalová dysbalance neumožní správné provádění pohybů horní končetiny.

Kolář (2006a, s. 639) vysvětluje stereotypii ve funkčním chování svalů v oblasti ramenního pletence z pohledu posturální ontogeneze. V novorozeneckém období je rameno

v protrakci, addukci a vnitřní rotaci, lopatka je elevována. Postupně se do jejího držení automaticky zapojuje dolní část trapézového svalu a m. serratus anterior, abduktory a zevní rotátory ramenního kloubu. Je tak umožněn její kaudální sestup a předpoklad pro zaujmutí polohy v plné abdukci a zevní rotaci v rameni. Zmíněné svaly, nebo jejich části, podléhají nejčastěji útlumovým procesům, protože mají fylogeneticky (ontogeneticky) nejmladší, a tím i nejfragilnější funkci. Při chronické nociceptivní iritaci v oblasti ramenního kloubu se reflexně oslabují zevní rotátory, které neplní abdukční funkci (především zadní porce m. deltoideus), abduktory a dolní fixátory lopatky. Naopak převahu získávají adduktory, vnitřní rotátory a horní fixátory lopatky (horní část m. trapezius, m. levator scapulae).

Na velkou zranitelnost funkční centrace a stability ramenního pletence z důvodu, že se jedná o vývojově mladé funkce, upozorňují také autoři Mayer a Smékal (2005). Za základní kameny dynamické centrace a stabilizace ramenního kloubu považují aktivní poziční funkci lopatky a centrační a depresorickou aktivitu svalů rotátorové manžety. Mezi nimi vyzdvihují roli dolní porce m. subscapularis, který je funkčně spojen s m. serratus anterior. Zároveň upozorňují, že dynamická poziční funkce lopatky, v těsném propojení s funkční centrací ramene, jsou klíčové pro udržení funkčnosti horní končetiny i celé horní části trupu, krčního úseku a kraniocervikální funkce, i stability těla jako celku. Krobot et al. (2004) označují lopatkový pletenec za morfologickou a funkční křižovátku mezi osovým orgánem a horní končetinou, a tedy axiální a respirační motorikou a ideomotorikou akrálních částí horní končetiny.

2.2 Abdukce v ramenním kloubu

Pohyb scapuly probíhá kolem tří os. Současný pohyb paže, lopatky a klíční kosti v průběhu elevace horní končetiny se popisuje jako tzv. skapulohumerální rytmus. Plná abdukce horní končetiny je ze 120° podmíněna pohybem v glenohumerálním kloubu, ze 60° rotací lopatky. Vztah mezi pohybem lopatky a elevací humeru je nelineární. Pro prvních 30° je pohyb paže prováděn s minimálním pohybem lopatky. Další fáze (30° - přibližně 100°) využívá kombinace pohybů v ramenním kloubu a rotace lopatky s klíčkem jako pohybu v jednotce kolem šikmé osy, procházející SC kloubem a mediálním koncem spiny lopatky. Rozsah pohybu v glenohumerálním kloubu je během této fáze asi 30° a rotace lopatky ve scapulothorakálním spojení do 40° . V poslední fázi (100 - 180°) se lopatka podílí rotací 20° . Tyto poměry jsou však velmi individuální a jejich hodnota je podmíněna timingem zapojení příslušných svalů (Janura et al., 2004).

Janda (2004) popisuje, že aktivní abdukce v rameni je provázena automaticky lehkou rotací lopatky, přibližně 1° rotace lopatky na 10° abdukce v ramenním kloubu. Za fyziologický stereotyp považuje ten, kdy pohyb začíná v glenohumerálním skloubení aktivitou abduktorů lopatky a aktivita horních vláken m. trapezius působí pouze stabilizačně. Aktivně stabilizačně působí i „mezilopatkové“ svalové skupiny (Janda, 1984). Co se týče „špatných“ stereotypů, jmenuje dvě varianty. První se týká kinetické aktivace především m. trapezius descendens a m. levator scapulae již v iniciální fázi abdukce, kdy současně dochází k nedostatečné fixaci lopatky, která rotuje více než 1° na 10° abdukce v ramenním kloubu, a není dostatečně přitisknuta k hrudníku. Při pokračujícím pohybu do horizontály tak vzniká scapula alata. Dále může dojít k abdukci lopatky a sunutí ramen vpřed z možné insuficience středních stabilizačních vláken svalů lopatky. Druhou variantu „patologického“ stereotypu spojuje s hyperaktivitou m. quadratus lumborum a úklonem trupu.

Podle Véleho (2006) probíhá abdukce paže z pohledu zapojení svalů ve čtyřech fázích. V první a druhé fázi, tj. do 90° , se uplatňují zejména m. supraspinatus a m. deltoideus. Ramenní pletenec, především m. trapezius a m. serratus anterior, se účastní ve třetí fázi a od 150° už musí fungovat trupové svaly se svými dlouhými smyčkami.

2.3 Funkční centrace kloubu

Už Janda (1982) upozorňuje, že předpokladem co nejfyziologičtějšího zatížení kloubů je optimální rozložení tlaků na kloubní plochy. Proto také za základ prevence i terapie funkčních, později i strukturálních poruch, považuje snahu o dosažení a udržení optimálních statických poměrů v celém pohybovém aparátu.

Funkčně centrované postavení zabezpečuje maximální rozložení tlaku na kloubní plochy. V daném úhlovém postavení segmentů je kloub nejlépe schopen snášet zatížení, má maximální možnou stabilitu pro dané úhlové postavení (Kolář, 2001, 2002) a optimální předpoklady pro další pokračování pohybu (Vařeka, 2000). Tuto centraci zajišťuje rovnovážná koaktivita antagonistických svalových skupin. Týká se jak periferních kloubů, tak kloubů páteře. Je-li kloub zatěžován v decentrovaném postavení, dochází k nesymetrickému, inkongruentnímu zatížení kloubu, a tím k poškozování měkkých tkání (Kolář, 2001). Pro terapii je zásadní pohled na funkční centraci kloubu i z hlediska aferentního. Kolář (2001) upozorňuje, že decentrace jednoho kloubu se projeví v decentrovaném postavení ostatních kloubů. A naopak, svaly, které centrují kořenové klouby, facilitují autochtonní muskulaturu, zodpovědnou za centraci osového orgánu (Švejcar, 2003, Čápková, 2000).

2. 4 Využití odporových cvičení u svalových dysbalancí v oblasti ramenního pletence

Shrneme-li dosavadní poznatky, v oblasti ramenního pletence nacházíme hyperaktivitu nejčastěji u m. trapezius pars descendens, m. levator scapulae, m. deltoideus pars acromialis a m. biceps brachii. Inklinace reagovat funkčním útlumem je naopak typická pro m. serratus anterior, zejména jeho kaudální část, mediální a kaudální část m. trapezius, dále m. infraspinatus a m. teres minor jako zevních rotátorů ramenního kloubu, m. triceps brachii a posteriorní část m. deltoideus. Mm. rhomboidei jsou tradičně řazeny k tzv. dolním fixátorům lopatky, Cibulka (2006) u dysfunkcí v oblasti ramenního kloubu nachází pravidelně mm. rhomboidei v hypertonu. Mm. rhomboidei svou vnitřně rotační složkou na lopatku působí jako antagonisté kaudální části m. serratus anterior. M. subscapularis, ačkoliv je vnitřním rotátorem ramenního kloubu, má podstatnou funkci pro centraci ramenního kloubu, zejména jeho kaudální vlákna. M. latissimus dorsi (zejména jeho transverzální vlákna) se ve spolupráci s ostatními „dolními fixátory lopatek“ účastní na fixaci lopatky ke hrudníku. Pro svou addukční a vnitřně rotační funkci může inklinovat k hyperaktivitě. M. pectoralis minor působí převážně jako antagonistá descendentní části m. trapezius, častěji tedy budeme nacházet jeho hyperaktivitu, hypertonus, případně zkrácení. Podobně to platí pro kraniální část m. serratus anterior, která zvedá horní úhel lopatky (Véle, 2006) a spolu se střední částí je antagonistou mediální porce m. trapezius.

Funkční stabilizaci lopatky zajišťuje *vyvážená koaktivita* těchto svalů. Jejich optimální funkce je zároveň podmíněna funkční stabilizací osového orgánu, která zajišťuje vytvoření „puncta fixa“ pro práci uvedených svalů.

Podle Čáповé (2000) funkčně stabilizovaná lopatka „není vidět“, neodstává, je zanořena do svaloviny. V opoře je její dokonalá stabilizace zajištěna koaktivací mm. rhomboidei, m. serratus anterior a m. trapezius, tím je lopatka uvedena a udržována v nulovém postavení mezi addukcí a abdukci, současně je tak zajištěno přilnutí hrudního koše a lopatka se stává punctum fixum pro ostatní svaly, které se na ni upínají.

Za nejvhodnější cvičení považujeme takové, které vychází z fyziologické motorické ontogeneze. Podle Koláře za předpokladu fyziologického vývoje uzrává ke konci čtvrtého měsíce věku dítěte vyvážená spolupráce svalů posturálně staršího (tonického) systému a posturálně mladšího (fázického) systému. Tato vyvážená spolupráce zajišťuje funkční centraci kloubů končetin i osového orgánu. Z hlediska funkčního zapojení ve vývoji

ontogeneticky mladší systém reaguje na jisté vlivy (stres, jednostranná zátěž, úraz apod.) útlumem. Naopak svaly posturálně staršího systému inklinují k hypertonu či zkrácení. Ideálním vzorem zapojení svalů v rámci všech statických i dynamických činností je tedy harmonická spolupráce svalstva obou systémů, zabezpečující optimální postavení všech kloubů, které označujeme jako centrované. Slovy jinými jde o vyváženou spolupráci lokálních a globálních stabilizačních svalů (Gibbons a Comerford, 2001). Tuto optimální „součinnost“ definuje vývojová kineziologie. Nejlépe ji lze odečíst v modelech, které vidíme během motorické ontogeneze zdravého dítěte nebo při reflexní stimulaci podle Vojty.

Principem cvičení je nastavení výchozí pozice a zacílení vektoru odporu tak, aby facilitovaná svalová součinnost vždy směřovala k centračně – stabilizační aktivitě. Velikost odporu musí být pochopitelně adekvátní. Podle směru odporu vždy více facilitujeme určitý svalový řetězec.

2. 5 Kineziologický obsah motorické ontogeneze dítěte

Aplikované cvičení se ve výběru výchozích poloh a provedení inspiruje ve fyziologické motorické ontogenezi. Využívá se např. šikmý sed, „tříměsíční poloha“ na zádech, kvadrupedální pozice apod. Kapitola popisuje nejdůležitější milníky ve vývoji dítěte a nabízí bližší vhled do ontogeneze funkce ramenního pletence.

1. trimenon

Na začátku prvního trimenonu dítě není schopno cíleně řídit svalový tonus tak, aby byla zajištěna opěrná báze. Novorozenec tak nemá pevný bod („punctum fixum”), který je nutný jak pro cílené pohyby končetin, tak i pro schopnost řídit pohyby trupu a celého těla v prostoru (Vařeka, Dvořák, n.d.). V poloze na břišku i na zádech zaujímá zatím asymetrickou nestálou „úložnou plochu“. Poloha těla na břiše: reklinace hlavy, lopatky v elevaci, ramena ve vnitřní rotaci a protrakci, lokty ve flekčním a pronačním postavení, ruce jsou v ulnární dukci, palmární flexi, prsty ve flexi, poslední článek palce v dlani. Dle Čákové (2005) je lopatka volně pohyblivá po hrudníku a nevykazuje schopnost stabilizace. Mluvíme o decentraci ramenního kloubu. Pánev je držena v anteverzi a dolní končetiny v trojflexi, vnitřní rotaci v kyčelních kloubech. osa kalkanu míří laterálně. Páteř se nachází v lordotickém oblouku. V kontaktu s podložkou je záhlavní strana břiška a hrudníku, tvář a díky flekčnímu držení končetin i kolena a předloktí. Těžiště je v oblasti sternu a pupku. Postupně však dochází ke změně vlivem zapojování autochtonní muskulatury a nástupem koaktivační funkce svalů (Kolář, 2005).

První část těla, kterou je novorozenec schopen stabilizovat, je hrudník během dýchání. Tak získá pevný bod pro svaly rozbíhající se od hrudníku k dalším částem těla (trup a končetiny) (Vařeka, Dvořák, n.d.).

Mezi 4. a 6. týdnem života nastupují orientační mechanismy, dítě v poloze na břiše zvedá hlavičku. Začíná se měnit celkové držení těla. Podle Koláře je to dáno aktivací a zapojováním do funkce komplexu svalů, které patří k fázickému systému. Jedná se zejména o hluboké flexory krku, dolní fixátory lopatek, zevní rotátory ramenních kloubů, extenzory hrudní páteře, supinátory předloktí, extenzory zápěstí, břišní svalstvo, svalstvo pánevního dna, zevní rotátory a abduktory kyčelních kloubů, pronátory a dorzální flexory nohy. Začíná se tak uplatňovat koaktivita svalů s antagonistickou funkcí.

Ustupuje novorozenecká flexe pánve a flexe dolních končetin, těžiště se přenáší kaudálně do oblasti pupku.

Podle Čáповé (2005) se v tomto období pokouší dítě o opěrnou funkci jedné horní končetiny na čelistní straně, s rostoucí motivací je schopno na krátkou dobu podržet lopatku v určité pozici.

V poloze na zádech se objevuje pozice šermíře, kde na čelistní straně ukazuje extenční postavení v kolenním a loketním kloubu, na záhlavní straně flekční. Významná je zevní rotace v ramenním a kyčelním kloubu na čelistní straně. Podle Vojty (1984) je poloha šermíře motorický výraz fixace pohledu.

Konec 1. a začátek 2. trimenonu

Koncem prvního a začátkem druhého trimenonu je dokončen vývoj symetrické opěrné báze. Vyváženou aktivitou ventrální a dorzální muskulatury osového orgánu se vyrovnává ventrální flexe pánve, dochází k napřimění páteře, povoluje reklinace v cervikokraniálním přechodu. Povoluje novorozenecká flexe končetin. Vleže na bříšku tvoří opornou bázi lokty a symfýza, resp. sousední části bříška, třísla a přední plochy stehen. Hlava je nesena mimo opěrnou bázi. V poloze na zádech dosáhne rovněž symetrické opěrné báze. Pánev se dostává do dorzální flexe, opěrnou bázi jsou záda, těžiště je přeneseno kraniálně do oblasti hrudní páteře, dolní končetiny jsou drženy proti gravitaci mimo opěrnou bázi (Vojta, 1995). Stabilizátory lopatek jsou zapojeny do synergie břišních řetězců.

Podle Čáповé (2005) jsou obě lopatky schopny dynamické stabilizace. V poloze na břiše se lopatka nachází v neutrální pozici, je plně zanořena do svaloviny trupu, spina scapulae je v rovině frontální. Tuto polohu zaujímá lopatka při opoře horní končetiny. To je rozdíl oproti vertikále, kde Kapandji (1987) a Janda (2004) popisují polohu lopatky 30° od frontální roviny.

V tomto období jsou již ramenní klouby centrovány a v poloze na břiše podélná osa paže a frontální rovina trupu svírají úhel 90°. Opora je o proximální část předloktí, zápěstí je drženo v dorzální flexi, prsty uvolněny.

2. polovina 2. trimenonu

V průběhu druhého trimenonu již posturální vývoj umožňuje i asymetrickou oporu. Aby dítě v poloze na břicho sáhlo po předmětu zájmu před sebou, přesouvá těžiště na bok a jeden loket za nakročení kontralaterální dolní končetiny. Opornými body jsou pak loket, homolaterální oblast pánevního pletence a kontralaterální koleno. Hlava a natažená horní končetina jsou mimo opěrnou bázi (Vojta, 1984). Tato fáze předpokládá již relativně velmi bohatou souhru svalů zapojených do různých staticko-dynamických funkcí v posturálním programu, jehož projevem je mimo jiné to, že stále větší část těla se při zachování stability může dostat mimo opěrnou bázi (Vařeka, Dvořák, 1999). I v poloze na zádech je dítě v polovině druhého trimenonu schopno přesunout těžiště stranou, což je spojeno s uchopováním přes střední rovinu těla. Přesunem těžiště stranou se přesouvá opora k rameni. Je to začátek otáčení.

Od 4,5 měsíce se tedy diferencuje funkce končetin, které se v určité fázi pohybu stávají opěrnou a fázickou končetinou. V tomto období vzniká lokomoční faktor jamek vůči stabilizované hlavici a později i femuru ve směru dorzo-kranio-laterálně (Čápková, 2005, Kolář, 2005). Podle Čápkové je to příčina postupného šroubovitého napřímění páteře od hlavy až k sakru (Čápková, 2005).

V poloze na břicho dál ustupuje těžiště kaudálním směrem. Ke konci druhého trimenonu se dítě opře o rozevřené dlaně s extendovanými pažemi (nejdříve mohou být ruce uzavřené). Paže jsou v rameni lehce zevně rotovány. Dítě tak rozšiřuje možnosti optické orientace a kontaktu s okolím (Vojta, 1984).

V pátém a šestém měsíci se vyvíjí otáčení. Během otáčení ze zad na břicho je jistá diferenciací funkce končetin, kdy se jedna končetina stává opěrnou a druhá ná kročnou. Je dokončen reciproční pohybový vzor: odrazová končetina provádí v kořenovém kloubu vnitřní rotaci, abdukci, extenzi, ná kročná končetina zevní rotaci, abdukci, flexi. Vždy jde o pohyb v recipročním vzorci (Kolář in Kraus, 2005).

3. trimenon

V sedmém měsíci se objevuje schopnost stabilizovat polohu na boku. Ze zajištěné polohy na boku se vyvíjí šikmý sed. Opěrnou bází tvoří nejdříve předloktí, hýždě a zevní část stehna, později se dítě opírá o rozevřenou dlaň.

Dítě používá pinzetový úchop a opozici palce. Volná končetina se flektuje nad 120° . Pokud je dítě schopno flexe horní končetiny nad 120° , bude se vertikalizovat.

Ze šikmého sedu se dítě dostává do polohy na všech čtyřech. Homologní zaujetí polohy na čtyřech se může objevit už v sedmém měsíci z polohy na bříše přes stretch mm. iliopsoates. Ke konci třetího trimenonu se může dítě ze šikmého sedu přes klek na kolenu pokoušet o vertikalizaci u opory. Prvního stoje u opory, velmi nestabilního a zajištěného hlavně pažemi, dosáhne dítě tak, že nakročí jednu dolní končetinu a vytahuje se oběma horními končetinami a nakročenou dolní končetinu extenduje. Zatížení chodidel ve stoji je při mediální straně, kolenní klouby jsou v hyperextenzi. V polovině druhého trimenonu se objevuje i podélný sed, který je však z hlediska vertikalizace slepou uličkou (Vojta, 1984).

Období od začátku 4. trimenonu

Dítě se pohybuje tzv. „kvadrupedální lokomocí ve vertikále“ a později bipedální lokomocí. Ve třech letech dokáže stát na jedné dolní končetině, objevuje se letová fáze kroku (Kolář in Kraus, 2005), dotváří se klenba nohy (Véle, 1997).

2. 6 Řízení hybnosti, motorické učení

Prof. Václav Vojta na základě zjištění, že stimulací určitých zón či bodů v konkrétní výchozí poloze lze vyvolat reflexní svalovou aktivitu charakteru globálního pohybového vzoru, která má vždy zákonitý průběh, dospěl k předpokladu, že existují geneticky zakódované motorické programy, uložené v CNS. S tím, že tyto geneticky fixované vzory přetrvávají v CNS po celý život, se ztotožňují i další autoři (Véle, Kolář, Čápová, Švejcar, Kováčiková, Beranová aj.). Podle Véleho (1997) se během intrauterinního období generují bazální rámcové pohybové modely geneticky fixované, které představují „operační systém“ pro tvorbu pozdějších podrobných pohybových programů. Tyto pohybové modely tvoří jakýsi rámeček pozdějších pohybových programů, který se vyplňuje v postnatálním období učení. Tak vznikají celé pohybové programy, individuální pohybové chování. Čápová (2000) uvádí, že jakákoliv porucha pohybového aparátu, byť již u vertikalizovaných jedinců, vede k aktuální poruše bazálních vzorů vzpřimovacích mechanismů, na základě změny aference. Odchýlením od geneticky preformovaného vzoru vzniká náhradní pohybový program.

Pearson (2000) hovoří o neuronálních okruzích v CNS, tzv. „*central pattern generators*“ (CPGs), které jsou schopny generovat rytmické vzory motorické aktivity. Podle Králíčka (2002) „*motor pattern generator*“, neuronální obvod CNS, produkuje centrální motorický program; ke spuštění jeho aktivity není potřebná periferní stimulace, ale není schopen pracovat spontánně, jeho fungování vyžaduje určitý aktivační signál z jiných oblastí CNS. CPG je založen v raném období vývoje a fenotyp ovlivňují různé (zejm. neuromodulační) mechanismy působící během ontogeneze. CPGs mají flexibilní funkci, jsou schopny vytvářet různé vzory (Pearson, 2000).

Mulder (1997) jako dvě nejdůležitější teorie řízení motoriky uvádí tzv. *teorii otevřené smyčky* a *teorii uzavřené smyčky*. Podle obou těchto teorií existuje pro každý pohyb motorický program uložený v mozku. Součástí řízení v otevřené smyčce je zpětná informace, detekce a oprava chyb. Podle teorie uzavřené smyčky by motorický program v mozku obsahoval všechny potřebné časové a kvantitativní parametry pohybu.

Véle (1997, 2006) definuje pohybový vzor jako časoprostorové schéma určitého pohybového úkonu integrovaného do pohybové matrice, uložené jako vzor v paměti. Naučené pohybové vzory uložené v paměti se uspořádávají *hierarchicky* podle určitého pořadí, daného četností aplikace, a podle toho jsou používány a adresovány. Posturální vzory, které participují na konfiguraci těla v nejčastějších posturálních situacích pohybového režimu individua,

zaujímají v této hierarchii nejdůležitější místo. Pohybové vzory pro stejné pohyby se mohou u mnohých jedinců vzájemně podobat a mít zdánlivě stereotypní charakter, ale jejich konkrétní provedení po adresaci pohybového vzoru bude odlišné v závislosti na *předchozích pohybech*, na *okamžitém stavu vnitřního prostředí, psychice, nocicepci i exterocepci*, bude mít individuální charakter (Véle, 1995).

Motorickým učením rozumíme vypracovávání nového motorického stereotypu, tj. nové stereotypní činnosti různých svalových skupin (Králíček, 2002).

Z hlediska lokalizace je motorické učení závislé na komplexní interakci mnoha částí mozku. Nejdůležitějšími strukturami jsou *mozeček, bazální ganglia a primární motorický kortex* (Pearson, 2000, Flash and Sejnowski, 2001). Stejně oblasti, které se podílejí na motorickém učení, se však již nemusí nutně podílet na uchování a provádění naučených dovedností.

Chceme-li pozměnit charakteristické držení nebo pohybové chování, je nutno nový program uložit do paměti učením a přiřadit mu *vysoký stupeň priority*. To vyžaduje *vědomou a dlouhodobou motivovanou aktivaci individua*. Musí na sobě chtít pracovat, musí se naučit vnímat své tělo (Véle, 1997). Při cvičení je důležité integrovat činnost svalu v rámci celé postury a jednotlivé svaly zapojovat v různých funkčních dimenzích.

Mulder (1997) při motorickém učení uvádí nutnou přítomnost záměru, aktivaci organismu a senzomotorickou aferenci.

Kolář (2006b, s. 168) zdůrazňuje, že schopnost vytváření správných a programovaných pohybů a přebudovávání fixovaných stereotypů je závislé také na *kvalitě centrálních nervových struktur*. Ta je vymezena plastičností centrálních řídicích složek, která se klinicky projevuje schopností relaxace, pohybové diferenciaci a dobrou úrovní somatostezie. Na nutnost dobré kvality vnímání upozorňuje i Hermachová (1999), která říká, že pokud se člověk naučí vnímat sám sebe a sebe ve vnějším prostředí (oboje je proměnlivé, dynamické), dostane se do situace, kdy je v živém dialogu se svým prostředím a učí se na něj přiměřeně reagovat. Tak lze u lidí, kteří mají navyklé, neměnné pohybové stereotypy, automatizované, dosáhnout uvolnění z patogenního stereotypu.

Některé obecné poznatky o motorickém učení předkládá Rychtecký (1993). Učení je dlouhodobý aktivní proces, v němž hraje zásadní význam motivace. Předpokladem efektivity jedince v učení jsou schopnosti (pohybové, senzomotorické, intelektové, sociální). Aby došlo

k účinné stabilizaci určité pohybové dovednosti, je potřeba stálé opakování, a to nejen ve stabilních, ale lépe i ve variabilních podmínkách. V průběhu učení by se měly upevnit pouze ty pohyby, které odpovídají cílové představě. Jestliže dojde ke stabilizaci vnitřního okruhu regulace při nesprávné kvalitě provedení pohybu, je přeučení velmi obtížné. I když se toho zdánlivě dosáhne, v emočně vypjaté situaci se jedinec obvykle vrací k starší, původně naučené podobě dovednosti.

2.7 Povrchová polyelektromyografie

Elektromyografie je disciplína, která se zabývá detekcí, analýzou a využitím elektrického signálu, který vzniká při svalové kontrakci (De Luca, 2006, s. 98). Uplatňuje se zejména v oborech, jako je neurofyziologie, kineziologie, řízení motoriky, psychologie, rehabilitační lékařství a dalších. Existují dvě základní metody elektromyografie. Invazivní, *jehlová*, kdy se jehlové elektrody inzerují přímo do svalu, a neinvazivní, *povrchová*, využívající povrchových kožních elektrod.

Povrchová polyelektromyografie je metoda umožňující sledování funkce a koordinace svalů při různých pohybových činnostech a za různých posturálních situací snímáním a grafickým záznamem elektrické aktivity několika svalů současně. Výhodou použití povrchových elektrod oproti jehlovým je zejména *neinvazivita* postupu. Vpich jehlové elektrody je totiž zdrojem nociceptivní iritace, která vede k *ovlivnění pohybového vzorce*, což je pro analýzu pohybu nevhodné. Ovlivnění pohybového vzorce však není vyloučené ani u povrchové elektromyografie. Jehlové elektrody snímají elektrickou aktivitu motorických jednotek pouze v těsné blízkosti hrotu jehly, elektromyogram snímáný kožními elektrodami umožňuje *globálnější* posouzení elektrické aktivity svalu v jeho větší oblasti. Další výhodou povrchové elektromyografie je také rychlá a jednoduchá aplikace.

Jehlová elektromyografie umožňuje testování menších a hlouběji uložených svalů. Nevýhodou povrchové elektromyografie je, že lze efektivně snímat pouze signály z *povrchově* uložených svalů. Také se nehodí pro malé svaly z důvodu rušivého vlivu potenciálů z okolních svalů.

Elektrofyzilogické základy – fyziologie svalové kontrakce, mechanismus přenosu elektrické aktivity činného svalu

Buněčná membrána excitabilních nervových i svalových buněk je nositelem elektrického náboje a má také schopnost tento náboj přechodně měnit. Tato přechodná a rychlá reakce na podráždění se nazývá akční potenciál. Při elektromyografickém vyšetření zaznamenáváme změnu akčního potenciálu při jeho průchodu nervem nebo svaem.

Základní funkční jednotkou svalu je *motorická jednotka*. Jedná se o soubor svalových vláken inervovaných jedním -motoneuronem. Motorické jednotky jsou různě velké, od několika svalových vláken po několik tisíc, v závislosti na diferencovanosti funkce svalu

(např. okohybné vs. hýžďové svaly). Vlákná jedné motorické jednotky nejsou ve svalu vedle sebe, ale jsou promíchána s vlákny jiných motorických jednotek.

Přenos vzruchu z terminální větvičky motoneuronu na svalové vlákno se děje na *nervosvalové ploténce*. Depolarizace presynaptické části neuromuskulární ploténky vede k uvolnění *acetylcholinu* z vesikul. Acetylcholin se naváže na receptory na postsynaptické membráně. Vzniká akční potenciál, který se šíří po svalovém vláknu a mechanismy zprostředkovanými molekulami Ca^{2+} umožní reakci mezi *aktinem* a *myosinem* svalového vlákna.

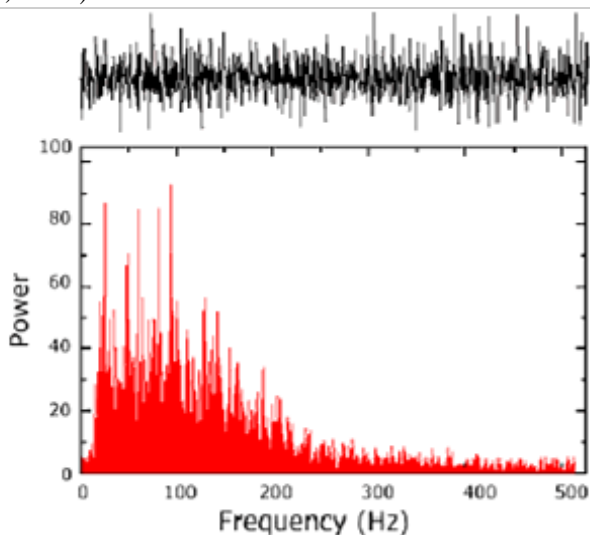
Při přirozeném svalovém stahu probíhá aktivace jednotlivých motorických jednotek *asynchronně*. Při udržování kontrakce se tedy ve své aktivitě střídají. Zvyšování intenzity kontrakce se děje náborem většího počtu a zvyšováním frekvence „pálení“ (*firing rate*) motorických jednotek.

Charakteristika elektromyografického signálu

EMG signál je elektrický projev neuromuskulární aktivity. Při svalové kontrakci dochází k výměnám iontů na membráně svalového vlákna. V povrchové elektromyografii EMG signál reprezentuje proud, který se přenesení ze svalového vlákna na elektrodu přes povrchovější tkáň.

Přímý (nezpracovaný) signál, detekovaný z povrchových elektrod rozdílovým zesilovačem, je bipolární. Amplituda se většinou pohybuje okolo 0,01 až 5 mV, frekvence nejvíce v rozsahu 50 – 150 Hz (De Luca, 2002; viz obr. 1).

Obr. 1: Frekvenční spektrum EMG signálu m. tibialis anterior při izometrické kontrakci 50 % MVC (De Luca, 2002)



Faktory ovlivňující elektromyografický signál

Hlavní amplitudové, časové a frekvenční charakteristiky EMG signálu závisí na (Gerdle et al., 1999, in Scott, 2003):

1. timingu a intenzitě svalové kontrakce,
2. vzdálenosti elektrody od aktivní části svalu,
3. vlastnostech tkáně (např. objem tukové tkáně),
4. vlastnostech elektrod a zesilovače, A/D převodníku (převod z analogové na digitální formu),
5. kvalitě kontaktu mezi elektrodou a kůží.

Svalová vlákna, podkožní tuk a kůže jsou anizotropní. Podkožní vazivo, tuk, cévy, představují objemový vodič, působící jako *frekvenční filtr*. Amplituda EMG signálu klesá exponenciálně se zvyšující se vzdáleností mezi svalovým vláknem a elektrodou (Day, 1997, in Scott, 2003).

Odchytky od základní linie elektromyografu, které nejsou způsobeny elektrickou aktivitou sledovaného svalu, označujeme jako *artefakty*. Artefakty zkreslují elektromyografický záznam a znesnadňují jeho interpretaci. Zkreslení signálu nelze zcela eliminovat, pro co nejpřesnější výklad je však nutné rušivé faktory minimalizovat.

Vzájemný podíl EMG signálu a nežádoucích artefaktů bývá definován jako tzv. *poměr signál – šum* („signal to noise ratio“).

Zdroje artefaktů (De Luca, 2002, Scott, 2003):

Vlastní šum elektronických komponent zařízení, sloužících k registraci a záznamu signálu: Všechny elektronické přístroje jsou zdrojem elektromagnetického záření. Frekvenční pásmo se pohybuje v rozmezí od 0 Hz do několika tisíc Hz. Tento faktor určuje kvalita přístroje, rušení je možno snížit použitím kvalitních komponent.

Okolní šum: Hlavním zdrojem je rozvod elektrické sítě, dále to může být rádiový nebo televizní přenos, počítače, ale i žárovky nebo fluorescentní lampy. Převažující frekvenční komponenta je 50 nebo 60 Hz, amplituda může být jeden až třikrát vyšší než amplituda EMG signálu. Na povrchu země je prakticky nemožné se elektromagnetickému záření vyhnout. V místnosti, kde je pořizován EMG záznam, by mělo být minimum elektronických přístrojů.

Pohybové artefakty: ty mohou vznikat jednak pohybem elektrolytu na rozhraní kůže a elektrody, jednak pohybem kabelů. Jejich frekvence je převážně mezi 0 Hz a 20 Hz. Tyto zdroje rušení lze redukovat náležitým upravením elektrických obvodů.

Vlastní nestabilita signálu: v závislosti na frekvenci „pálení“ motorických jednotek se nepravidelně mění amplituda EMG signálu. Týká se to především frekvenčního pásma 0 až 20 Hz. Doporučuje se tedy toto frekvenční pásmo odstranit.

Kontakt kůže – elektroda: Impedance na rozhraní kůže – elektroda je kvantitativně definována jako odpor kůže a hlubších tkání a kapacitance elektrod. Po přiložení elektrod na kůži probíhá biochemická reakce. Prostředí na rozhraní se stabilizuje během několika sekund. Může se však měnit v závislosti na změně teploty, prokrvení, pocení, změnou koncentrace elektrolytů, apod. (De Luca, 2006). Zásadní význam má rozdíl impedancí mezi elektrodami, na kterém závisí výsledný poměr signál – šum po odečtení rozdílovým předzesilovačem, a také změny impedance v průběhu jednoho měření. Vysokou impedanci kůže minimalizujeme odmaštěním kůže a odstraněním zrohovatělé epidermis pomocí speciálního gelu. Někdy je žádoucí odstranění chloupků.

Interference („cross-talk“): Je důležité si uvědomit, že snímaný EMG signál nereprezentuje výhradně aktivitu vybraného svalu, ale může docházet k interferenci z okolních nebo hlouběji uložených svalů. Proto je třeba pečlivě zvolit umístění elektrod a vzdálenost mezi nimi.

Charakteristika a umístění elektrod

Místo snímání, neboli umístění elektrod vzhledem ke svalu, vzdálenost mezi elektrodami a charakteristika elektrod a jsou důležité faktory, které ovlivňují velikost amplitudy a frekvenci signálu.

SENIAM (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles, in Hermens and Freriks, 2005) pro povrchovou bipolární EMG doporučuje gelové Ag/AgCl elektrody, o velikosti konduktivní arey 10 mm. Vzdálenost mezi elektrodami, resp. středy elektrod, by měla být 20 mm. Aby se zabránilo změně vzdálenosti během kontrakce svalu, je vhodnější používat elektrody s fixní vzdáleností.¹

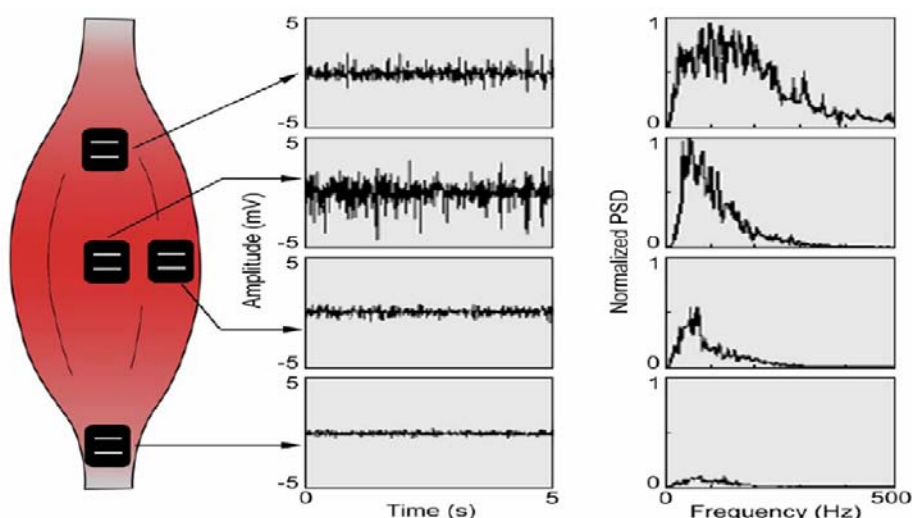
¹ Podrobnější informace viz www.seniam.org

Amplituda a frekvenční spektrum EMG signálu se liší v různých částech svalu (viz obr. 2) Elektroda by měla být umístěna mezi inervační zónou svalu² a úponem šlachy (De Luca, 2006). To může být zhruba na středu svalového bříška. V blízkosti šlachy je méně svalových vláken a stejně jako při okraji svalu je zde větší pravděpodobnost zaznamenání potenciálů z okolních svalů.

Ve vztahu k průběhu svalových vláken by měly být elektrody umístěny *paralelně*, tzn. tak, aby longitudinální osa elektrod, jež je dána středy obou elektrod, byla paralelní s průběhem svalových vláken. Místo uložení elektrod by mělo být definováno ve vztahu spojnice mezi dvěma anatomickými „orientačními body“ (např. kostěný výstupek).

Zemní elektroda je vhodné umístit pokud možno co nejdále od snímaného místa na elektricky neutrální tkáň, např. nad kostní výběžky (DelSys, 1996, De Luca, 1997).

Obr. 2: Závislost amplitudy a frekvence EMG signálu na lokalizaci elektrod (Groth, D., n.d.)



Zpracování a hodnocení záznamu povrchové elektromyografie

Rektifikace je převedení negativní složky elektromyografu na kladné hodnoty. Tento postup je upřednostňován před úplným odstraněním záporných hodnot. *Smoothing* (nebo také „*averaging*“, „*průměrování*“) je proces vypočítání průměru nebo střední hodnoty rektifikovaného signálu. *Integrací* získáme plochu pod křivkou rektifikovaného signálu. Vyjadřuje se ve volt-sekundách (V·s). Dále se používají nízké a vysoké *frekvenční filtry*; používání stupňových („*notch*“) filtrů se příliš nedoporučuje (Scott, 2002). Filtrováním totiž

² Místo kontaktu nervových a svalových vláken; také tzv. motorický bod, který definován jako místo svalu, kde lze elektrostimulací při minimální intenzitě vyvolat zřetelný záškub svalových vláken (Luca, 2002)

zároveň dochází k určité deformaci EMG křivky. *Normalizace* dat se většinou provádí pomocí procentuálního vyjádření aktuálních hodnot vzhledem k hodnotě maximální volní kontrakce. Slouží k interindividuálnímu srovnávání.

Existuje více způsobů hodnocení EMG křivek. Jedním postupem je přímá vizuální analýza křivky. Častým způsobem kvantitativního způsobu hodnocení je integrace plochy pod EMG křivkou. Dále je elektromyografický signál kvantifikován parametry RMS (root mean square, efektivní hodnota signálu), vzdáleností maximálních vrcholů v čase (peak-to-peak), hodnotami získanými frekvenční a spektrální analýzou a celkovým výkonem (total power). Sledují se časové charakteristiky – timing svalové aktivity více svalů vůči sobě. Při porovnání nástupu aktivit více svalů dohromady považuje De Luca (1993) jako hranici rozlišitelnosti a účelného rozlišení dobu 10 ms, přičemž za počátek aktivity pokládá nárůst velikosti amplitudy o dvě směrodatné odchylky vypočítané z původní klidové aktivity vyšetřovaného svalu. Dalším možným a používaným způsobem hodnocení je hodnocení vizuální, kdy se za počátek aktivity považuje první zřetelný nárůst elektromyografického signálu. Možnosti hodnocení také závisí na softwarovém vybavení.

3 CÍLE A HYPOTÉZY

3.1 Cíle

Hlavní cíl:

Cílem práce je zhodnotit možnost ovlivnění součinnosti svalů pomocí odporových cvičení, zaměřených na zlepšení funkční dynamické stabilizace lopatky.

Úkoly:

- Studium a zpracování odborné literatury.
- Výběr a sledování skupiny pacientů.
- Provedení klinického a polyelektromyografického vyšetření se zaměřením na kvalitu stabilizace lopatky.
- Instruktaž a kontrola cvičení.
- Zpracování a vyhodnocení dat vstupního a výstupního klinického vyšetření a polyelektromyografických záznamů.
- Seznámení s konceptem aplikovaného cvičení.

3. 2 Hypotézy

Za předpokladu splnění níže uvedených podmínek očekáváme změnu spolupráce svalů ve smyslu zlepšení kvality stabilizace lopatky. Ta bude hodnocena vyšetřením v opoře (test náklonu), pohybového vzoru abdukce v ramenním kloubu a polyelektromyografickým měřením vybraných lopatkových svalů.

Předpoklady:

Obecnými předpoklady efektivity cvičení a tedy dosažení cíle zlepšení kvality stabilizace lopatky jsou dostatečná kvalita a kvantita cvičení. To v sobě zahrnuje předpoklady ze strany pacienta: spolupráce, motivace, úroveň koordinace, schopnost vnímání vlastního těla, časové možnosti a zevní podmínky cvičení (prostor, pomůcky), vliv případné další pohybové aktivity, pracovního zatížení, atd. Předpoklady ze strany terapeuta jsou zejména schopnost bližšího definování problému pacienta, volba cviků.

Dílčí hypotézy:

Hypotéza č. 1: Při zlepšení kvality stabilizace lopatky bude při výstupním PEMG vyšetření nižší aktivita m. trapezius descendens a vyšší aktivita m. trapezius ascendens a m. serratus anterior

- a) při abdukci horní končetiny,
- b) v testu náklonu.

Zdůvodnění: Při svalové dysbalanci v oblasti ramenního pletence pravidelně nacházíme funkční útlum m. trapezius ascendens a kaudální části m. serratus anterior a hyperaktivitu m. trapezius descendens. Uvedené svaly jsou přístupné povrchové polyelektromyografii.

Ačkoliv při fázičném pohybu (abdukce) a v oporné funkci (náklon) participují tyto svaly na stabilizaci lopatky různě, očekáváme stejnou tendenci v obou případech.

Hypotéza č. 2: Při insuficienci stabilizace lopatky v testu náklonu se bude zvyšovat aktivita thorakolumbálního m. erector spinae a kraniální části m. rectus abdominis.

Zdůvodnění: Insuficience kvality stabilizace lopatky je provázána poruchou stabilizační funkce v oblasti osového orgánu (m. transversus abdominis, m. multifidus, bránice a pánevní dno, hluboké flexory krční páteře, m. serratus posterior inferior, vlákna m. psoas major). Ta je spojena s nadměrnou aktivací povrchových svalů při zvýšení nároků na stabilizaci.

4 METODIKA

4.1 Charakter skupiny

Studie se zúčastnilo celkem deset jedinců, tři ženy a sedm mužů, ve věku 14 – 52 let. Všichni byli seznámeni s cíli a průběhem studie. S podmínkami souhlasili a účastnili se dobrovolně. Anamnéza byla odebrána standardním způsobem (Vzor v příloze č. 1, kompletní anamnézy a kineziologické rozborů viz příloha č. 8). Čtyři pacienti byli s vertebrogenními obtížemi, pět bez výrazných subjektivních obtíží, jeden s neurologickou diagnózou (inkompletní léze krční míchy). Osm pacientů absolvovalo dříve rehabilitační léčbu, z toho pět pro vadné držení těla nebo skoliózu. Dva rehabilitační léčbu nikdy nepodstoupili. Sedm uvedlo pravidelnou pohybovou aktivitu, z toho pět aktivní sport. Všichni sledovaní současně se vstupem do studie začínali, resp. mezi započetím cvičení a prvním polyelektromyografickým měřením neuplynulo více než dva týdny.

Pacient č. 1: žena, ročník narození: 1957, výška: 165 cm, hmotnost: 63 kg

Intermitentní bolesti zad, spíše charakteru pocitu ztuhnutí, zejména po dlouhém spánku. Nejvíce oblast bederní páteře, někdy ztuhnutí krční páteře. Potíže trvají asi 10 let, před dvěma roky akutní lumbago – na rtg. zjištěny strukturální změny. V současné době kompenzovaná, pravidelně cvičí vlastní sestavu každé ráno.

Pacient č. 2: muž, ročník narození: 1975, výška: 178 cm, hmotnost: 80 kg

V současné době prakticky bez obtíží, jinak intermitentně vertebrogenní. Monotónní pracovní zatížení (elevace s protrakcí levého ramene). Cvičí třikrát týdně v posilovně. Doporučené cviky zařazuje do tréninku.

Pacient č. 3: žena, ročník narození: 1980, výška: 160 cm, hmotnost: 57 kg

Migrény – asi jednou za měsíc, spojeno s bolestí krční páteře, při celkovém vypětí; bolest mezi lopatkami. Cvičitelka Pilates (1-2 hod. denně).

Pacient č. 4: žena, ročník narození: 1954, výška: 171 cm, hmotnost: 77 kg

Dlouhodobě vertebrogenní obtíže, zejm. v bederní oblasti, nejvíce po zátěži (chůze do kopce a s kopce), i klidové, bolesti krční páteře a hlavy, brnění PHK, C p. – na rtg. degenerativní změny C p., bolesti plosek, pocit instability kolen, polymorbidita, absolvovala rehabilitační léčbu.

Pacient č. 5: muž, ročník narození: 1990, výška: 182 cm, hmotnost: 62 kg

Subj. bez obtíží, 2004-2006 RHB pro vadné držení těla, skolióza.

Pacient č. 6: muž, ročník narození: 1993, výška: 175 cm, hmotnost: 57 kg

Subj. prakticky bez obtíží; bolest levého kotníku - po tréninku, 2 roky. Centrální koordinační porucha, terapie metodou reflexní lokomoce dle Vojty, i v současnosti, ob den.

Pacient č. 7: muž, ročník narození: 1982, výška: 179 cm, hmotnost: 71 kg

Intermitentní bolesti v zádech, v křížové oblasti, někdy paravertebrálně střední Th vpravo. Věnuje se zdravotnímu cvičení, tchai-ti.

Pacient č. 8: muž, ročník narození: 1989, výška: 180 cm, hmotnost: 62 kg

Subjektivně prakticky bez obtíží, sporadicky bolesti dolní části zad při delším zaujímání statické pozice; od 13 let rehabilitace pro skoliózu; před 2 měsíci začal navštěvovat posilovnu.

Pacient č. 9: muž, ročník narození: 1986, výška: 173 cm, hmotnost: 73 kg

St. p. poranění krční míchy 2/06 s dg. inkompletní hemisyndrom míšní se spastickou hemiparézou l. dx., poruchou povrchového čítí od C4 vpravo a syringomyelickou disociací od C6 vlevo; spasticita a oslabení pravostranných končetin, samostatná chůze s vycházkovou holí.

Pacient č. 10: muž, ročník narození: 1990, výška: 179 cm, hmotnost: 71 kg.

Subjektivně bez obtíží, dva roky rehabilitace pro VDT a obtíže se zrakem (před usnutím vidí černé tečky), subj. bez efektu.

4. 2 Kineziologický rozbor

Vyšetření aspektů jsme prováděli postupem dle Lewita. Nejprve jsme hodnotili celkový dojem. Následuje vyšetření stoje zezadu, kdy sledujeme zejména postavení pat, tvar a tloušťku Achillových šlach a lýtek, postavení kolen, tvar a tloušťku stehen, výšku gluteálních linií, tonus hýžďových svalů, tvar boků, taili, tonus (prominenci) paravertebrálních svalů, křivku páteře, postavení lopatek, ramen, kontury šíje, postavení krku a hlavy. Při pohledu ze strany posuzujeme nejprve celkové držení (těžiště hlavy – ramenní pletenec – pánevní pletenec – chodidla), poté sledujeme postavení kolenních kloubů, klenutí hýždí, zakřivení páteře, tvar břišní stěny, postavení ramen, držení hlavy. Zepředu hodnotíme postavení chodidel a prstů, podélnou a příčnou klenbu nohy, kolena, stehna, postavení pupku, obrysy břišní dutiny a odhadujeme tonus břišních svalů, dále si všímáme postavení a tvaru hrudníku, klíčních kostí a nadklíčkových jamek. Vzor viz příloha č. 2.

4.3 Test náklonu

Jako test k ohodnocení funkce fixátorů lopatek jsme použili test náklonu podle Koláře (2006a).

Výchozí poloha: Vzpor klečmo.

Provedení: Pacient provede náklon v ramenních a kyčelních kloubech směrem dopředu.

Sledujeme stabilizaci a chování lopatek během pohybu.

Správné provedení: Během náklonu jsou lopatky fixovány k trupu.

Projevy insuficience: Při náklonu na straně insuficience vzniká addukce horního úhlu lopatky a odstupuje dolní úhel lopatky od trupu. Paralelně se na stejné straně zvyšuje aktivita extenzorů páteře na úrovni Th/L přechodu.

Hodnocení: pozitivní / negativní.

4.4 Pohybový stereotyp abdukce v ramenním kloubu

Podle Jandy (1984) informuje vyšetření stereotypu abdukce v ramenním kloubu velmi dobře o průběhu základních pohybů v ramenním kloubu. Vyšetřovaný provádí pohyb pomalu, tak, jak je zvyklý, nedotýkáme se ho ani ho o pohybu nijak detailně neinstruujeme.

Ve výchozí pozici stoj provede pacient plynule abdukci volně extendovaných horních končetin do horizontály a zpět. Sledujeme chování lopatky během pohybu, její fixaci k hrudníku. Správně je pohyb veden plynule, nedochází k elevaci ramenního pletence, aktivita m. trapezius descendens působí pouze stabilizačně, rotace lopatky nezačíná dříve než při 20° abdukce v glenohumerálním skloubení. Lopatka je při pohybu dobře fixovaná k hrudníku.

Při chybné aktivaci vidíme hyperaktivitu m. trapezius descendens, která bývá spojena s elevací ramenního pletence. Zvýšení skapulohumerálního rytmu provází časnější zahájení rotace lopatky. Fixace lopatky k hrudníku není dostatečná, dochází k odstávání margo medialis nebo angulus inferior. Můžeme také pozorovat addukci lopatky.

4.5 Vybrané testy zaměřené na hlubokou stabilizaci páteře

Pro ohodnocení kontroly stabilizace páteře jsme použili čtyři z několika testů popisovaných Kolářem (2005, 2006b). Každý test jsme hodnotili jako pozitivní nebo negativní.

A. Brániční test

VP: Sed, napřímené držení páteře, hrudník ve výdechovém postavení.

Provedení: Palpujeme laterálně pod dolními žebry za mírného tlaku proti laterální skupině břišních svalů. Pacient se snaží ve výdechovém postavení hrudníku a napřímeném držení páteře vyvinout protitlak s roztažením dolní části hrudníku. *Hodnotíme*, jak je pacient schopen aktivovat bránici v souhře s s aktivitou břišního lisu a pánevního dna; také sledujeme symetrii zapojení svalů.

Správná aktivace:

Pacient aktivuje proti naší palpaci, dolní část hrudníku se symetricky rozšiřuje laterálně, rozšiřují se interkostální prostory, pohyb se uskutečňuje v transverzální rovině.

Chybná aktivace:

- Žádná nebo velmi slabá aktivace.
- Pacient nedokáže udržet kaudální postavení žeber, při aktivaci dojde k pohybu žeber směrem kranialním.
- Při aktivaci nedochází k laterálnímu rozšíření hrudníku a k dostatečnému rozšíření mezižeberních prostor.

B. Test břišního lisu

VP: Leh na zádech, dolní končetiny podpíráme v trojflekčním postavení s mírnou abdukci a zevní rotací v kyčelních kloubech, hrudník pasivně nastavíme do výdechového postavení.

Provedení: Postupně odstraňujeme oporu dolních končetin a pacient musí původní postavení udržet. Při výrazném oslabení pouze snižujeme oporu. *Sledujeme* zapojení břišních svalů a vzájemný poměr jejich aktivace, chování hrudníku.

Správná aktivace:

Aktivace břišních svalů je rovnoměrná, hrudník zůstává v kaudálním postavení a v dolní části se rozšíří laterálně.

Chybná aktivace:

Dominance aktivity horní části m. rectus abdominis, palpačně ověřujeme, že především v laterodorzálních části břišní stěny je minimální nebo žádná aktivita, nad úrovní inquitálního ligamenta dochází k vyklenutí břišní stěny, umbilicus je tažen kraniálně. Hrudník přechází do inspiračního postavení. Výrazně se zvyšuje aktivita paravertebrálních svalů, pozorujeme nestabilitu Th-L přechodu (hyperextenzi).

C. Extenční test

VP: Leh na břicho, horní končetiny mohou být buď podél těla, nebo jsou pokrčeny a opřeny o ruce (podpor ležmo).

Provedení: Pacient zvedne hlavu nad podložku a provede mírnou extenzi páteře.
Hodnotíme koordinaci zapojení zádových svalů a laterodorzální skupiny břišních svalů. Sledujeme i zapojení ischiocrurálních svalů a m. triceps surae a postavení a souhyb lopatek.

Správně: Při extenzi se aktivují zádové (paravertebrální) svaly ve vyrovnané koaktivitě s laterální skupinou břišních svalů.

Projevy insuficience:

Výrazná aktivace paravertebrálních svalů zejména v thoracolumbální oblasti, laterodorzální skupina břišních svalů se aktivuje minimálně nebo vůbec, můžeme pozorovat konvexní vyklenutí. Horní úhly lopatek jsou taženy kraniálně a do addukce (aktivací střední a horní části m. trapezius), dolní úhly se abdukují. Nadměrně se aktivují ischiocrurální svaly, někdy i m. triceps surae.

D. test flexe hlavy a krku

VP: Leh na zádech.

Provedení: Pacient pomalu zvedá hlavu a lehce flektuje trup. Pozorujeme zejména chování hrudníku a zapojení břišních svalů. Pro lepší hodnocení postavení dolních žeberek je vhodné je palpací kontrolovat v medioklavikulární linii.

Správně: Břišní svaly se rovnoměrně aktivují, hrudník zůstává kaudálně, aktivuje se laterální skupina břišních svalů.

Insuficience:

- Při flexi hlavy se objevuje kraniální synkinéza hrudníku a klíčních kostí.
- Pohyb probíhá v nádechovém postavení hrudníku, dochází k laterálnímu pohybu žebér a vyklenutí laterální části břišních svalů.
- Dochází k vyklenutí laterální skupiny břišních svalů a vystoupení břišní diastázy.
- Nadměrně se aktivuje m. rectus abdominis, m. obliquus abdominis externus, bez účasti bránice a laterální skupiny břišních svalů.

4.6 Polyelektromyografické měření

K polyelektromyografickému měření byl použit šestnácti-kanálový telemetrický elektromyograf firmy Noraxon U.S.A., Inc., se softwarem MR 2.10.

Snímané svaly:

- m. trapezius pars descendens,
- m. trapezius pars ascendens,
- m. serratus anterior,
- kontralaterální m. erector spinae Th/L,
- m. rectus abdominis pars superior.

Umístění elektrod:

- *m. trapezius pars descendens:* Jedna elektroda na středu úsečky mezi acromionem a trnem C 4, druhá mediokraniálně ve směru svalových vláken.
- *m. trapezius pars ascendens:* Jedna elektroda nad spojnicí dolního úhlu lopatky a trnů hrudní páteře v třetině této vzdálenosti, druhá mediokaudálně ve směru průběhu svalových vláken.
- *m. serratus anterior:* Jedna elektroda dva centimetry od úponu svalu na sedmém žebře, druhá elektroda dorzokraniálně ve směru vláken.
- *m. erector spinae Th/L kontralaterální:* Elektrody umístěny nad sebou na vrcholu paravertebrálního valu v úrovni obratlových trnů Th 12, L1.

- *m. rectus abdominis pars superior*: Jedna elektroda pod processus xiphoideus cca. 2 cm laterálně od střední čáry, druhá kaudálně ve směru vláken.
- *zemní elektroda*: Acromion kontralaterálně.

Viz příloha č. 3.

M. trapezius descendens, m. trapezius ascendens a m. serratus anterior byly vybrány proto, že mají zásadní význam pro stabilizaci ramenního pletence. M. rectus abdominis a thoracolumbální m. erector spinae pak zastupují povrchové stabilizační svaly trupu. Výše uvedené svaly jsme volili také proto, že jsou vzhledem k povrchovému uložení dobře přístupné pro snímání svalové aktivity pomocí povrchové polyelektromyografie.

Pro polyelektromyografické měření jsme zvolili následující testy:

- *test abdukce v ramenním kloubu – ve výchozí poloze sed a výchozí poloze stoj*
- *test náklonu.*

U všech probandů jsme měření prováděli na pravé straně těla³.

Postup měření:

Nejdříve bylo vyhledáno místo nalepení elektrod (viz výše) a palpačně ověřena správnost volní aktivací svalu proti odporu. Následovalo odmaštění a peeling gelem, nalepení elektrod a připevnění kabelů podle kanálů. Výchozí pozice vyšetřovaného byla korigována základní slovní instrukcí. Pohyb byl vyšetřovanému jednoduše vysvětlen, případně předveden. Pacient byl vyzván pohyb opakovat. Po spuštění zvukového časovače pro udávání rytmu vyšetřovaný pohyb pro zkoušku znovu třikrát zopakoval. Poté probíhalo vlastní měření.

A. Test abdukce v ramenním kloubu

Výchozí poloha:

- I. Pacient sedí, horní končetiny volně spuštěné podél těla, dolní končetiny celou plochou chodidel na podložce, v základním trojflexním postavení s mírnou abdukci v kyčelních kloubech.
- II. Stoj rozkročný na šíři boků, chodidla paralelně, horní končetiny volně spuštěné podél těla.

³ vyjímka u probanda č. 9 s pravostrannou spastickou hemiparézou

Provedení: Pacient z připažení plynule upažuje horní končetinu volně extendovanou v lokti do horizontály a zpět. Pohyb opakuje šest až sedmkrát. V připažení klademe důraz na uvolnění celého pletence horní končetiny.

B. Test náklonu

Výchozí poloha:

Vyšetřovaný zaujme vzpor klečmo, horní končetiny opřené o celé dlaně, prsty volně extendované, směřují vpřed, lokty jsou ve volné extenzi tak, aby nebyl loketní kloub uzamčený. Dlaně jsou pod rameny. Dolní končetiny jsou v abdukcii na šíři spojnice kyčelních kloubů, kolena pod kyčlemi, bérce rovnoběžně, chodidla mimo vyšetřovací lehátko. Pohled očí směřuje mezi dlaně.

Provedení:

Po zaujetí výchozí polohy a spuštění zvukového časovače probíhá snímání aktivity v této poloze po dobu pěti zvukových signálů. Po zaznění pátého signálu vyšetřovaný plynule přenesse váhu vpřed náklonem v kyčelních a ramenních kloubech o 10°. V této poloze vydrží po dobu dalších pěti zvukových signálů.

4.7 Metodika cvičení

Na základě anamnézy, kineziologického rozboru a funkčních testů byli probandi edukováni o povaze problému a instruováni individuálně k provádění domácího cvičení (viz příloha č. 6).

Jako odporu bylo použito therabandu, činky, kladky, nebo pouze váhy vlastního těla. Zařazovány byly v některých případech dle potřeb terapie i cviky bez odporu. Pro autoterapii bylo nejčastěji jako nejdostupnější pomůcky použito therabandu.

Výchozí polohy: stoj, stoj rozkročný pravou (levou) vpřed, klek pravou (levou) vpřed, vzpor klečmo, leh na zádech, „tříměsíční poloha“ na zádech, šikmý sed, aj. Při cvičení jednoruč vstojí, ve výpadu nebo v kleku, bylo výchozí postavení dolních končetin voleno tak, aby odpovídalo lokomočnímu (recipročnímu) cyklu. Příklad: „triceps“ na kladce – horní končetina jde do extenze, mírné zevní rotace v ramenním kloubu, pronace: dolní končetiny – druhostranná vpředu (odraz), stejnostranná dolní končetina vzadu (nákrok).

Cvičení bylo jak v otevřených tak uzavřených kinematických řetězcích. I při cvičení fázickém jsme preferovali současné zapojení druhé horní končetiny v opoře (o dlaň, předloktí, rameno). Výchozí poloha, směr a velikost odporu byly s pacientem individuálně nastaveny tak, aby vektor odporu z odpovídající výchozí pozice facilitoval „centračně-stabilizační“ aktivitu, resp. směřoval k centrovanému držení. Důležitým požadavkem bylo, aby měl pacient správnou představu o držení a pohybu a byl schopen samostatně provedení kontrolovat. V některých případech si pacienti vedli popisky cviků, a/nebo jim byly provedeny a poskytnuty fotografie. Někdy bylo potřeba kontroly druhé osoby.

Při fázickém cvičení horní končetinou jsme upřednostňovali cvičení „jednoruč“ z důvodu aktivizace krátkých rotačních svalů a diagonálních řetězců. Důraz byl také v případě potřeby kladen na vědomou preaktivaci břišního lisu.

Cvičební jednotka obsahovala individuální počet cviků, nejméně tři. Požadovaná frekvence cvičení byla minimálně třikrát v týdnu, optimálně denně.

Doba provádění cvičení, tzn. doba mezi vstupním a výstupním vyšetřením, byla sedm až devět týdnů. V průběhu této periody proběhla jednou až třikrát kontrola kvality provádění cvičení, případně úprava či změna cviků. V jednom případě kontrolní návštěva neproběhla.

Cviky obsahuje *příloha č. 7*.

Některé cviky primárně poněkud více zapojují určitou svalovou skupinu (sval, část svalu); vždy však v rámci svalové souhry:

M. trapezius pars descendens et media (m. latissimus dorsi): cviky č. 5 – 12,

m. serratus anterior: cviky č. 13 – 18,

m. pectoralis major: cviky č. 19 – 21,

m. deltoideus pars posterior: cviky č. 22 – 24,

m. triceps brachii: cviky č. 25 – 28.

4.8 Výstupní hodnocení

Součástí výstupního hodnocení bylo:

- Subjektivní hodnocení terapie a jejího efektu. Za účelem zmapování subjektivního ohodnocení efektivity, náročnosti cvičení a míry motivace ke cvičení jsem sestavila jednoduchý dotazník (viz příloha č. 4).
- Vizuální hodnocení postavení lopatek a pohybového stereotypu abdukce v ramenním kloubu.
- Hodnocení testu náklonu.
- Výše uvedené vybrané testy zaměřené na hlubokou stabilizaci páteře.
- Polyelektromyografické měření dle stejného postupu jako při vstupním vyšetření.

Porovnání klidového postavení pletence horní končetiny, pohybového stereotypu abdukce v ramenním kloubu a test náklonu jsme hodnotili jednak orientačně přímo, jednak zpětně porovnáním z fotodokumentace a videodokumentace provedené při vstupním a výstupním vyšetření (viz příloha č. 8).

4.9 Zpracování výsledků polyelektromyografického měření

Ke zpracování elektromyografického záznamu byl použit software MyoResearch 2.10. Úprava signálu zahrnovala rektifikaci a smoothing (RMS 100). Po zanesení markerů byla u abdukce opakování zprůměrována. Sledovanými parametry byly u abdukce v ramenním kloubu *mean* (celková aktivita μV vymezená plocha u pod křivkou elektromyogramu) a *procenta* (podíl daného svalu na pohybu ze sta procent, uvažovaných pro všechny měřené svaly). Tyto parametry jsme porovnávali u vstupního a výstupního měření. Jako signifikantní změnu u jednotlivých svalů jsme hodnotili nárůst nebo pokles aktivity o 25% nebo více z hodnoty naměřené pro daný sval při vstupním vyšetření. Pro procentuální hodnotu jsme jako signifikantní změnu uvažovali rozdíl 5 %.

U testu náklonu jsme porovnávali *mean*, *procentuální zastoupení* a pořadí začátku svalové aktivity (*timing*).

5 VÝSLEDKY

Hodnocení dotazníku (Tabulka 1)

U šesti pacientů došlo vlivem cvičení k subjektivnímu zlepšení. Čtyři nevnímali žádnou významnější změnu. Zhoršení nenastalo ani v jednom případě. Z časových a jiných důvodů tři necvičili pravidelně a pět pacientů se současně věnovalo i dalšímu typu pohybové aktivity. Vlastní motivaci k zadanému cvičení hodnotili všichni pacienti jako střední (7) nebo vysokou (3). Dále bylo součástí dotazníku posouzení koordinační a fyzické náročnosti cviků. Koordinační náročnost byla v šesti případech hodnocena jako střední, dva pacienti ji vnímali jako vysokou, dva jako nízkou. Fyzická náročnost byla vnímána převážně jako střední, ve dvou případech jako nízká.

Tabulka 1. *Dotazník*

Pacient	subj. změna	pravidelnost	jiná aktivita	motivace	náročnost	
					koordinační	fyzická
1	0	A	A	2	1	2
2	+	N	A	2	2	1
3	+	N	A	2	3	2
4	+	N	N	2	2	2
5	+	A	N	3	2	2
6	0	A	N	2	2	2
7	+	A	A	3	2	2
8	0	A	A	2	2	1
9	+	A	N	3	1	2
10	0	A	N	2	3	2

+ ...zlepšení, 0...beze změny, -...zhoršení

A...ano, N...ne

1...malá, 2...střední, 3...velká

Hodnocení změny postavení lopatky a abdukce v ramenním kloubu (Tabulka 2)

Porovnávali jsme, zda a jak se změnilo klidové postavení lopatek a jaká změna nastala u pohybového vzoru abdukce v ramenním kloubu. U pěti vyšetřovaných jsme pozorovali změnu v klidovém postavení lopatky i v průběhu abdukce. Ve dvou případech byla patrná jen mírná změna v postavení, ale průběh pohybu odlišnosti nevykazoval. U tří nebyla zřejmá změna ani v klidové pozici lopatky, ani v průběhu abdukce.

Tabulka 2. Postavení lopatky, abdukce v ramenním kloubu

Pacient	1		2		3		4		5	
postavení pletence HK	před	po	před	po	před	po	před	po	před	po
↑ kontury m. trapezius	A	A	N	N	L↑	S	L↑	L↑	N	N
elevace/deprese lopatky	L↑	L↑	L↑	L↑	L↑	méně	L↑	L↑	L↑	méně
abdukce/addukce lop.	L↑	S	P↑	P↑	L↑	S	S	S	S	S
rotace lopatky	L ZR	N	N	N	P ZR	P ZR	N	N	L VR	méně
scapula alata	A	A	N	N	P	méně	N	N	A, L↑	P N, L méně
VR paže	A	A	A	A	L	N	P	P	L↑	méně
Abdukce	před	po	před	po	před	po	před	po	před	po
hyperaktivita TRD	A	A	A	A, L ↑	L	N	A, L↑	A, L↑	A	N
elevace ramene	N	N	A	A, L ↑	L	N	A, L↑	A, L↑	P↑	N
addukce lopatky	N	N	A	A, L ↑	P	N	N	N	N	N
↑ SH rytmus	N	N	A	A	N	N	N	N	L	N
scapula alata	L	L	N	N	N	N	N	N	A	N
plynulost	A	A	L N	L N	A	A	N	N	A	A

Pacient	6		7		8		9		10	
postavení pletence HK	před	po	před	po	před	po	před	po	před	po
↑ kontury m. trapezius	N	N	P	méně	A	A	N	N	P↑	P↑
elevace/deprese lopatky	L↑	méně	L↑	L↑	L↑	L↑	L↑	L↑	S	L↑
abdukce/addukce lop.	L↑	S	P↑	P↑	S	S	P↑	méně	P↑	P↑
rotace lopatky	P VR	N	L VR	méně	N	N	P VR	P VR	P ZR	bil. ZR
scapula alata	A	méně	A	méně	A, L ↑	A, L ↑	P	P	A, L↑	A
VR paže	L	L	N	N	L	L	N	N	A	A
Abdukce	před	po	před	po	před	po	před	po	před	po
hyperaktivita TRD	A	méně	A	N	A, L ↑	A, L ↑	A	A	L	L
elevace ramene	A, L ↑	méně S	A	N	N	N	A	A	L	méně
addukce lopatky	N	N	P	N	A	A	N	N	P	P
↑ SH rytmus	A, L ↑	méně	N	N	N	N	N	N	L	N
scapula alata	A	méně	L	N	A	A	P	P	L	L
plynulost	N	A	A	A	A	A	A	A	A	A

S...symetrie

↑...výš/zvýšený, ↓...níž/snížený

A...ano, N...ne

L...levá, P...pravá

červeně...značí změnu

Polyelektromyografické měření – abdukce v ramenním kloubu (Tabulka 3)

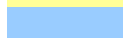
U abdukce v ramenním kloubu jsme hodnotili změny aktivity m. trapezius descendens (**TRA**) et ascendens (**TRD**), m. serratus anterior (**SA**) a kontralaterálního m. erector spinae Th/L (**ES**). M. rectus abdominis (**RA**) zde hodnocen nebyl, u žádného z vyšetřovaných v průběhu pohybu nevykazoval změny klidové aktivity.

Nižší aktivitu m. trapezius descendens při výstupním oproti vstupnímu vyšetření jsme pozorovali u pěti vyšetřovaných (č. 3, 5, 6, 7, 8), z toho u jednoho pouze vsedě (3). U tří změna nenastala a u jednoho byla aktivita vyšší. Aktivita m. trapezius ascendens se zvýšila u šesti vyšetřovaných (2, 3, 5, 6, 7, 9), z toho u dvou pouze vestoje (6, 9). U tří nebyla změna, u jednoho snížení vsedě. Změny v aktivitě m. serratus anterior byly značně interindividuálně variabilní. Rovněž tak u m. erector spinae. Procentuální podíl m. erector spinae na daném pohybu se však ani v jednom případě významně nezměnil.

Tabulka 3. PEMG – abdukce v ramenním kloubu

Pacient	Sval	mean (μV)				%			
		před		po		před		po	
		sed	stoj	sed	stoj	sed	stoj	sed	stoj
1	TRD	403	354	423	325	33	38	35	33
	TRA	180	174	172	142	15	18	14	15
	SA	307	241	266	311	25	26	24	32
	ES	207	82	128	68	17	9	13	7
2	TRD	178	167	209	198	22	25	22	27
	TRA	172	106	299	201	21	16	30	28
	SA	261	268	285	183	32	39	30	25
	ES	104	52	75	49	13	8	9	7
3	TRD	190	184	126	240	21	21	9	17
	TRA	426	391	884	686	47	45	63	49
	SA	158	171	292	322	18	20	21	23
	ES	46	37	37	64	5	4	3	5
4	TRD	210	217	190	134	37	33	34	31
	TRA	105	130	123	92	18	19	22	21
	SA	122	148	96	98	21	22	17	22
	ES	77	78	83	71	13	12	15	16
5	TRD	966	886	643	586	37	37	22	30
	TRA	830	672	1510	815	32	28	53	42
	SA	554	573	402	352	21	24	14	18
	ES	90	85	117	26	3	4	4	1
6	TRD	785	792	383	381	43	49	30	27
	TRA	129	91	148	159	7	6	12	11
	SA	616	466	481	537	34	29	38	38
	ES	187	168	147	183	10	10	12	13
7	TRD	633	539	273	317	29	33	13	20
	TRA	718	390	858	520	33	24	42	33
	SA	426	418	858	514	20	26	25	32
	ES	270	154	264	111	12	10	13	7
8	TRD	386	342	236	201	19	20	13	12
	TRA	801	721	755	616	39	42	41	37
	SA	546	386	541	515	26	23	29	31
	ES	181	90	153	137	9	5	8	8
9	TRD	239	191	465	454	27	26	34	35
	TRA	154	122	190	191	16	15	14	15
	SA	357	311	496	439	42	44	36	34
	ES	46	48	64	47	4	4	5	4
10	TRD	236	213	199	188	29	29	26	27
	TRA	157	111	164	122	19	15	22	18
	SA	235	243	231	209	29	33	31	30
	ES	86	60	101	81	10	8	13	12

 ...nárůst aktivity

 ...pokles aktivity

μV ... změna o 25% původní hodnoty nebo více

%... změna o 5% nebo více oproti původní hodnotě

Porovnání vyšetření pohybového stereotypu abdukce v ramenním kloubu aspektů s výsledky polyelektromyografického měření

Pro data získaná vyšetřením aspektů jsme brali v úvahu změny vpravo, vzhledem k tomu, že aktivitu svalů jsme snímali na pravé straně těla.

U vyšetřovaných č. 1, 2, 4, 8 a 9 a 10 jsme nepozorovali výraznější změny v klidové pozici ani v kinematice pravé lopatky při abdukci v ramenním kloubu. Elektromyografické měření bylo beze změny u dvou, v jednom případě byla v obou výchozích polohách vyšší aktivita m. trapezius descendens, v jednom nižší aktivita m. trapezius descendens, také v obou výchozích polohách, v jednom případě byla aktivita všech svalů vsedě stejná, vstoje nižší.

Vyšetřovaná č. 3 měla pravou lopatku lépe fixovanou k hrudníku a mediální posun při abdukci byl menší. PEMG vyšetření ukázalo vyšší aktivitu m. serratus anterior a m. trapezius descendens.

U vyšetřovaného č. 5 jsme při výstupním vyšetření pozorovali výrazné zlepšení fixace obou lopatek k hrudníku a zřetelně menší kinetickou aktivaci m. trapezius descendens při abdukci. Polyelektromyografické vyšetření ukázalo nižší aktivitu m. trapezius descendens. Aktivita m. serratus anterior se nezvýšila, byla dokonce nižší, než při vstupním měření. M. trapezius descendens byl více aktivní vstoje, vsedě nebyla patrná změna.

U vyšetřovaného č. 6 byla méně výrazně vyjádřena scapula alata, hyperaktivita m. trapezius descendens s elevací ramene se rovněž jevila jako menší. Při polyelektromyografickém měření se ukázalo snížení aktivity m. trapezius descendens, aktivita dolní části trapézového svalu byla vyšší pouze v sedě, aktivita m. serratus anterior se nezměnila.

U vyšetřovaného č. 7 došlo ke zlepšení téměř ve všech sledovaných parametrech (scapula alata, hyperaktivita m. trapezius descendens, elevace ramene, addukce lopatky). V obou výchozích polohách byla vyšší aktivita m. trapezius ascendens i m. serratus anterior a nižší aktivita m. trapezius descendens.

Vyšší aktivitu všech měřených stabilizačních svalů lopatky (TRD, TRA, SA) jsme při PEMG našli u vyšetřovaného č. 9, ačkoliv vizuálně jsme významnější změny nepozorovali.

Test náklonu (Tabulka 4)

Pozitivní test náklonu byl při vstupním vyšetření u všech vyšetřovaných. Z toho u čtyř pouze vpravo nebo vlevo. Ke změně v tomto testu došlo u tří vyšetřovaných.

Tabulka 4. *Test náklonu*

Pacient	před		po	
	P	L	P	L
1	+	+	+	+
2	+	+	+	+
3	+	-	-	-
4	-	+	-	+
5	+	+	-	-
6	+	+	+	+
7	+	+	-	+
8	+	+	+	+
9	-	+	-	+
10	+	-	+	-

+...pozitivní

-...negativní

barevná výplň...značí změnu

Polyelektromyografické měření – náklon (Tabulka 5)

Změny aktivity jsme u hodnocení náklonu porovnávali s výsledky změn v testu náklonu (viz tab. 3). V tomto testu došlo ke zlepšení u třech vyšetřovaných (3, 5, 7). U vyšetřovaných č. 3 a č. 7 se v náklonu se výrazně nezměnila aktivita ani jednoho z měřených lopatkových svalů. U vyšetřovaného č. 5 byla aktivita m. serratus anterior i m. trapezius descendens vyšší a zároveň se snížila aktivita m. trapezius descendens.

U dalších vyšetřovaných změny variabilní. U vyšetřované č. 1 vyšší aktivita TRA a nižší SA, u vyšetřovaného č. 2 nižší aktivita SA, vyšetřovaná č. 4 beze změny, č. 6 vyšší aktivita SA, č. 8 nižší TRA, č. 9 vyšší TRA, č. 10 beze změny.

U čtyř vyšetřovaných byla při výstupním vyšetření zjištěna mírně vyšší aktivita m. rectus abdominis jak ve výchozí poloze, tak v náklonu (vyšetřování č. 1, 2, 6 a 7), mírně nižší u vyšetřovaného č. 10.

Tabulka 5. PEMG – náklon

Pacient	Sval	VP mean (μ V)		N mean (μ V)		VP %		N %	
		před	po	před	po	před	po	před	po
		1	TRD	49	31	96	58	13	8
TRA	101		116	134	285	27	32	13	33
SA	72		39	724	363	19	11	68	41
ES	65		74	38	44	17	20	4	5
RA	85		109	83	123	23	30	8	14
2	TRD	22	23	53	48	11	8	4	4
	TRA	33	66	410	276	17	23	32	34
	SA	35	43	695	318	18	15	55	40
	ES	34	43	36	40	17	15	3	5
	RA	73	107	81	115	37	38	6	14
3	TRD	33	37	61	54	11	14	7	7
	TRA	99	68	280	284	32	26	33	35
	SA	64	56	379	361	21	22	45	44
	ES	43	21	44	37	14	8	6	5
	RA	69	78	79	78	22	30	9	10
4	TRD	51	55	81	71	18	14	13	12
	TRA	40	82	111	90	14	20	17	16
	SA	47	107	278	239	16	26	43	42
	ES	81	78	76	81	28	19	12	14
	RA	78	89	98	86	26	22	15	15
5	TRD	80	39	88	64	14	5	7	2
	TRA	76	83	83	459	13	11	7	15
	SA	144	441	797	2356	26	60	67	76
	ES	128	26	79	58	22	4	7	2
	RA	154	143	144	157	26	20	12	5
6	TRD	77	52	86	122	15	9	10	10
	TRA	69	81	141	130	13	15	16	11
	SA	168	103	445	642	32	19	51	53
	ES	140	91	92	68	27	17	11	6
	RA	65	226	102	243	13	41	12	20
7	TRD	45	50	68	68	8	7	4	4
	TRA	48	74	565	444	9	10	31	23
	SA	313	386	1023	1155	59	54	56	61
	ES	27	60	51	58	5	8	3	3
	RA	99	143	117	174	19	20	6	9

VP... výchozí poloha

N... náklon

nárůst aktivity
 pokles aktivity

zvýšení

snížení

μ V... změna o 25% původní hodnoty nebo více

%... změna o 5% nebo více oproti původní hodnotě

pokračování tabulky 5

8	TRD	52	65	232	258	7	10	7	10
	TRA	80	60	717	291	11	9	21	11
	SA	295	341	2192	1786	39	51	64	69
	ES	164	37	101	79	22	6	3	3
	RA	166	165	148	163	22	25	5	6
9	TRD	63	81	197	237	15	12	12	13
	TRA	63	84	181	325	15	13	11	18
	SA	86	304	1046	1091	22	46	63	60
	ES	138	90	152	61	34	13	9	3
	RA	99	108	115	117	14	16	5	6
10	TRD	70	78	90	105	18	24	9	12
	TRA	64	63	161	124	16	20	17	15
	SA	64	85	532	490	16	26	55	58
	ES	88	40	63	52	23	12	7	6
	RA	104	60	114	73	27	18	12	8

VP... výchozí poloha

N... náklon

nárůst aktivity
 pokles aktivity

zvýšení

snížení

μ V... změna o 25% původní hodnoty nebo více

%... změna o 5% nebo více oproti původní hodnotě

V testu náklonu jsme dále hodnotili časový nástup zvýšení aktivity TRD, TRA a SA při přechodu z výchozí polohy do náklonu vpřed (Tabulka 6). Změny aktivity ES byly natolik nepravidelné ve smyslu poklesu a vzestupu aktivity, že do tohoto hodnocení zavzaty nebyly. „Nula“ značí minimální změnu aktivity. Z dvaceti měření se jako první v 90% případů objevil nástup aktivity m. serratus anterior. Co se týče změn, u tří vyšetřovaných (3, 7, 9) byla shoda pořadí při vstupním a výstupním měření, u ostatních byly změny nepravidelné.

Tabulka 6. Náklon - timing

pacient	1		2		3		4		5	
	před	po	před	po	před	po	před	po	před	po
TRD	2	3	3	2	3	3	1	0	0	2
TRA	3	1	2	3	2	2	0	0	0	3
SA	1	2	1	1	1	1	2	1	1	1
pacient	6		7		8		9		10	
	před	po	před	po	před	po	před	po	před	po
TRD	0	2	0	0	3	2	3	3	0	0
TRA	2	3	2	2	2	3	2	2	2	0
SA	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1

Tabulka 7 ukazuje vztah mezi fixací lopatky při testu náklonu a aktivitou homolaterálního m. erector spinae v thorakolumbálním úseku. Při insuficienci stabilizace lopatky se z třinácti pozitivních testů aktivita homolaterálního vzpřimovače trupu Th/L úseku v náklonu oproti výchozí kvadrupedální poloze zvýšila pouze třikrát, čtyřikrát se výrazně nezměnila, šestkrát se dokonce snížila. Ze sedmi negativních testů byla aktivita m. erector spinae třikrát beze změny, dvakrát vyšší, jednou nižší. Aktivita horní části m. rectus abdominis ve smyslu nárůstu nebo poklesu se při naklánění vpřed v kvadrupedále významně neměnila. Spíše se jevila tendence k nepatrnému vzestupu aktivity (*Tabulka 5*).

Tabulka 7. Vztah EMG aktivity m. erector spinae Th/L a testu náklonu

pacient	náklon před	ES před	náklon po	ES po
1	+	↓	+	↓
2	+	0	+	0
3	-	0	-	↑
4	+	↑	+	0
5	+	↓	-	↑
6	+	↓	+	↓
7	+	↑	+	0
8	+	↓	+	↑
9	-	0	-	↓
10	-	↓	-	0

+...pozitivní, -...negativní

↑...zvýšení, 0...beze změny, ↓...snížení

ES...m. erector spinae

Testy hlubokého stabilizačního systému (Tabulka 8)

Vyšetřovaná č. 3 měla při vstupním vyšetření všechny testy negativní. U tří vyšetřovaných došlo ke zlepšení v jednom testu, u dvou ve dvou testech. U čtyř vyšetřovaných nedošlo k žádné změně.

Tabulka 8. Testy hlubokého stabilizačního systému

Pacient	1		2		3		4		5	
	před	po	před	po	před	po	před	po	před	po
brániční test	+	+	+	+	-	-	+	+	+	-
test břišního lisu	-	-	+	-	-	-	+	+	-	-
extenční test	+	+	+	+	-	-	+	+	-	-
test flexe hlavy a krku	-	-	+	+	-	-	+	+	+	+

Pacient	6		7		8		9		10	
	před	po	před	po	před	po	před	po	před	po
brániční test	+	+	-	-	+	+	+	+	-	-
test břišního lisu	+	+	-	-	-	-	-	-	-	-
extenční test	-	-	+	-	+	+	+	-	-	-
test flexe hlavy a krku	+	+	+	-	-	-	+	-	+	-

+...pozitivní

-...negativní

barevná výplň...značí změnu

Vztah testu náklonu a testů HSS

Přítomnost alespoň jednoho ze čtyř hodnocených testů HSS se s přítomností pozitivní testu náklonu (bilaterálně nebo unilaterálně) shoduje při vstupním i výstupním vyšetření v 90%.

Porovnání nejdůležitějších hodnocených změn (Tabulka 9)

Srovnávali jsme, jak spolu souviselo subjektivní vnímání změny stavu vlivem cvičení a změny v pohybovém vzoru abdukce v ramenním kloubu, testu náklonu, testů hlubokého stabilizačního systému, snížení elektromyografické aktivity m. trapezius descendens a zvýšení EMG aktivity m. trapezius ascendens při abdukci v ramenním kloubu. U pacientů č. 1, 3, 5 a 7 se subjektivní pocit shodoval se všemi hodnocenými změnami (pacienti č. 3, 5, 7 zlepšení, pacientka č. 1 beze změny). Zlepšení pocíťovali také pacienti č. 2, 4 a 9, z námi sledovaných parametrů tomu odpovídalo zlepšení v testech HSS a zjištěná vyšší aktivita m. trapezius ascendens při PEMG vyšetření abdukce u pacienta č. 2 a 9. Téměř úplná shoda mezi subjektivním pocitem stability stavu byla u pacienta č. 8. U pacienta č. 10 nastalo zlepšení v jednom testu HSS a lehce se pozměnil stereotyp abdukce, subjektivně změnu nepocítil. Shoda všech uvedených sledovaných změn tedy nastala u čtyř z deseti sledovaných jedinců (č. 1, 3, 5, 7), z toho u tří ve smyslu zlepšení.

Tabulka 9. Porovnání změn

Pacient	subj. změna	abdukce	náklon	HSS	↓ TRD	↑ TRA
1	0	0	0	0	0	0
2	1	0	0	1	0	1
3	1	1	1	1	1	1
4	1	0	0	0	0	0
5	1	1	1	1	1	1
6	0	1	0	0	1	1
7	1	1	1	1	1	1
8	0	0	0	0	1	0
9	1	0	0	1	0	1
10	0	1	0	1	0	0

0...beze změny

1...změna

6 DISKUSE

6.1 Diskuse k metodologii

Výběr skupiny

Sledovaná skupina byla poměrně heterogenní. Při výběru jedinců pro studii jsme však museli vycházet z reálných možností, navíc shromáždění homogenní skupiny ani nebylo cílem našeho zkoumání. Prakticky jediným vstupním kritériem bylo zjištění insuficience „dolních fixátorů lopatek“, která byla vyjádřena individuálně v různé míře. Ačkoliv jsme hledali určité vztahy a společné znaky, nebylo cílem statistické hodnocení. Pro statistiku by bylo nutné zajistit co největší homogenitu skupiny a sledovat kontrolní skupinu, to by však vyžadovalo mnohem rozsáhlejší studii. Porovnání výsledků se skupinou jedinců, kteří nebyli podobným způsobem ovlivněni, nebo naopak byli ovlivněni jinou metodou či jiným způsobem cvičení, by bylo jistě zajímavé.

Klinické vyšetření

Vyšetřování bylo prováděno jednou osobou, proto lze říci, že je zatíženo subjektivní chybou systematicky a stejně.

Při hodnocení změny postavení lopatky a pohybového vzoru abdukce v ramenním kloubu narážíme na problém, že držení těla a jeho jednotlivých segmentů je závislé na řadě i aktuálně působících faktorů, mění se v krátkém čase, ať již mimovolně či vědomou korekcí. Jsme si vědomi, že popisované vizuální hodnocení není přesné a objektivní. Přesná kinematická analýza by vyžadovala příslušné technické vybavení. Pro naše účely považujeme hodnocení na základě foto- a videodokumentace za dostatečné.

K volbě hodnocení abdukce v ramenním kloubu (vizuálně i PEMG) lze podotknout, že čistá abdukce v ramenním kloubu ve frontální rovině se při normálních denních činnostech prakticky nevyskytuje. V běžném životě uplatňujeme téměř výhradně kombinované pohyby, které se odehrávají ve více rovinách současně. I přesto, že se nejedná o zcela „funkční“ pohyb, je pro posouzení kinematiky lopatky a odhad zapojování svalů při fázických pohybech horní končetiny diagnosticky cenný a v klinické praxi se běžně používá.

Polyelektromyografie

Pro „objektivizaci“ jsme využili možnost měření metodou povrchové polyelektromyografie. I tato metoda má však mnoho limitů, které byly nastíněny v teoretické části práce. Velké omezení při sledování svalové aktivity pramení z toho, že lze snímat pouze aktivitu z povrchově uložených svalů. Při stanovení lokalizace elektrod je potřeba dodržovat obecná doporučení, která jsme brali v úvahu. I při přesném uložení elektrod však není vyloučena možnost interference potenciálů ze svalů okolních nebo hlouběji uložených (m. serratus anterior - interference potenciálů interkostálních svalů apod.). Dále je třeba při dynamickém měření počítat s posuvem tkání pod povrchovými elektrodami. Důležitým aspektem povrchové polyelektromyografie je, že zaznamenáváme vždy činnost pouze určitého počtu motorických jednotek. Vyšetření tak nikdy nepodává informaci o činnosti celého svalu, což je při hodnocení a interpretaci elektromyografických záznamů nutné zohlednit. To platí zejména u svalů plochých, které pracují jako několik samostatně fungujících celků. Ačkoliv popisujeme míru nebo změnu aktivity svalů jako celku (části), uvědomujeme si, že ostatní části svalu mohou pracovat odlišně, v závislosti na funkčním stavu (např. útlumu) a fázi pohybu. Dále je také důležité, že při hodnocení velikosti aktivity svalu elektromyografie nerozliší, jestli tato aktivace je stabilizační nebo dynamická. O vztahu mechanické a elektrické aktivity svalu se polemizuje. Podle některých autorů lze považovat za lineární do submaximálních odporů. V naší studii intenzita submaxima nebyla překročena.

Polyelektromyografie v časovém odstupu

Asi nejspornějším problémem z hlediska použité metody je otázka hodnocení polyelektromyografických záznamů v časovém rozmezí, v našem případě sedmi až devíti týdnů. I přesto, že jsme se snažili o maximální standardizaci postupu měření a jeho přesné dodržování při opakovaném měření, je jisté, že zcela shodné podmínky ani není možné zajistit, i vzhledem k tomu, jak citlivou metodou povrchová polyelektromyografie je. Lze dokonce pochybovat o tom, zda je vůbec pro účel porovnávání po určitém časovém období vhodná. Podle Mathiassena (1997, in Scott, 2003) se povrchová polyelektromyografie pro porovnávání v rámci skupiny ani pro porovnávání výsledků v delším časovém odstupu nehodí. Jako důvod udává vliv řady faktorů ovlivňujících velikost napětí detekovaného signálu, které se interindividuálně, a při opakovaném měření i intraindividuálně liší. Určitou roli hraje např. i zkušenost a aktuální psychický stav zkoumaného subjektu. I nervozita může ovlivňovat výši a distribuci svalového napětí, a tak i zkreslit EMG záznam. SEMG (surface

electromyography) signál je extrémně citlivý na změny lokalizace elektrod (Ankrum, 2000). Také je při opakovaném měření velmi těžké zajistit stejnou výchozí polohu. Předpokládáme-li, že výchozí postura významně ovlivňuje pohyb, je tento aspekt ve vztahu k variabilitě velmi podstatný.

Studie, kde by povrchová polyelektromyografie sloužila k hodnocení změn u stejného subjektu v delším časovém rozmezí, jsou skutečně spíše vzácné. Např. Pincivero, Campy a Karunakara (2004) použili povrchovou polyelektromyografii k hodnocení efektu intervalového tréninku na míru aktivace m. quadriceps femoris, kdy měření opakovali v odstupech dvou, čtyř a šesti týdnů, s nálezem signifikantní změny v aktivitě m. vastus medialis. Berry, Warman a Carson (2005) sledovali vliv silového tréninku na aktivaci flexorů loketního kloubu; po čtyřech týdnech zjistili signifikantní zvýšení amplitudy a rychlosti nástupu aktivace.

Sledování změn velikosti aktivace svalů: Ke komparaci jednotlivých měření se doporučuje použít tzv. normalizaci dat, kdy se naměřené hodnoty vyjadřují nejčastěji v procentech maximální volní kontrakce. Zmíněný postup (měření maximální volní kontrakce a porovnání vzhledem k aktuálním hodnotám) jsme v naší studii neuplatnili. Brali jsme však v úvahu fakt, že hodnoty EMG amplitudy nejsou nikdy absolutní, protože její velikost ovlivňuje více faktorů, které se interindividuálně liší (např. objem tukové vrstvy, svalový tonus, síla atd.), není tedy možné pro všechny vyšetřované stanovit za signifikantní rozdíl určitou absolutní hodnotu (např. 100 μ V). Pro kvantifikaci změny míry elektrické aktivity byl zvolen postup určení výpočtem, o kolik procent vyšší nebo nižší byla aktivita při výstupním měření oproti vstupnímu. Za významnou změnu jsme považovali rozdíl více než 25%. Tento postup je zatížen chybou zvláště u velmi vysokých a velmi nízkých hodnot, což jsme při hodnocení zohlednili. Týkalo se to zejména m. erector spinae a m. rectus abdominis, kde byly výchozí hodnoty v desítkách mikrovoltů a rozdíl 25% tedy byl velmi malý, a v některých případech i lopátkových svalů, kde byly v některých případech hodnoty značně vysoké. Proto jsme proto také tyto změny srovnávali se změnami v procentuální účasti jednotlivých svalů na daném pohybu (poloze).

Další otázkou bylo *hodnocení timingu*. Za rozdíl v nástupu aktivace jsme považovali rozmezí 10 ms a počátek svalové aktivity jsme hodnotili vizuálně jako zřetelný nárůst amplitudy. V případě zvýšení amplitudy o méně než 40 μ V jsme tuto hodnotu do timingu nezapočítávali. I zde hraje roli velká pravděpodobnost chyby při opakovaném měření, bereme-li v úvahu citlivost PEMG vyšetření, závislost na přesnosti uložení elektrod a dalších

faktorech. Rozdíly nástupu aktivace jednotlivých svalů činí desetiny i setiny sekundy. Stejně jako vyjádření integrované elektrické aktivity i hledisko časového nástupu aktivací podává pouze parciální informaci, z níž lze jen těžko odhadnout chování svalu jako celku. Přestože jsme se původně domnívali, že právě timing, jako ukazatel svalové koordinace, budeme hodnotit jako nejvýznamnější, ukázalo se, že z výše uvedených důvodů není PEMG metoda pro hodnocení změny timingu při opakovaném měření v delším časovém období vhodná.

M. Šenk (2000) a M. Grée (2001), kteří provedli PEMG studii abdukce v ramenním kloubu, zjistili vysokou variabilitu míry i časových nástupů svalové aktivace, usuzují tedy, že lze jen těžko stanovit „normu“.

6. 2 Diskuse k využití odporu

Odpor lze obecně považovat za facilitační prostředek. Na tento fakt je však potřeba nahlížet v širších souvislostech, z hlediska toho, že naším primárním cílem není zvýšení síly, ale ovlivnění koordinace. Proto také byly nejdůležitějším kritériem správnosti provedení takové kloubní konfigurace, které odpovídají pojmu centrace.

Trojan, Druga a Pfeiffer (1991) uvádějí, že maximální odpor kladený cvičenému svalu je významný facilitační prvek využívaný v řadě léčebných metod. Účinek vysvětlují facilitací z proprioreceptorů, a to jak ze svalových vřetének, tak z Golgiho šlachových tělísek, ale zároveň i z povrchových receptorů, se současným uplatněním motivace jako vlivu CNS. Podle Jandy (1982) je pohyb proti odporu jednou z nejlepších facilitačních metod. Pohyb proti odporu, který se svou velikostí blíží maximu síly procvičovaných svalů, vyžaduje kontrakci velkého počtu svalových vláken, stimuluje aktivitu mnoha motorických jednotek. Přitom však „velký odpor“ může u oslabeného svalu být zcela nepatrný (Kabelíková, Vávrová, 1997). Autorky opakovaně potvrdily polyelektromyografickým měřením snížení aktivity vyšetřovaného svalu při aplikaci nepřiměřeného odporu. Opakovaná aplikace příliš silného odporu tak vede k prohloubení svalové dysbalance a napomáhá k fixaci patologických pohybových programů (Janda 1982, Kabelíková, Vávrová, 1997).

Co se týče schopnosti a možnosti zapojení určitého hypotonického svalu do řetězce, závisí na stupni jeho útlumu. Takový sval, který se projevuje jako oslabený, hypoaktivní, únavnější, bývá někdy nutné nejprve facilitovat, resp. dosáhnout určitého vyrovnaného svalového napětí, než je možné přistoupit k posilování a pokusu zapojit jej do koordinované práce (Hermachová, 2003, ústní sdělení).

Chceme-li při terapii cíleně oslovit lokální stabilizační svaly (např. svaly pánevního dna, bránici, m. transversus abdominis, mm. multifidii, hluboké flexory krku...) měl by být pohyb veden bez nadměrného úsilí, protože pohyb s větším odporem, tj. cca 25% maximální volní kontrakce, přednostně aktivizuje tzv. globální svaly (m. rectus abdominis, m. sternocleidomastoideus...), jak zdůrazňuje Suchomel (2006). Při zatížení do 25 % maximální volní kontrakce se totiž primárně aktivují pomalé (tonické) motorické jednotky, zastoupené převážně v tzv. lokálních stabilizačních svalech, rychlé (fázické) motorické jednotky reagují při zatížení vyšším než 40% maximální volní kontrakce (Comerford a Mottram, 2000, in Gibbons a Comerford 2001).

Vojta poprvé vyslovil teorii, že pro vyvolání určitého pohybu je zásadní poloha. Čápová hovoří o atitudě. Do jaké míry je výchozí poloha (atituda) neideální či abnormální, do té míry je neideální průběh pohybu (Čápová, 2000). Fyziologické (bazální) programy svalové souhry můžeme facilitovat za podmínky, že kloubní konfigurace odpovídá centrovanému postavení; pak směr tahu zdůrazní řetězce, které potřebujeme facilitovat především (Tlapák, ústní sdělení). Je samozřejmé, že odpor musí být jen tak velký, abychom byli toto postavení schopni udržet.

Příčinou poruchy centrovaného držení nebo jeho rozpadu je koordinační nebo silová insuficience (Švejcar, 2003). Z toho plyne vztah koordinace (řídící funkce CNS) a síly (velikosti odporu). Odpor tedy chápeme jako vhodný facilitační prostředek, který při správném „vyladění“ výchozí pozice a provedení může terapeutický proces urychlit.

6.3 Diskuse o vrozenosti motorických programů

Existují dva názory na motorickou ontogenezi člověka. Vojta a další (Kolář, Véle, Čápová, Švejcar, Kováčiková, Beranová aj.) sdílejí názor, že existují vrozené motorické vzory, obsahující svalové souhry, které jsou přeprogramované a realizují se při zrání CNS. „Při vývoji držení se postupně uplatňují svalové synergie, které jsou v mozku uloženy jako matrice. Dítě se neučí zvedat hlavičku, uchopovat hračku, otáčet ze zad na břicho, lézt po čtyřech. Toto zapojování svalů do držení těla se děje automaticky, v závislosti na optické orientaci a emoční potřebě dítěte...“ (Kolář, 2001, s. 154). Svalové synergie, které uzrávají v průběhu motorické ontogeneze, je možné vyvolat po celý život, nezávisle na vůli jedince. Vyvolaná odpověď má vždy zákonitý průběh.

Oproti tomu, někteří autoři se domnívají, že novorozenec je vybaven pouze jednoduchými pohybovými vzory a jinak je v tomto ohledu CNS novorozence spíše „tabula rasa“. Na těchto jednoduchých vzorech si dítě v kontaktu s okolím buduje svojí motoriku metodou „pokus – omyl“.

Jako proces hledání a učení vykládá ontogenetický vývoj motoriky člověka Vařeka a Dvořák (2006). Podle autorů lze dokonce koncepci uvolňování (vyzrávání) geneticky determinovaných motorických vzorů v současnosti již možno považovat za překonanou. Připouští pouze možnost existence jednoduchých vrozených pohybových schopností, které mohou poskytnout určité výhody na začátku extrauterinního života; ty je však nutné velmi rychle potlačit a umožnit další vývoj na základě učení. Geneticky je zakódován pouze plán struktury a především schopnost se učit. Jedinec zkouší různé způsoby zapojení svalů a selektuje pomocí zpětné vazby. Kombinace k řešení jednotlivých „pohybových úloh“ jsou voleny náhodně, ale jejich počet je omezen anatomicko-biomechanickými a fyziologickými vlastnostmi těla (k tomu patří i existující nervové dráhy, synapse, myelinizace) a zevními podmínkami, za kterých pohyb probíhá. Postupně ubývá náhodnost a přibývá cílenost. Vzhledem k poměrně tuhé uniformitě podmínek dospějí nakonec všichni téměř ke stejnému výsledku. Autory inspiroval mj. model „dynamického systému“ E. Thelenové. K základním principům dynamického systému jako koncepce motoriky patří, že vzorce chování (resp. motorické vzory) se objevují spontánně během spolupráce mnoha subsystémů a komponent (např. svalová síla, hmotnost, postura). Podle tohoto konceptu v mozku neexistují apriorní detailní plány pohybu a pohybové vzory nevznikají vyzráváním neurálních center a/nebo „central pattern generators“, ale „sebeorganizací“.

Autoři však již neuvádějí, jak si vysvětlit možnost vyvolání globálních lokomočních vzorů. Nevyjadřují se ani k předpokladu, že určitá stereotypie v reakci svalů na aferentní vlivy je řízena centrálním programem, který řídí jak vývoj a zapojení svalů do funkce, tak jejich útlum a na druhé straně zkrácení či hypertonus.

6. 4 Diskuse k výsledkům

Do studie jsme vstupovali s cílem zlepšit kvalitu stabilizace lopatky. To bylo podmíněno určitými předpoklady. Zřetelné zlepšení stabilizace lopatky se změnou všech hodnocených parametrů nastalo u tří sledovaných.

Proč u ostatních sledovaných jedinců byly změny menší, nebo dokonce žádné? Vraťme se k podmínkám, které jsme vymezili, tj. dostatečnou kvalitu a kvantitu prováděného cvičení. Pacienti byli vždy instruováni k takovému cvičení, které byli schopni zvládnout. Následně však nebylo možné kvalitu cvičení dostatečně kontrolovat. Vzhledem k delším periodám mezi jednotlivými návštěvami to v některých případech představovalo velký problém. Vyskytovaly se různé chyby, nepřesnosti provedení, tendence vracet se k vlastnímu „stereotypu“. Kvantita cvičení byla nedostatečná u vyšetřovaných č. 4 a 8. Vyšetřovaná č. 4 z časových důvodů necvičila pravidelně a měla ve cvičení dvoutýdenní pauzu. Navíc v etiologii obtíží hrála roli polymorbidita a chronizace bolesti. Ale i přesto, že ani jeden z námi sledovaných parametrů se nezměnil, subjektivně cítila značné zlepšení. Vyšetřovaný č. 8 doporučené cvičení neakceptoval. Pokračoval v tréninku v posilovně a až po následující kontrolní návštěvě podle doporučení posilovací trénink vyloučil a cvičil podle pokynů, a to pouze dva týdny. Nebyl tedy dostatečný prostor pro výraznější změny. Minimum změn u vyšetřovaných č. 1, 2 a 10 lze přičíst nejvíce nedostatečné kvalitě cvičení. Pacienti č. 2 a 10 byli návštěvníky posilovny. To je problém jednak z hlediska frekvence (dva až třikrát týdně), ale snad ještě více z hlediska kvality, prožitku cvičení. Vyšetřovaný č. 2 prováděl kompletní posilovací trénink. Ačkoliv byly všechny cviky konzultovány a cvičení ke zlepšení svalových poměrů v oblasti zdůrazněna, v dané intenzitě a kvalitě patrně nemohlo toto cvičení představovat tak velký impulz pro zřetelné zlepšení. Sledovaný č. 10 cvičil pouze doporučené cviky, rovněž v posilovně. Subjektivně nepocíťoval výraznější problém a hlavní motivací bylo spíše celkové posilování se zohledněním zdravotních aspektů cvičení. Navíc bylo pro pacienta poměrně těžké samostatně kontrolovat správné provedení. Sledovaná č. 1 pouze přiřadila doporučené cviky ke svému rutinnímu dennímu cvičení. Vedle toho jsme pozorovali tendenci upřednostňování kvantity oproti kvalitě. I vzhledem k tomu, že v průběhu dané periody se cviky měnily a upravovaly, byla tato doba pro výrazné zlepšení příliš krátká. U pacienta č. 6 byl největší problém koordinačního zvládnutí cvičení. Bylo velmi obtížné nalézt vhodný cvik a hlavně doladit jej tak, aby ho bez obtíží samostatně zvládl ve správném provedení. Ačkoliv cvičil s matkou, příliš se nedařilo kvalitu cviků dodržet. Určitého zlepšení jsme však přesto dosáhli. Subjektivně 80% pacientů cvičení hodnotilo jako středně koordinačně náročné.

Oproti „objektivnímu“ parametrům však ze subjektivního hodnocení plyne, že zlepšení nastalo celkem u šesti sledovaných jedinců. Čtyři, kteří neudávali žádnou změnu, ale v podstatě při vstupu do studie nepociťovali subjektivně žádný výraznější problém.

Insuficienci stabilizace lopatky jsme ověřovali jednak testem náklonu a jednak vyšetřením pohybového vzoru abdukce v ramenním kloubu. V testu náklonu bylo zlepšení u pacientů č. 3, 5, 7. Při abdukci horní končetiny jsme pozorovali zřetelné zlepšení u vyšetřovaných č. 3, 5, 7, mírné u vyšetřovaných č. 6 a 10. Nálezy se tedy významně shodovaly. U těchto vyšetřovaných (č. 3, 5, 7) také při PEMG vyšetření abdukce v ramenním kloubu byla nižší aktivita m. trapezius descendens a vyšší aktivita m. trapezius ascendens. Aktivita m. serratus anterior se u vyšetřovaných č. 3 a 7 také zvýšila, u vyšetřovaného č. 5 snížila, v opoře (náklonu) však byla také vyšší. Hypotéza č. 1a) se tedy potvrdila, mimo nižší intenzity zapojení m. serratus anterior u vyšetřovaného č. 5. M. serratus anterior se zapojuje už při samé iniciaci abdukce horní končetiny. Zajišťuje spolu s ascendentní a mediální částí m. trapezius, mm. rhomboidei a m. latissimus dorsi fixaci lopatky k hrudníku. Domníváme se tedy, že zlepšení fixace lopatky nemusí být spojeno s větší mírou aktivace m. serratus anterior, dojde-li ke změně v zmíněné stabilizační souhře. Změny v aktivitě m. serratus anterior byly celkově značně variabilní, stejně tak jako v aktivitě m. erector spinae, kde však byly rozdíly minimální. Lze také usuzovat na možnost chyby měření. Nejjednoznačnější změny se ukázaly v aktivitě m. trapezius ascendens a descendens. Aktivita m. trapezius descendens se při abdukci horní končetiny u pěti vyšetřovaných zřetelně snížila a pouze jednou významně zvýšila. Aktivita m. trapezius ascendens se u šesti vyšetřovaných významně zvýšila a ani jednou se významně nesnížila. Spolupráce svalů na udržování a změnách pozice lopatky zahrnuje jejich komplexní kooperaci, kterou nemůžeme měřením pouze tří svalů postihnout. Pro přesnější sledování funkce stabilizačních svalů lopatky by bylo vhodné mapovat aktivitu více svalů (resp. jejich částí), nejlépe v kombinaci s kinematickou analýzou.

Měření abdukce horní končetiny vsedě a vstoje jsme prováděli za účelem zhodnocení, jaký vliv na aktivitu měřených svalů bude mít jiné nastavení jednotlivých tělesných segmentů, a tím rozdílná aference a odlišné nároky na posturální stabilizaci. Zajímavé je, že z celkových dvaceti měření byla v 75% ve stoji nižší aktivita thorakolumbální části m. erector spinae a v 80% korelovala s mírou aktivity descendentní části m. trapezius. Tento nálezy poukazuje na to, že vzpřímený sed bez opory je pro jedince častěji více náročný na posturální stabilizaci než stoj, a potvrzuje, že zapojení svalů do stabilizace tělesných segmentů je v rámci postury propojeno.

Dysfunkce stabilizace páteře bývá provázena nestabilitou thorakolumbálního přechodu. U testu náklonu popisuje Kolář (2006a, s. 639) při insuficienci stabilizace lopatky homolaterálně zvýšení aktivity extenzorů páteře na úrovni Th/L přechodu. Předpokládali jsme, že při PEMG vyšetření nalezneme zvýšení aktivity m. erector spinae v tomto úseku, a v kraniální části m. rectus abdominis. Polyelektromyograficky jsme zjistili, že změny aktivity thorakolumbálního m. erector spinae byly nepatrné, v řádu několika mikrovoltů (maximálně několika desítek mikrovoltů), a to ve smyslu jak zvýšení, tak snížení aktivity. U kraniální části m. rectus abdominis byly rovněž změny minimální, lehce převažovala tendence k mírnému vzestupu aktivity. Hypotéza č. 2 se tedy nepotvrdila. Domníváme se, že důvodem je to, že tyto svaly jsou aktivní již ve výchozí poloze, a zvýšení nároků na stabilizaci vzhledem k poměrně malé míře naklonění vpřed nebylo tak velké, aby vyžadovalo zřetelné zvýšení jejich aktivity. Vztah kvality stabilizace lopatky a insuficience hluboké stabilizace páteře je sice zřejmý, ale hraje roli samozřejmě míra a typ jeho vyjádření. Při insuficienci hluboké stabilizace často vidíme více hyperaktivitu mm. obliqui abdominis externi nebo lumbální části vzpřimovače trupu.

Podle vyšetření testů hlubokého stabilizačního systému a porovnání s chováním lopatky při testu náklonu jsme našli shodu při vstupním i výstupním vyšetření v 90%. Současně jsme také očekávali vlivem cvičení oslovení hlubokých stabilizačních svalů. Podle zlepšení v testech nastalo u pěti sledovaných. Chtěla bych však zmínit možnou chybu hodnocení, která může pramenit z nedokonalé klinické zkušenosti.

Polyelektromyografické hodnocení velikosti změn aktivace a timingu stabilizačních svalů lopatky v testu náklonu nepřineslo jednoznačné výsledky, a to i přes veškerou snahu zajistit při opakovaném měření stejné podmínky. Vzhledem k citlivosti PEMG vyšetření, i k tomu, že každá změna aference ve vztahu k postuře ovlivňuje aktivaci svalů, se to zdá být téměř pochopitelné. Lepší standardizace mohla být zajištěna přesným definováním míry naklonění, např. měřením horizontální vzdálenosti vychýlení vpřed. Jednoznačným nálezem bylo, že v 90% jako první byl při naklání vpřed zjištěn nárůst aktivity m. serratus anterior.

Na základě teoretických poznatků a zkušeností s povrchovou polyelektromyografií získaných v průběhu studie bych oproti hodnocení intraindividuálních změn v delším časovém období preferovala studii založenou na jednorázových měřeních.

7 ZÁVĚRY

1. Ke zřetelnému zlepšení kvality stabilizace lopatky se změnou všech hodnocených parametrů došlo u tří vyšetřovaných. Při abdukci horní končetiny byla u těchto tří vyšetřovaných při výstupním PEMG měření nižší aktivita m. trapezius descendens a vyšší aktivita m. trapezius ascendens. Aktivita m. serratus anterior byla u dvou vyšší, u jednoho nižší.
2. Celkově byla pouze u jednoho vyšetřovaného při výstupním PEMG vyšetření významně vyšší aktivita m. trapezius descendens, u pěti vyšší, u čtyř beze změny, aktivita m. trapezius ascendens u šesti vyšší, u čtyř beze změny. Změny v aktivitě m. serratus anterior a m. erector spinae byly variabilní.
3. Porovnání všech měření abdukce horní končetiny vsedě a vstoje ukázalo 80% shodu v míře aktivity m. trapezius descendens a thorakolumbální části m. erector spinae.
4. PEMG vyšetření testu náklonu ukázalo, že v 90% se jako první při naklání vpřed zvyšovala aktivita m. serratus anterior. Insuficience kvality stabilizace lopatky nekorelovala s nárůstem aktivity thorakolumbální části m. erector spinae a kraniální části m. rectus abdominis. Hodnocení změn míry aktivity a časového nástupu zvýšení aktivity nepřineslo jednoznačné výsledky.
5. Vyšetření testů hlubokého stabilizačního systému ukázalo zlepšení u pěti vyšetřovaných.
6. Efekt cvičení byl determinován velkým množstvím faktorů. Nebylo možné dostatečně sledovat kvalitu a kvantitu cvičení. Pozitivní změnu u tří vyšetřovaných ve všech hodnocených parametrech včetně změny svalové součinnosti zjištěné polyelektromyografickým vyšetřením si vysvětlujeme jejich zodpovědným přístupem, který považujeme za rozhodující.
7. Subjektivní zlepšení nastalo u šesti pacientů. Koordinační náročnost cvičení byla v 60% subjektivně vnímána jako střední, ve 20% jako nízká, ve 20 % jako vysoká. Fyzická náročnost byla hodnocena v 80% jako střední, ve 20% jako nízká.
8. Z hlediska použité metody jsme dospěli k závěru, že využití povrchové polyelektromyografie pro účely intraindividuálního srovnávání v delším časovém období je velmi náročné na standardizaci. Působí zde mnoho faktorů, které mohou EMG signál ovlivnit, což následně znesnadňuje interpretaci výsledků.

8 SOUHRN

Cílem práce bylo zhodnotit možnost ovlivnění součinnosti svalů pomocí odporových cvičení, která byla zaměřena na zlepšení funkční dynamické stabilizace lopatky. Hodnocen byl pohybový stereotyp abdukce v ramenním kloubu a stabilizace lopatky v opoře (test náklonu), intenzita zapojení vybraných svalů pomocí povrchové polyelektromyografie v těchto dvou testech, vybrané testy hlubokého stabilizačního systému páteře a subjektivní změny.

Teoretická část práce vysvětluje zajištění funkční dynamické stabilizace lopatky a kineziologických vztahů lopatkového pletence, pojem funkční centrace kloubu, popisuje nejčastější svalové dysbalance v oblasti ramenního pletence a náš pohled na možnost jejího ovlivnění pomocí odporových cvičení, kineziologický obsah motorické ontogeneze dítěte v období prvních čtyř trimenonů, poznatky o motorickém učení a povrchové polyelektromyografii. V metodické části je popsán postup vyšetření, hodnocení a metodika cvičení, použité v rámci studie.

V období říjen 2006 až únor 2007 jsme sledovali deset jedinců ve věku 14-52 let, kteří po dobu sedmi až devíti týdnů prováděli specifická odporová cvičení. Pohybový stereotyp abdukce v ramenním kloubu a test náklonu byly hodnoceny aspekci s využitím foto- a videodokumentace, polyelektromyograficky byla sledována aktivita ascendentní a descendentní části m. trapezius, m. serratus anterior, thorakolumbální části m. erector spinae a kraniální části m. rectus abdominis. Subjektivní změny, motivace a náročnost cvičení byly hodnoceny dotazníkovou formou.

Výsledky byly ovlivněny zejména individuálním přístupem pacientů k zadanému cvičení. Zřetelné zlepšení kvality stabilizace lopatky se změnou všech hodnocených parametrů nastalo u tří sledovaných jedinců.

9 SUMMARY

The purpose of this study was to sum up the effect of resistive exercises, specialized on improvement of a scapula dynamic stability. The subject to be summed up was an arm abduction, scapular control in a "tilt test", a choice of a muscle activation with surface polyelectromyography in these two tests, four tests of the deep stabilizing system of the spine and subjective changes.

The theoretic part explains provision ensuring of functional stability of the scapula and kinesiology relations of the shoulder girdle, the term functional centering of the joint, describes most frequent muscular dysbalance in the area of the shoulder girdle and our attitude to ways of its affecting by means of resistive exercises, kinesiology content of motor ontogeny of a child during its first four trimenons, findings about motor learning and surface polyelectromyography. In the methodical part there is described the investigation technique, evaluation of findings and exercise method, which was used within this paper.

Ten subjects at the age of 14 to 52 were observed during the period of October 2006 to February 2007. The period of exercise was seven to nine weeks. Arm abduction and "tilt test" was assessed visually (with a usage of photo- and video-documentation), surface electromyography data were collected from the upper trapezius, lower trapezius, serratus anterior, erector spinae Th/L and rectus abdominis muscle. Subjective changes, motivation and severity of exercise were assessed using a questionnaire.

The results were affected with individual approach of patients to required exercising. The quality and quantity of exercise wasn't adequate at all times. A distinct improvement in scapula stability with change of all assessed parameters occurred in three observed individuals.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Ankrum, D. R. (2000). Questions to ask when interpreting surface Electromyography (SEMG) research. *Proceeding of the IEA 2000/HFES 2000 Congress*. p. 530-533.
- Barry, B., Warman, G., Carson, R. (2005). Age-related differences in rapid Musile activation after rate of force development training of the elbow flexors. *Exp Brain Res*, 162, 122-132.
- Bate, P. (1997). Motor Control Theories – Insights for therapists. *Physiotherapy*, 8 (83), p. 397-405.
- Cibulka, L. (2006). Klinický význam trigger pointu v akromiální porci deltového svalu. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 13 (1), s. 21-23.
- Čápková, J. (2000). *Aferentace – posturalita – posturální terapie* [Učební texty].
- Čápková, J. (2002). *Posturální terapie na bázi vývojové kineziologie*. 2002. Retrieved 10. 6. 2006 from the World Wide Web: <http://www.rehacentrumjimramov.cz/clanek1.php>.
- Čápková, J. (2005). *Bazální programy ve fyzioterapii* [Učební texty ke stejnojmennému kurzu].
- De Luca, C. J. (2002). Surface electromyography: Detection and Recording. *DelSys*, 10 p. Retrieved 29. 9. 2006 from the World Wide Web: http://www.delsys.com/Attachments_pdf/WP_SEMGintro.pdf
- De Luca, C.J. (2006). *Electromyography, Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*. John Wiley Publisher, 2006, p. 98-109.
- Dvořák, R., Vařeka, I. (1999). Příspěvek k objektivizaci vývoje schopnosti řídit oporu a těžiště těla. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 6 (3), s. 86-90.
- Flash, T., Sejnowski, T. J. (2001). Computational approaches to motor control. *Current Opinion in Neurobiology*, 11, p. 655-662.
- Gibbons S., Comeford M. J. (2001a). Strength versus stability: Part 1: Koncept and terms. *Orthopaedic Division Review*. March/April, p. 21 – 27. Retrieved 3. 10. 2006 from the World Wide Web: http://www.kineticcontrol.com/pages/research/documents/Stvstabpart1_concepts.pdf
- Gibbons S., Comeford M. J. (2001b): Strength versus stability: Part 2: Limitations and benefits. *Orthopaedic Division Review*. March/April, p. 28 – 33. Retrieved 3. 10. 2006 from the World Wide Web: http://www.kineticcontrol.com/pages/research/documents/Stvstabpart2_limitations.pdf
- Grée, M. (2001). *Polyelektromyografická studie pohybového vzorce abdukce v ramenním kloubu u funkčních poruch pohybového systému*. Diplomová práce, Univerzita Karlova, Fakulta tělesné výchovy a sportu, Praha.
- Groth, D. Electromyography Instrumentation. Retrieved 30.10. 2006 from the World Wide Web: www.unlv.edu/faculty/jmecer/Seminar%20presentation/Instrumentation.ppt
- Hermachová, H. (1999). O svalovém napětí a jeho ovlivnění ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 6 (3), s. 108-110.
- Horsley, I.(2005). Assessment of shoulders with pain of a non-traumatic origin. *Physical Therapy in Sport*, 6, p. 6-14.
- Janda, V. (1982). *Základy kliniky funkčních (neparetických) hybných poruch*. Brno: Ústav pro další vzdělávání středních zdravotnických pracovníků, 1. vyd., 139 s.

- Janda, V. a kol. (2004). *Svalové funkční testy*. Praha, Grada, 2004, 1. vyd., s. 328. ISBN 80-247-0722-5.
- Janura, M., Míková, M., Krobot, A., Janurová, E. (2004). Ramenní pletenec z pohledu klasické biomechaniky. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 11 (1), s. 33-39.
- Javůrek, J. (1986). *Vybrané kapitoly ze sportovní kineziologie*. Praha: Československý svaz tělesné výchovy, 1. vyd., s. 322.
- Kabelíková, K., Vávrová, M. (1997). *Cvičení k obnovení a udržování svalové rovnováhy*. Praha: Grada, vyd. 1., s. 240. ISBN 80-7169-384-7.
- Kapanji, I. A. (1987). *The Physiology of the Joints: Volume One – Upper Limb*. New York: Churchill Livingstone, 5th. ed., p. 281.
- Kolář, P. (1996). Význam vývojové kineziologie pro manuální medicínu. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 3 (4), s. 152-155. ISSN: 1211-2658
- Kolář, P. (1998). Senzomotorická podstata posturálních funkcí jako základ pro nové přístupy ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 5 (4), s. 142-147.
- Kolář, P. (2001). Systematizace svalových dysbalancí z pohledu vývojové kineziologie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 8 (4), s. 152-164.
- Kolář, P. (2002). Vadné držení těla z pohledu posturální ontogeneze. *Pediatric pro praxi*, 3, s. 106-109.
- Kolář, P. (2005). Vývojová kineziologie. In Kraus, J. a kol.: *Dětská mozková obrna* (s. 93-107). Praha: Grada.
- Kolář, P. (2006a). Funkční změny hybného systému spojené s bolestivými stavy. In Rokyta, R., Kršiak M., Kozák, J.: *Bolest: monografie algeziologie* (s. 633-644). Praha: Tigris, 1. vyd., 684 s.
- Kolář, P. (2006b). Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce svalů – diagnostika. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 13 (4), s.155 – 170.
- Kolář, P., Lewit K. (2005). Význam hlubokého stabilizačního systému v rámci vertebrogenních obtíží. *Neurologie pro praxi*, 5, s. 270-275.
- Králíček, P. (2002). *Úvod do speciální neurofyziologie*. Praha: Karolinum, 2. vyd., s. 230. ISBN 80-246-0350-0.
- Krobot, A (2004). Variabilita tvaru lopatky a predikce pohybových poruch ramene. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 11 (2), s. 67-81.
- Krobot, A., Míková, M., Bastlová, P. (2004). Poznámky k vývojovým aspektům rehabilitace poruch ramene. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 11 (2), s. 88-97.
- Lewit, K. (2003). *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně*. Praha: Sdělovací technika, 5. vyd., 411 s. ISBN 80-86645-04-5.
- Mayer, M., Smékal, D. (2005). Syndromy bolestivého a dysfunkčního ramene: role krátkých depresorů hlavice humeru. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 12 (2), s. 68-71.
- Mottram, S. L. (1997). Dynamic stability of the scapula. *Manual Therapy*, 3 (2), p. 123-131.
- Mulder, Th. (1997). Current topics in Motor Control. Implications for rehabilitation. *Neurologic Rehabilitation*, p. 125-132.
- Pavlů, D. (2003). *Speciální fyzioterapeutické koncepty a metody*. Brno: Cerm, 2. vyd. ISBN 80-7204-312-9.

- Pavlů, D. (2004). *Cvičení s Thera-Bandem*. Brno: Cerm, 1. vyd. ISBN 80-7204-334-X.
- Pearson, K. (2000). Motor systems. *Current Opinion in Neurobiology*, 10, p. 649-654.
- Pincivero, D., Campy, R., Karunakara, R. (2004). The effects of rest interval and resistance training on quadriceps femoris muscle. Part II: EMG and perceived exertion. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 44 (3), 224-232.
- Rychtecký, A., Fialová, L. (1993). *Didaktika školní tělesné výchovy [Učební texty]*. Praha: Univerzita Karlova, Fakulta tělesné výchovy a sportu.
- Scott, D. (2003). Important factors in surface EMG measurement. 16 p.
- SENIAM - Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles (2005). Retrieved 3. 10. 2006 from the World Wide Web: <http://www.seniam.org/>.
- Suchomel, T. (2006). Stabilita v pohybovém systému hluboký stabilizační systém – podstata a klinická východiska. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 13 (3), s.112 – 124.
- Šenk, M. (2000). *Polyelektromyografická studie pohybového vzorce abdukce v ramenním kloubu*. Diplomová práce, Univerzita Karlova, Fakulta tělesné výchovy a sportu, Praha.
- Švejcar, P. (2003). Léčba idiopatické skoliózy metodou aktivní segmentální centrace. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 10 (1), s. 36-38.
- Tlapák, P. (2002). *Tvarování těla*. Praha: Arsci, 2. vyd., s. 266. ISBN 80-86078-16-7.
- Tošnerová, V. (1999). Vývojové pojetí centrální koordinační poruchy. *Rehabilitácia*, 32 (2), s. 67-94.
- Trojan, S., Druga, R., Pfeiffer, J. (1991). *Centrální mechanismy řízení motoriky*. Praha: Avicenum, 2. vyd., s. 256. ISBN 80-201-0054-7.
- Trojan, S., Druga, R., Pfeiffer, J., Votava, J. (2005). *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. Praha: Grada, 3. vyd., s. 240. ISBN 80-247-1296-2.
- Vařeka, I. (2000). Vojtova reflexní lokomoce a vývojová kineziologie. *Rehabilitácia*, 33 (4), s. 196-200.
- Vařeka, I. (2006a). Revize průběhu motorického vývoje – monokinetické stádium až batolecí období. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 13 (2), s. 82-91. ISSN 1211-2658.
- Vařeka, I. (2006b). Revize průběhu motorického vývoje – novorozenecké období a holokinetické stádium. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 13 (2), s. 74-81.
- Vařeka, I., Dvořák, R. (n. d.): Biomechanické principy ve vývojové kineziologii. Retrieved 25. 2. 2003 from the World Wide Web: <http://biomech.ftvs.cuni.cz/abstbiom/abstrakt/vareka.htm>.
- Véle, F. (1995). Pohyb a vědy o pohybu. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, č. 1, s. 19-24.
- Véle, F. (1997). *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada, 1. vyd., s. 271. ISBN 80-7169-256-5.
- Véle, F. (2006). *Kineziologie*. Praha: Triton, vyd. 2., s. 375. ISBN 80-7254-837-9.
- Vojta V., Peters A. (1995). *Vojtův princip*. Praha: Grada, vyd. 1., s. 184, ISBN 80-7169-004-X.
- Vojta, V. (1984). *Die zerebrale Bewegungsstörungen im Säuglingsalter: Frühdiagnose und Frühtherapie*. Stuttgart: Enke, 4. vyd., 277 s.

11 PŘÍLOHY

Seznam příloh:

Příloha č. 1: anamnéza – vzor

Příloha č. 2: kineziologický rozbor – vzor

Příloha č. 3: nalepení elektrod

Příloha č. 4: dotazník – vzor

Příloha č. 5: schéma funkce svalů lopatky

Příloha č. 6: seznam cviků jednotlivých pacientů

Příloha č. 7: cviky

Příloha č. 8 (CD): anamnézy, kineziologické rozbor, fotodokumentace

Příloha č. 1

ANAMNÉZA

Pacient č.

muž / žena

ročník narození

výška

hmotnost

- **Současné obtíže**
- **Osobní anamnéza**
(operace, úrazy, onemocnění, FA, AA, abusus, motorický vývoj, dominance horní končetiny)
- **Rodinná anamnéza**
- **Pracovní a sociální anamnéza**
- **Sportovní anamnéza**
- **Dosavadní rehabilitace**
- **Zdravotní dokumentace**

Příloha č. 2

KINEZIOLOGICKÝ ROZBOR

pohled zezadu:		
stoj		
paty		
Achillova šlacha		
lýtka		
popliteální rýha		
kolenní klouby		
stehna		
subgluteální rýha		
hýžd'ové svaly		
taile		
paravertebrální valy (prominence)		
páteř	lumbální lordóza	
	thorakální kyfóza	
	cervikální lordóza	
	skolióza	
lopatky	výška	
	vzdál. od páteře	
	scapula alata	
ramena		
šije		
hlava		
pohled zboku		
vyváženost celkového držení		
postavení kolenních kloubů		
pánev ve F rovině		
páteř		
břišní stěna		
ramena		
držení hlavy		
pohled zepředu		
noha, nožní klenby		
postavení kolenních kloubů		
patella		
břišní svaly		
postavení hrudníku		
clavicula		
fossa supraclavicularis, krk		
horní končetiny		
postavení pánve		
postavení trupu		

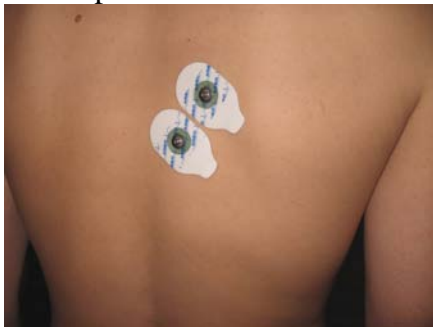
Příloha č. 3

NALEPENÍ ELEKTROD

m. trapezius descendens



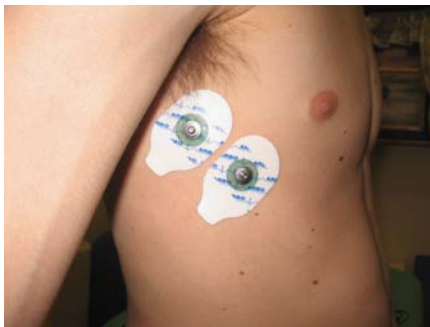
m. trapezius ascendens



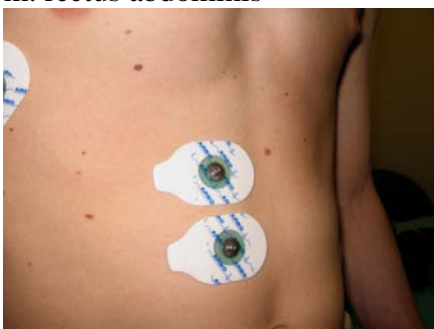
m. erector spinae



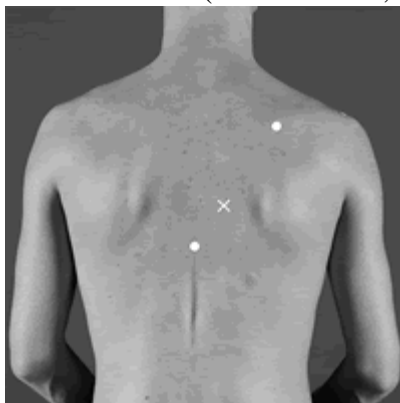
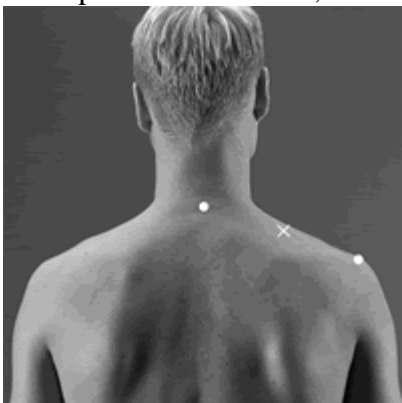
m. serratus anterior



m. rectus abdominis



m. trapezius descendens, m. trapezius ascendens (dle SENIAM, 2005)



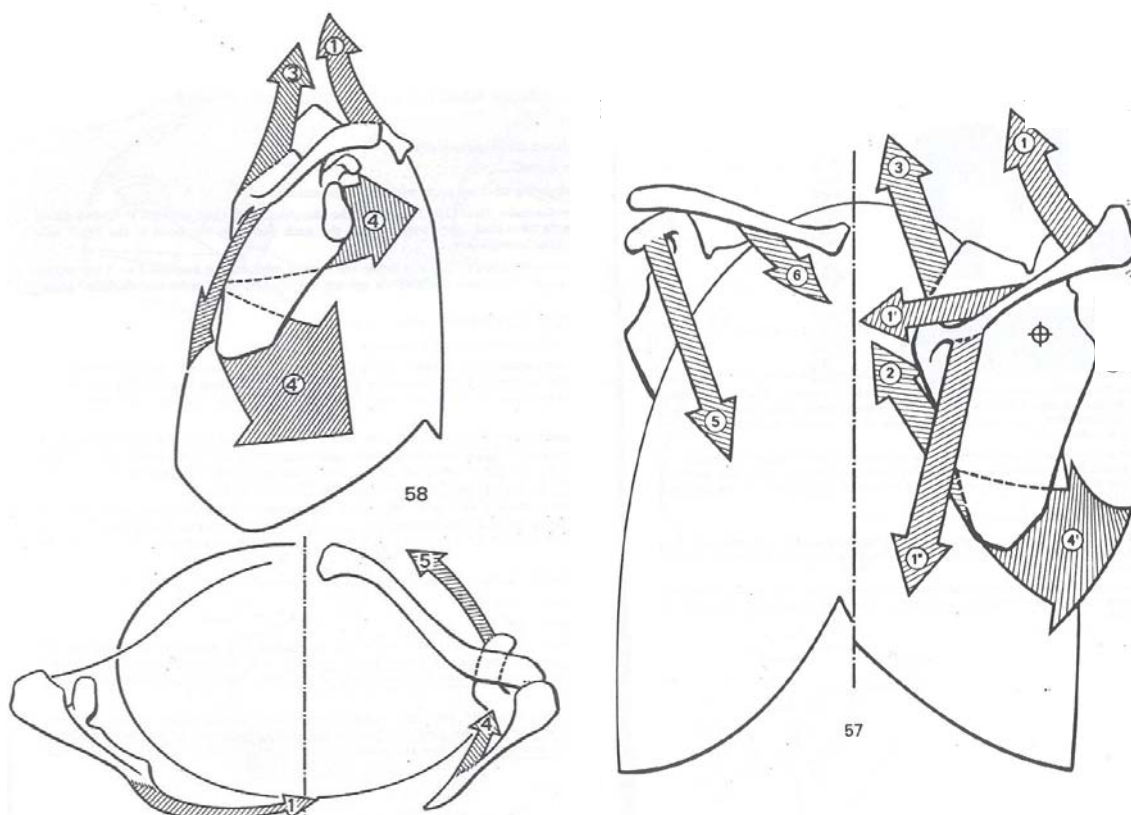
Příloha č. 4

DOTAZNÍK

1. Ovlivnění stavu (obtíží) od začátku terapie:
 - a. zlepšení
 - b. zhoršení
 - c. stav se nezměnil
2. Koordinační náročnost cvičení hodnotím jako:
 - a. velkou
 - b. střední
 - c. malou
3. Fyzickou náročnost cvičení hodnotím jako:
 - a. velkou
 - b. střední
 - c. malou
4. Vlastní motivaci ke cvičení hodnotím jako:
 - a. silnou
 - b. střední
 - c. nízkou
5. Cvičil/a jste pravidelně?
 - a. ano
 - b. jen při obtížích
 - c. jiná možnost
6. Cvičil/a jste výhradně doporučené cviky?
 - a. ano
 - b. v kombinaci s jiným typem cvičení s převahou doporučených cviků
 - c. v kombinaci s jiným typem cvičení s menším podílem doporučených cviků

Příloha č. 5

SCHÉMA FUNKCE SVALŮ LOPATKY (Kapandji, I. A., 1987)



- 1...m. trapezius
- 2...mm. rhomboidei
- 3...m. levator scapulae
- 4...m. serratus anterior
- 5...m. pectoralis minor
- 6...m. subclavius

Příloha č. 6

SOUBORY CVIKŮ

Pacient č. 1

- dýchání
- 3M poloha na zádech
- vysoký králík
- cvik ve vzporu klečmo s Therabandem
- strečink

Pacient č. 2

- otáčení
- šikmé břicho ve visu
- „hyperextenze“
- protisměrné kladky na zadní deltoideus
- horní kladka k hrudníku
- „pullover“ na kladce (dolní fáze)
- dolní břicho na šikmé lavici

Pacient č. 3

- dýchání na míči
- N do pravého třísla s mírnou anteflexí a rotací hlavy vpravo
- otáčení
- „Ahoj hmat“ dle Čápové
- stěrač v náročném kleku
- cvik na všech čtyřech s Therabandem
- facka
- strečink (P iliopsoas, P rectus femoris, P m. obliquus abd. ext.)

Pacient č. 4

- dýchání na míči
- vzpor klečmo s tlačáním do míče
- šikmý sed, opora o předloktí, elevace pánve
- prsní svaly v 3M poloze
- facka
- karate

Pacient č. 5

- facka
- stěrač
- zmítání na boku

Pacient č. 6

- zadní delt na boku
- šikmý sed s oporou o předloktí
- 3M poloha na zádech
- vysoký králík
- předpažování s jednoručkou

Pacient č. 7

- vysoký králík
- 3M poloha vleže na zádech
- šikmý sed

Pacient č. 8

cvičil samostatně v posilovně, poslední dva týdny pouze:

- dýchání
- vysoký králík

Pacient č. 9

- veslování s tyčí podhmatem
- kladka jednoruč vsedě
- pullower na kladce
- rozsévačka
- triceps
- šikmý sed

Pacient č. 10

- 3 M na břicho na míči + opora o židli
- RP – přilepení lopatky
- shyby na stroji
- přitahy jednoručky
- strečink hamstringů, Mc. Kenzie

Příloha č. 7: CVIKY



1 nádech do břicha na míči



2 „vysoký králík“



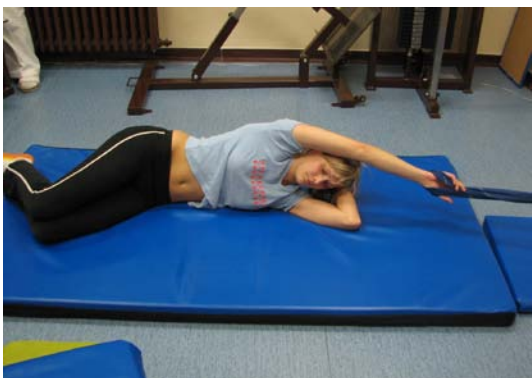
3 vzpřímení na pletenci ramenním



4 šikmý sed



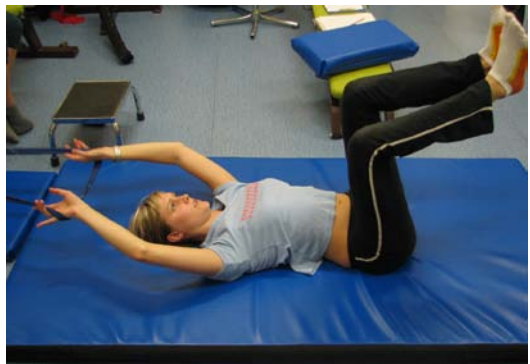
4 otáčení („zmítání na boku“)



5 stažení lopatky vleže na boku



6 stažení lopatek vleže na zádech - 3M poloha



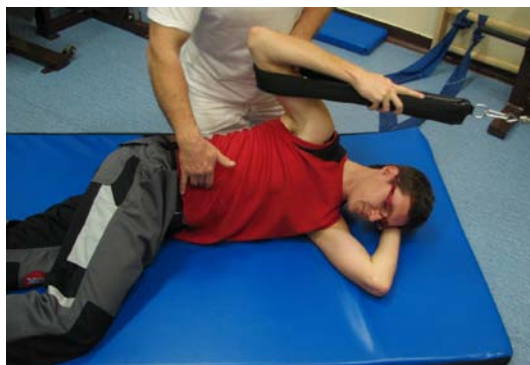
7 vytažení ve visu



+ zapojení šikmých břišních svalů



8 „stěrač“ vleže na boku





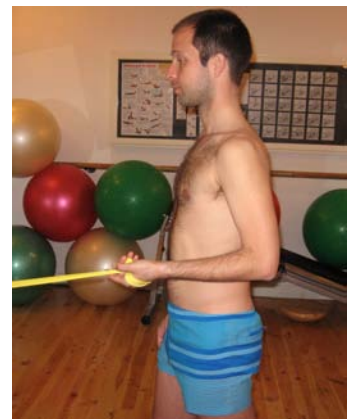
9 „stěrač“ s Therabandem



10 „stěrač“ na kladce

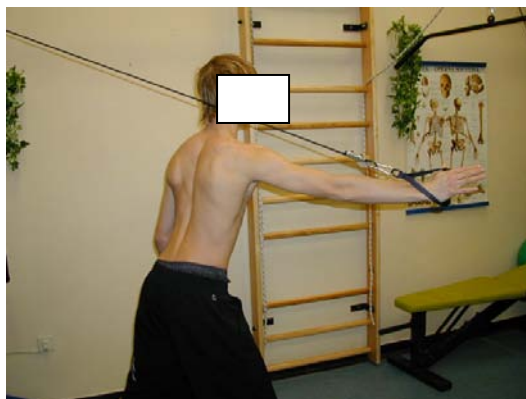


11 „karate“ s Therabandem





12 přitahy k hrudníku



13 „smečář“ na kladce



14 předpažování s Therabandem



15 předpažování vstoje s oporou



16 předpažování v šikmém sedu



17 vzpažení s oporou



18 vzpažení ve vzporu klečmo





19 prsní svaly jednoruč



20 prsní svaly obouřuč - 3M poloha na zádech



21 „facka“ s Therabandem



22 „zadní delt“ vleže na boku



23 upažování s oporou



24 „rozsévačka“ s Therabandem





25 „triceps“ v 3M poloze



26 „triceps“ na kladce



27 „triceps“ s oporou



28 „triceps“ s Therabandem

