

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD
Ústav fyzioterapie

Bc. Richard Szarzec

Vliv opory o akrum na svalovou aktivitu ramenního pletence

Diplomová práce

Vedoucí práce: Mgr. Radka Crhonková

Olomouc 2015

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracoval samostatně a použil jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

Olomouc 8. května 2015

podpis

Děkuji Mgr. Radce Crhonkové za trpělivost, velkou ochotu a cenné rady, které mi poskytla při psaní této diplomové práce. Dále děkuji Bc. Barboře Imrichové za pomoc při elektromyografickém měření a Mgr. Dagmar Tečové za vyhodnocení statistiky.

ANOTACE

Typ závěrečné práce: Diplomová práce

Název práce: Vliv opory o akrum na svalovou aktivitu ramenního pletence

Název práce v AJ: Effect of the hand position on muscle activity of the shoulder girdle

Datum zadání: 2014-01-31

Datum odevzdání: 2015-05-18

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav fyzioterapie

Autor práce: Bc. Richard Szarzec

Vedoucí práce: Mgr. Radka Crhonková

Oponent práce: MUDr. Petr Kolář

Abstrakt v ČJ: Cílem práce je interpretace výsledků výzkumu, který zkoumal vliv opory o dlaň na aktivitu svalů pletence ramenního. Z empirických zkušeností vyplývá, že nastavení ruky během cvičení má zásadní vliv na napřimění trupu a kvalitní aktivaci svalových řetězců v oblasti ramenního pletence. U 35 probandů jsme snímali povrchovou elektromyografickou aktivitu z 11 svalů ramenního pletence a sledovali aktivaci daných svalů během vzpěrných cvičení v korigovaném a nekorigovaném nastavení aker. Z pořízených záznamů je možno soudit, že správné nastavení ruky přispívá k jinému zapojení svalových řetězců a ekonomičtější svalové činnosti.

Abstrakt v AJ: The work is interpreting the results of an research which examined the impact of hand position on the activity of the muscles within the shoulder girdle. Empirical experience shows that correct setting of the hand during exercise has a significant impact on the quality of spine straightening and activation of the muscle chains in the shoulder girdle.

The electromyography activity of 11 muscles within the shoulder girdle were examined during 8 different exercises (two crawling positions, push up, sitting position) in the corrected and uncorrected acral setting. This study was performed on 35 healthy adults. From the records can be concluded that the corrected hand setting really contributes to different involvement of muscle chains and economical muscle activity.

Klíčová slova v ČJ: korigované nastavení ruky, ramenní pletenec, klik, vzpor klečmo, šikmý sed, akrální reakce, řetězení svalové činnosti, elektromyografie

Klíčová slova v AJ: corrected hand position, shoulder girdle, push-up, kneeling position, oblique sitting, acral reaction, muscle activity chaining, electromyography

Rozsah: 50 / 13

Obsah

Úvod	8
1 TEORETICKÉ POZNATKY	10
1.1 Kineziologie ramenního pletence z pohledu stability	10
1.1.1 Statické faktory stability pletence	10
1.1.3 Dynamické faktory stability pletence	11
1.1.4 Neurofyziologická východiska stability	12
1.2 Motorický vývoj horní končetiny	13
1.2.1 Fylogeneze lopatkového pletence	13
1.2.2 Fylogeneze ruky	14
1.2.3 Ontogeneze horní končetiny	15
1.2.4 Lopatka v ideálním motorickém vývoji	16
1.3 Svalové souhry horní končetiny	17
1.3.1 Svalové smyčky lopatky	18
1.3.2 Motorické propojení akra s ramenním pletencem	20
1.3.3 Význam funkčních řetězců	21
1.3.4 Pozice aker a jejich vliv na aktivaci svalových řetězců	21
1.4 Povrchová elektromyografie	23
2 CÍLE A HYPOTÉZY	25
2.1 Cíl práce	25
2.2 Vědecké otázky a hypotézy	25
2.2.1 Vědecká otázka č. 1	25
2.2.2 Vědecká otázka č. 2	25
3 METODIKA	26
3.1 Charakteristika souboru	26
3.2 Výzkumná metoda	26

3.3 Příprava měření.....	26
3.4 Vlastní průběh měření	27
3.5 Korigované nastavení akce	30
3.6 Zpracování a vyhodnocení EMG signálu	32
3.7 Statistické zpracování dat	33
4 VÝSLEDKY	34
4.1 Výsledky k vědecké otázce č. 1	34
4.1.1 Výsledky hypotézy H01	34
4.1.2 Výsledky hypotézy H02	37
4.2 Výsledky k vědecké otázce č. 2	38
4.2.1 Výsledky hypotézy H3	38
4.2.2 Výsledky hypotézy H4	41
5 DISKUZE	45
5.1 Diskuze k teoretické části	45
5.2 Diskuze k praktické části	49
5.2.1 Diskuze k vědecké otázce č. 1	51
5.2.2 Diskuze k vědecké otázce č. 2	53
ZÁVĚR.....	56
REFERENČNÍ SEZNAM	57
SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK	63
SEZNAM OBRÁZKŮ	64
SEZNAM PŘÍLOH	65
PŘÍLOHY	66

Úvod

Rehabilitace po poraněních ramenních pletenců se setkává s řadou faktorů, které ovlivňují pohyblivost a stabilizaci ramenního kloubu. Struktury ramenního pletence jsou složité nejen ve své anatomické stavbě, ale i ve svém nervosvalovém řízení. Pletenec ramenní zajišťuje prostřednictvím aktivní stabilizace funkční bázi pro obratný pohyb ruky. V lidské ontogenezi se jeho funkce vyvíjí z opory v lokomoci do velmi obratné manipulace. Díky tomu je klíčovým segmentem stability, ve kterém se setkávají svalové řetězce z horních i dolních končetin. Tyto řetězce funkčně spojují ruku s ramenem, osovým orgánem a dolními končetinami. V rehabilitaci poranění ramenních struktur, která bývá často náročná pro pacienta i fyzioterapeuta, se lze setkat s mnoha přístupy. Některé fyzioterapeutické metodiky založené na neurofyziologickém podkladě se snaží aktivitou ruky ovlivnit postavení ramen a lopatek, k čemu používají korekci ruky v polohách vycházejících z ontogenetického vývoje člověka. Jsou to zejména polohy v uzavřených kinematických řetězcích, které zlepšují svalovou koordinaci a optimalizují jednotlivé kvality nervosvalové stabilizace ramenního kloubu. Proto jsou tyto polohy zařazovány do rehabilitace poruch ramenního pletence přednostně.

Z klinické praxe je dobře známa souvislost klenutí nohy s aktivitou svalů ovládajících kyčelní kloub. Dosud nezodpovězenou otázkou však je, jaký efekt má klenutí ruky na svaly ramene? Jak se změna opory projeví na svalech, jejichž oslabení je prokazatelné u osob s poruchou stabilizace ramene? Na tyto otázky se snaží odpovědět praktická část práce, která má za cíl ozřejmit efekt korigovaného nastavení o ruku na činnost svalů pletence ramenního napojených na lopatku. Korekce nastavení opory vychází z metod Akrální koaktivační terapie (ACT) a Dynamické neuromuskulární stabilizace (DNS), přičemž respektuje funkční anatomii a zachovává přirozené klenutí dlaně. Na téma této práce nebyla dosud zveřejněna žádná studie. Proto by výsledky praktické části práce mohly podat odpověď, zda má korekce opory o ruku prokazatelný efekt na aktivitu proximálních svalů. Pro výzkum byly zvoleny čtyři aktivity v uzavřených kinematických řetězcích, které se často používají ve fyzioterapeutických metodikách pro posílení stabilizátorů lopatky. Hodnocení svalové aktivity bylo provedeno pomocí povrchové elektromyografie na souboru mladých zdravých probandů bez patologie v oblasti pletenců ramenních.

K vyhledávání odborných článků byly využity online databáze PubMed, ProQuest, Scopus, EBSCO, Medvik a Google Scholar. Pro vyhledávání v zahraničních zdrojích byla

použita anglická klíčová slova: corrected hand position, shoulder, muscle activation, push-up, acral reaction, EMG. Další články byly vyhledávány cíleně podle referencí ve studované literatuře. Celkem bylo pro tvorbu práce použito 34 anglických odborných článků v online full-textech, 15 českých odborných článků a 4 cizojazyčné publikace v tištěné podobě. Vyhledávání probíhalo v časovém úseku od ledna 2014 do května 2015.

1 TEORETICKÉ POZNATKY

1.1 Kineziologie ramenního pletence z pohledu stability

Pletenec horní končetiny je neúplný, horizontálně uspořádaný řetězec kostí, který zepředu uzavírá hrudní kost. Zezadu je však otevřený, lopatky jsou zde udržovány prakticky jen svalovou aktivitou (Dylevský 2009, s. 171). Vzhledem k relativnímu nedostatku kostních omezení má ramenní pletenec v porovnání s jinými klouby v lidském těle největší rozsah pohybu. To umožňuje umístění ruky do mnoha funkčních poloh (Veeger a van der Helm 2007, s. 2219–2120; Lunden et al. 2010, s. 216–223). Oba ramenní pletence, respektive horní končetiny, tvoří párový uchopovací orgán a uzavřený funkční řetězec a nutně se navzájem ovlivňují. Tento párový komplex pro svou velkou mobilitu vyžaduje posturální spolupráci osového orgánu, jenž zajišťuje potřebnou stabilitu pro daný pohyb (Véle 2006, s. 97–100, 226). Výjimečnost ramenního pletence vyplývá z jeho zvláštní morfologie, ve které se promítá fylogeneze člověka a vysoké funkční nároky kladené na tento segment. Vzniká tak dynamický a současně stabilní systém s klíčovou úlohou lopatky při provádění efektivního cíleného pohybu (Janura et al. 2004, s. 33–39).

S velkým rozsahem pohybu ramene je spojena jeho nízká stabilita a vysoká tendence k luxaci při výpadku svalové funkce (Lippertová-Grünerová et al. 2005, s. 130). Pro optimální funkci ramene je nezbytná jemná rovnováha mezi jeho mobilitou a stabilitou (Horlings et al. 2009, s. 1876). Během dynamického zatěžování ramene dochází k neustálé změně interakce mezi fyziologickými a biomechanickými faktory. Biomechanickými faktory jsou myšleny změny ramen sil, změny výslednice síly, svalové délky, změny styčných plochy jednotlivých kloubů ramenního pletence spojené s odlišným úhlovým nastavením příslušných kloubů. Ramenní region jako komplex s velkým počtem stupňů volnosti vytváří spojku mezi osovým orgánem a rukou. Jeho hlavní funkcí je proto pohyb horní končetiny se zajištěním stabilizace pro funkci ruky jako manipulačního orgánu (Véle 2006, s. 265).

1.1.1 Statické faktory stability pletence

Tím, že pletenec horní končetiny (HK) není ani souvislý, ani uzavřený řetězec kostí, se zásadně liší od poměrně rigidního a souvislého kostěného kruhu dolní končetiny. Pohyblivost HK je zajištěna především kloubním připojením pletence k osovému orgánu pouze v jediném bodě – pomocí klíční kosti k hrudní kosti (Dylevský 2009, s. 170). Statickou stabilizaci zajišťuje tvar kloubních ploch, kloubní pouzdro, labrum, vazy a struktury mající mechanickou i senzoricou roli. Úprava chrupavčitého okraje kloubní jamky ani existence kloubních vazů

nezajišťují stabilitu natolik, aby ochránil glenohumerální kloub před luxací (Dylevský 2009, s. 175). Dalším statickým prvkem stability je negativní tlak v kloubním pouzdře, který nedovoluje oddálit kloubní plochy, podobně jak podtlak nedovolí oddálit přísavku z hladkého povrchu (Hurov 2009, s. 340).

Pohyb paže vyvolává změnu polohy kloubní jamky ramenního kloubu a lopatky v jejím vztahu k hrudní stěně. Klíční kost přitom tvoří vzpěru, která tyto polohy vymezuje. Při pohybu pletence se jamka ramenního kloubu pohybuje po obvodu kruhu s poloměrem vymezeným délkou klíční kosti. Vnitřní okraj lopatky se přitom pohybuje po křivce s poměrně krátkým poloměrem, zevní okraj vykonává delší trajektorii. Z toho vyplývá, že vzájemná poloha klíčku a lopatky podléhá změnám, jejichž rozsah určuje tuhost spoje mezi klíční kostí a lopatkou, přičemž tato tuhost limituje mobilitu HK (Dylevský 2009, s. 170, 177).

1.1.3 Dynamické faktory stability pletence

Dynamické mechanismy obstarávají svaly zajišťující rameni jak stabilitu, tak i jeho funkční roli. Integrace statické a dynamické stability je pro potřebnou funkci nezbytná (Bowen et al. 1992, s. 34). Proprioceptivní informace ze svalových vřetének a Golgiho tělísek ve šlachách hrají v jejím udržování důležitou roli (Dietz a Duysens 2000, s. 102–110). Dynamická stabilita je výsledkem neuromuskulární kontroly mezi skapulothorakální muskulaturou a rotátorovou manžetou. Ramenní kloub je nastaven do ideální polohy funkčními skapulothorakálními svaly, nervová zpětná vazba mezi svaly rotátorové manžety a glenohumerálními vazy pak pomáhá předcházet patologickým translacím. Rychlou neurální zpětnou vazbou je sníženo riziko poškození ligamentózního aparátu (Lugo et al. 2008, s. 16–24). Dynamické stabilizační mechanismy zahrnují také pasivní svalové napětí, bariérový efekt kontrahovaných svalů, kompresivní síly způsobené svalovou kontrakcí, pohyb v kloubu omezený napětím ligament či přesměrování sil do středu glenoidu díky koordinované svalové aktivitě. Glenohumerální kloub je ve středním postavení dynamicky stabilizován svaly a zároveň konfigurací artikulárních ploch, labrem a intraartikulárním tlakem. V případě koncových pozic je nutná spolupráce skapulohumerálních svalů, svalů rotátorové manžety a napětí ligament (Lugo et al. 2008, s. 16–24). Jak už bylo uvedeno dříve, soubor vztahů mezi statickými a dynamickými faktory přispívá k celkové stabilitě glenohumerálního kloubu. Přesné zastoupení jednotlivých složek nicméně zůstává nejasné (Veeger a van der Helm 2007, s. 2127).

Dle Lee et al. je aktivita svalů stabilizujících ramenní kloub úzce spojena s aktivitou svalů předloktí a ruky. Proto hybnost a nastavení distální části paže přímo ovlivňuje hybnost a nastavení její proximální části (Lee et al. 2011, s. 575). Dle Čákové (2008, s. 28) fyziologickou funkci celého člověka definuje dynamická stabilizace lopatky pro opěrnou funkci HK, vytvoření kvalitního opěrného bodu a dynamická centrace a stabilizace ramenního kloubu.

1.1.4 Neurofyziologická východiska stability

Svalová koaktivace

Svalová koaktivace je jev vyznačující se současnou aktivací dvou či více svalů v okolí příslušného kloubu, která představuje jednu z mechanismů centrálního nervového systému (CNS) zajišťující kloubní stabilitu (Yamazaki et al. 2003, s. 442; Enoka 2008, s. 423; Milner 2002, s. 410). U pohybu končetiny tak dochází k současnému zapojení agonistů a antagonistů. Agonistické svalové skupiny zajišťují akcelerační pohyb směrem k cíli, zatímco antagonistické svaly produkují akceleraci v opačném směru. Během učení nových pohybů ruky dochází před započítím pohybu k silnější koaktivaci těchto svalů, což zvyšuje stabilitu i tuhost v glenohumerálním kloubu (Hinder a Milner 2005, s. 248). Výhodou této strategie jsou menší odchylky od zamyšlené trajektorie v provádění přesného pohybu. Po osvojení nového pohybu dochází k adaptaci CNS, která postupně snižuje velikost svalové koaktivace a redukuje tuhost v příslušném kloubu na normální úroveň (Osu et al. 2002, s. 992). Vzhledem k převaze dvoukloubových svalů působících ve více osách existuje v lidském těle jen několik málo svalových dvojic s opačným pohybovým efektem. Většina pohybu je proto způsobená současnou aktivací více svalů nebo svalových skupin. Vyrovnaná aktivace svalů v přesném časovém nastavení je nazývána svalovou synergií. Pohyb je pak výsledkem koordinované aktivace těchto synergií (Tresch et al. 2006, s. 2120).

Svalové synergie

Svalové synergie zahrnují koordinovanou aktivaci svalových skupin ve specifickém časovém sledu. Tyto svalové skupiny jsou pak nuceny pracovat jako jedna funkční jednotka. Svalové aktivace jsou odvozené z různých synergií kombinovaných lineárně (d' Avella et al. 2003, s. 301; Faria et al. 2009, s. 764). Svalové synergie mohou být jedinečné pro každého jedince, ale přitom plnit podobné funkce. Předpokládá se, že ve skutečnosti jsou u zdravých jedinců motorické funkce omezené dostupnými svalovými synergiemi. Nervový systém totiž používá flexibilní kombinace několika svalových synergií produkujících širokou škálu motorické činnosti (Ting a McKay 2007, s. 622).

Zvýšení propriocepce

Zlepšení propriocepce v periartikulárních svalech je jedním z hlavních faktorů, které mohou zvýšit funkční stabilitu ramene (Kibler 1998, s. 326; Khademi Kalantari a Berenji Ardestani 2013, s. 234). K tomu dochází zejména během axiálního zatížení u aktivit v uzavřených kinematických řetězcích (dále jen CKC), kdy tato cvičení zvyšují proprioceptivní stimulaci více než aktivity v otevřených kinematických řetězcích (dále jen OKC) (Wilk a Arrigo 1993, s. 370). Rovněž dle Enoky (2008, s. 240) a Latashe (2008, s. 218) CKC prokazatelně více facilitují svalovou koordinaci všech angažovaných svalů a optimalizují jednotlivé kvality nervosvalové stabilizace ramenního kloubu. Dle Krobota (1997, s. 7) pohybové synergie v CKC funkčně upřednostňují fyziologické stabilizační aktivity hlubokých autochtonních svalových systémů. Proto je pro vytvoření posturálních předpokladů všech motorických činností jedince nutné zvládnutí aktivit v CKC. Vyspělá motorika ukazuje známky využívání řetězců jak CKC, tak OKC, a to dle potřeb organismu (Dvořák 2005a, s. 18–22, 2005b, s. 12–17).

Hmotnost nesena přes HK, jak je tomu v případě CKC aktivit, zvyšuje dynamickou stabilitu glenohumerálního kloubu díky kloubní aproximaci a stimulaci svalových kokontraktí agonistů a antagonistů ramenního kloubu (Davies a Dickoff-Hoffman 1993, s. 453). Statická stabilita je zvýšená prostřednictvím stimulace mechanoreceptorů během stlačení kloubního pouzdra (Warner et al. 1992, s. 210). Některé zdroje rovněž uvádějí pozitivní vliv opory na celkovou stabilitu ramenního pletence vlivem celkového anatomického uspořádání struktur glenohumerálního kloubu (Wilk a Arrigo 1993, s. 368; Tippett 1992, s. 253–255). Rovněž značné množství zahraničních studií indikuje cvičení v CKC jako bezpečnější a účinnější v porovnání s aktivitami v OKC a to nejen u zdravých jedinců, ale zejména u pacientů s bolestí ramen v časně fázi rehabilitace. Je to způsobeno zvýšením proprioceptivního dráždění z kloubního pouzdra a následnou účinnější svalovou koaktivací (Fitzgerald 1997, s. 1747).

1.2 Motorický vývoj horní končetiny

1.2.1 Fylogeneze lopatkového pletence

Horní končetina se ve fylogenezi vyvinula z tzv. ploutvovitého lemu, který se táhl podél těla primitivních ryb, přičemž horním končetinám odpovídaly prsní ploutve ryb (Čihák 2011, s. 237). Motorickou funkcí párových prsních ploutví byla stabilizace a balance, nikoliv vlastní lokomoce. Vlivem adaptace lalokoploutvových ryb udržet se v biotopech vysychajících

a mělkých vodních ploch byly přední ploutve nezbytné k udržení přední poloviny trupu včetně hlavy dostatečně dlouho nad vodní hladinou (Lebedev 1997, s. 21–22). Změnou pohybových a dýchacích nároků v měnících se podmínkách došlo k postupnému oddělování kostí lopatkového pásma od lebky s krční části páteře. Nejvýznamnější adaptací lopatkového pletence po výstupu na souš byla změna pozice scapulocoracoidu, tedy spojení lopatky a jejího zobcovitého výběžku. S narůstajícími lokomočními nároky se scapulocoracoid přesunul z primitivní polohy za lebku vedle páteře více kaudálně a s tím dosti ventrálně, na boční stranu hrudníku. Antigrafitiční balance se začala realizovat opřením o napřímenou končetinu. Vzájemná fixace segmentů končetiny a trupu vyžadovala místo svalové činnosti v primitivních koncentrických režimech svalovou koordinaci s izometrickým až excentrickým zapojením jednotlivých svalových skupin. Další vývoj vedl ke změnám tvaru a orientace kloubů včetně rotace dlouhých kostí končetiny a k vývojové diferenciaci svalového závěsu lopatky v budoucích savčích fylogenetických liniích (Krobot et al. 2004, s. 90).

Lopatkový pletenec všech placentálních savců má dodnes uniformní stavební rámec v počtu, topografii i v rámcovém tvaru jednotlivých kostních elementů. Pletenci všech placentálních savců dominuje lopatka, s evolucí páteře a hrudníku změnila tvar i pozici a přemístila se zpět na dorzální stranu hrudníku. Nejcharakterističtější vlastností lopatkového pletence se stala dynamika. Adaptace na původní arboretální způsob života vedla k vývoji volných sférických kloubů na lopatkovém pletenci. Umožňuje tak nebývalý rozsah pohybu a zároveň i účinnou absorpci mechanické energie při dopadu či doskoku na přední končetinu (Krobot et al. 2004, s. 90–91). Přední končetina savců dovoluje řadu rozdílných funkcí: běh, skok, šplh, plavání nebo dokonce plachtění a let. Schematicky se dokonce rozlišují funkční kategorie lopatkového pletence podle převažujícího způsobu lokomoce. Odlišují se tvarem lopatky i jiným poměrem vzájemné pohyblivosti mezi hrudníkem a lopatkou a mezi lopatkou a pažní kostí (Kardong in Krobot et al. 2004, s. 91).

1.2.2 Fylogeneze ruky

Ruka se vyvinula z pětipaprskovité končetiny plazů (Čihák 2011, s. 238). Díky bipedální lokomoci se horní končetiny u předchůdců člověka uvolnily k vykonávání jemných činností. Aby umožnily novou funkci rukou – manipulaci, musely se v průběhu fylogenetického vývoje přizpůsobit všechny morfologické prvky. Předpokladem pro vývoj obratné ruky bylo kvalitativně nové zapojení CNS a anatomické změny jako delší palec ve vztahu k délce ostatních prstů, schopnost přizpůsobovat klenbu dlaně objektům ve smyslu vyklenutí či oploštění apod. (Vyskotová a Macháčková 2013, s. 25).

Australopithecus afarensis žijící zhruba před 3 miliony lety měl ruku lidoopí, ale již se dvěma lidskými strukturami – delším a silnějším palcem a pohyblivým ukazovákem. Tento předchůdce člověka měl snížený rozsah pohybu palce v opozici k prstům, ale větší stabilitu pro oporu a zavěšení. Homo habilis žijící zhruba před 2 miliony lety měl velmi dlouhé horní končetiny ve vztahu k výšce těla a rozšířený repertoár úchopů. K této potřebě se evolučně přizpůsobovaly morfologické struktury – tvary kloubních plošek a úpony svalů ovládajících pohyby palce a ukazováku (Marzke 2000, s. 122–123). Homo erectus žijící před 1,8 miliony až 50 tisíci lety byl již velmi zručný a dával přednost jedné ruce před druhou. Završením vývoje je homo sapiens sapiens, velmi zručný, obratný a kreativní (Vyskotová a Macháčková 2013, s. 25).

Čím se tedy liší ruka člověka od ruky lidoopů, kteří jsou vývojově podobní prapředkům člověka? U lidoopů jsou ruce dlouhé a štíhlé s krátkou dlaní, mají dlouhé a tenké prsty a krátký palec. Rozdílná anatomická skladba se plně odráží ve funkčních vlastnostech. Většina etologů tvrdí, že žádný lidoop neotočí palcem tak, aby jej přeložil napříč dlaně nebo postavil proti jinému prstu. Navíc lidoopi nemohou prohloubit dlaň, tedy přiblížit k sobě val palcový a malíkový, svedou pouze hákovité držení a nedokonalou špetku, při níž se konec krátkého palce dotkne ze strany ukazováku. Lidoopi se chopí větve či jiného válcovitého předmětu tak, že jej položí napříč dlaně a pevně sevrou. K tomu jim slouží silné ohybače prstů, tolik potřebné při hákovitém úchopu. Jejich manipulace je z lidského pohledu dosti neohrabaná, podmíněná slabě vyvinutými krátkými svaly thenaru i omezenými pohyby v karpometakarpálním kloubu palce. Naopak lidská ruka díky opozici palce a schopnosti prohloubit dlaň zvládá přesné úchopy i silové držení. Dlouhý a silný palec má metakarpus se sedlovitou kloubní ploškou umístěný níže než ostatní prsty. Silné svaly thenaru dovolují palci volně se pohybovat na ploše dlaně a stavět jej do opozice vůči všem ostatním prstům. Další výlučně lidskou strukturou jsou úpony m. flexor pollicis longus a m. flexor digitorum profundus, které ohýbají konečky prstů do dlaně. Při studiu shod a rozdílů v utváření ruky člověka a jeho nejbližších příbuzných je nutné si uvědomit jednu skutečnost - lidská ruka slouží zejména k manipulaci, zatímco ruka opic vydatně pomáhá při pohybu těla (Beneš a Absolon 1994, s. 43–44).

1.2.3 Ontogeneze horní končetiny

Vývojová ontogeneze horní končetiny je zásadně odlišná od vývoje dolní končetiny. Lopatkový pletenec je jakousi funkční křížovatkou mezi páteří či trupem a horní končetinou, a tedy axiální i respirační motorikou a ideomotorikou akrálních částí končetiny (Bastlová

2010, s. 24). Pletenec ramenní, a tedy i ruka, prodělávají během posturální ontogeneze funkční i morfologický vývoj. V předem daných etapách dochází ke změně neuromotorického řízení a HK získává dynamicky vyváženou opěrnou funkci. V raném vývoji dítěte v novorozeneckém stádiu se ve spontánních projevech vyskytuje pronační kontakt horních končetin s podložkou. Nejedná se však o projev účelové motoriky a proto nelze hovořit o cílené opěrné funkci. První skutečně cílené pokusy o zavedení opory o HK se v závislosti na motivaci objevují kolem šestého týdne věku dítěte. Podmínkou pro to je ústup míšní dominance v řízení hybnosti. V období okolo tří měsíců se u dítěte objevuje opora o obě proximální předloktí horních končetin v symetrii osového orgánu. Vrchol opěrné funkce HK se objevuje kolem pátého měsíce při opoře na jednom předloktí, kdy se jamka lopatky opěrné končetiny pohybuje přes stabilizovanou hlavicí humeru. Tato nová postura umožní dítěti uvolnit jednu končetinu pro rozvoj úchopu a manipulace. Další vývoj opěrné funkce HK vede potřeba dítěte zvětšovat zorné pole, proto se v období kolem šestého měsíce věku objevuje opora o rozvinuté dlaně s extendovanými lokty. Ve zhruba stejnou dobu vrcholí opora o HK v pozici na boku během obratu ze zad na břicho. Charakter vrcholné opěrné funkce pak zůstává stejný ve všech následujících lokomočních projevech, tedy v šikmém sedu, lezení po čtyřech a vertikalizaci pomocí horních končetin. Čím je dítě starší, tím častěji se umí opřít o obě extendované horní končetiny s oporou o rozvinuté dlaně a téměř extendované prsty v abdukci. Tato opora dovoluje dítěti větší vertikalizaci osového orgánu a rozšiřuje tak jeho motivační i manipulační prostor. V následujícím vývoji dítěte v dospělého jedince zůstávají předchozí vývojové stupně v oblasti pletenců ramenních součástí dalších posturálních situací. Hlavní funkcí pletence ramenního se stává zajištění úchopu a manipulace. Původní lokomoční funkce pletence ramenního však nemizí, ale je skryta ve funkci manipulace a úchopu (Vojta et al. 2010, s. 39–41; Čápová 2008, s. 40, 43–44).

1.2.4 Lopatka v ideálním motorickém vývoji

Lopatka je velká vmezeřená kost volně se pohybující na trupu, její poloha je závislá na svalové aktivitě. Funkční spojení lopatky s hrudní stěnou je realizováno pomocí vmezeřeného řídkého vaziva, které vyplňuje šterbinu mezi musculus (m.) subscapularis a musculi (mm.) intercostales. Klouzavý pohyb, jež toto vazivo umožňuje, je předpokladem pro posun lopatky. Nejde tedy o kloubní spojení, nýbrž o funkční spoj, ve kterém pohybovou a stabilizační funkci hrají svaly (Dylevský 2009, s. 173). Hlavní funkci lopatky je nastavení správné orientace kloubní jamky pro zajištění optimálního kontaktu s hlavicí humeru. Neutrální anatomické nastavení lopatky je definováno plošným kontaktem se zadní stranou

hrudního koše mezi druhým a sedmým hrudním obratlem a asi 30° odchýlením od frontální roviny (Bryan in Jelínková 2012, s. 8). Polohu a fyziologickou hybnost lopatky zajišťují dle Vojty (2010, s. 41-42) mm. rhomboidei, m. levator scapulae, m. trapezius, m. serratus anterior a m. subscapularis. Véle (2006, s. 268) k těmto svalům řadí ještě m. omohyoideus a m. pectoralis minor. Tvar lopatky je konstruován tak, aby koncentrace sil směřovala k ramennímu kloubu. Děje se to jak při vzpřimování pletence ramenního na paži, tak při fázickém pohybu HK. Uložení lopatky umožňuje pohyb vpřed na všech čtyřech, šikmý sed i bipedální lokomoci. Při pohybech vpřed s vertikálním držením trupu způsobuje funkční jednotka tvořená trupem, lopatkou a horními končetinami elastický reciproční kývavý souhyb horních končetin během řízení rovnováhy (Vojta et al. 2010, s. 40–45). Pohyb pletence je vždy komplexní proces, jakýkoliv pohyb lopatky je vždy spojen s pohybem klíční kosti (Dylevský 2009, s. 170)

Pro jakýkoliv fyziologický pohyb HK je nutná aktivní stabilizace lopatky, jež daný pohyb předchází. Díky této svalové aktivitě je lopatka udržována v neutrálním postavení, zůstává dynamicky stabilní ve frontální rovině a je do svaloviny zad jakoby zanořena. Stává se funkční oporou pro paži a svaly, jež se na ní upínají (Véle 2006, s. 265–269). Na kvalitě stability lopatky jsou závislé další mnohem složitější schopnosti diferenciacce jemné motoriky ve volném prostoru (Čápková 2008, s. 43). Pokud přihlédneme ke způsobu uložení lopatky, je zřejmé, že její klidová poloha i následné dynamické polohy jsou značně podmíněny svalovou dysbalancí (Chalupová 1998, s. 158–159).

1.3 Svalové souhry horní končetiny

Pohyb HK a zejména jeho kvalita je ovlivněna funkčním stavem celého pohybového aparátu. Proto v rámci zřetězení svalové činnosti bereme celé tělo jako jednotný systém. Tyto funkční vztahy jsou důležité zejména mezi končetinami a trupem (Janda 1999, s. 6–8). Jemná motorika ruky se přímo odvíjí od precizně koordinované synergie svalů celé končetiny, tedy pletence a akra navzájem, včetně optimálních antigravitačních funkcí pletence a posturální reaktivity celého axiálního systému (Schusterová et al. 2004, s. 53). Pletenec ramenní zajišťuje funkční bázi pro pohyb volně zavěšené HK – pohyb ruky v prostoru, aby se přiblížila k objektu, který má být uchopen. Tato proximální funkce je také nazývána pozičním pohybem a akrální motorika manipulačním pohybem. Proximální nastavení umožňuje distální obratnost (Lindsay 1996, s. 192). Svalový aparát pletence je v podstatě neustále aktivní současně pro produkci pohybu a stabilizaci. Tato složitá motorická kontrola je efektivně zajišťována od nejjednodušších neurofyziologických mechanismu reciproční inervace až

po kortikální řízení. Výsledkem je dokonalá funkce končetiny jako manipulačního i opěrného orgánu, která z velké míry určuje dovednosti jednotlivce (Bastlová 2010, s. 11).

Svaly HK ve svém průběhu od proximálního začátku po distální úpony přemostují jeden nebo více kloubů. Úpony proximálních svalu zpravidla překrývají začátky distálních svalů. Svaly paže začínající na humeru či lopatce se upínají na předloktí, přičemž předloketní svaly začínají na humeru, ulně a rádiu se upínají na ruce a prstech. Tato organizace integruje pohyby každého regionu končetiny, takže posturální a manipulační pohyby probíhají společně (Lindsay 1996, s. 310–311). Většina těchto pohybů navíc neprobíhá pouze v základních rovinách, ale v podstatě diagonálně a ve více segmentech současně. Působí tak synchronně několik svalů, čímž vytváří skupiny se společnou funkcí. Spojením svalu do jednoduchých smyček či složitějších řetězců dochází k integraci jejich funkce (Bastlová 2010, s. 27).

V rámci zřetězení mezi trupem a končetinami hraje důležitou roli vazivové napojení na lumbosakrální spojení podílející se na stabilizaci bederní oblasti a zajišťující přenos energie z horních končetin na dolní. Ovlivnění horní končetiny z dolní se pak uskutečňuje přes m. gluteus maximus navazující na lumbodorsální fascii, dále na m. latissimus dorsi s následným ovlivněním HK (Janda 1999, s. 6–8).

1.3.1 Svalové smyčky lopatky

Svalová smyčka je tvořena skupinou svalů, které se upínají na dvě vzdálená místa. Mezi nimi je umístěn pohyblivý kostní segment, který se na základě aktivity svalů stává buď pohyblivým, či je fixován a může se stát oporou pro jiný pohybující se segment (Véle 2006, s. 314). Vzájemným sloučením několika svalových smyček, propojených mezi sebou fasciálními, šlachovými i kostními strukturami, vzniká svalový řetězec tvořící funkční jednotku (Janda 1999, s. 6–8). Jelikož se jedná o složitý útvar, který zároveň spolupracuje s dalšími řetězci, je jeho funkce řízena CNS. Svaly v řetězci nepracují vždy synchronně, CNS zapojuje jednotlivé články postupně a umožňuje tím koordinovaný ekonomický pohyb (Véle 2006, s. 313–314).

Mezi lopatkou a trupem existují jednoduché svalové smyčky tvořící její dynamický závěs, který zajišťuje průběžně stabilizaci i pohyb lopatky a tím i paže, která se o ní při pohybu opírá jako o oporu. Tyto dvojice umožňují pevnou fixaci lopatky při zvládnuté dynamické kontrole pletence. V případě nerovnováhy mezi těmito svalovými smyčkami se mění konfigurace celého pletence. Dochází tím ke změně postavení v ramenním kloubu, pro který se používá pojem decentrace. Ta přispívá k asymetrickému opotřevení kloubních chrupavek, přičemž k níže vyjmenovaným svalovým smyčkám svou aktivitou přispívají

i zevní a vnitřní rotátory ramenního kloubu. Změna klidového postavení lopatky může být způsobena jak organickým poškozením struktury, tak i poruchou řídicího programu bez zjevné organické léze. Z postavení lopatky je možno posoudit aktivitu jednotlivých svalů ve smyčce, jak i funkci nervů zásobujících tyto svaly. Činnost jednotlivých smyček lze sice analyzovat odděleně, na pohybu lopatky nebo její fixaci se však podílejí společně. Odlišnou funkční koordinací níže uvedených svalových smyček se lopatka buď pohybuje po hrudníku, nebo se stává momentálně stabilním bodem (Véle 2006, s. 315–318).

Mm. rhomboidei x m. serratus anterior (dolní část)

Oba svaly této smyčky mají podobný průběh snopců, které dynamicky vyvažují polohu lopatky. Při aktivaci mm. rhomboidei se dolní úhel lopatky přibližuje k páteři a horní úhel se od ní oddaluje, jamka glenoidálního kloubu pak směřuje šikmo dolů. Při aktivaci dolní části m. serratus anterior se protahují mm. rhomboidei a dolní úhel lopatky se od páteře oddaluje, kloubní jamka směřuje šikmo vzhůru (Véle 2006, s. 316). Tento proces se děje cíleně za účelem změny nastavení polohy glenoidální jamky (Krobot in Szmeková 2011, s. 21).

M. levator scapulae x m. trapezius pars ascendens

Funkcí této smyčky je deprese a elevace lopatky. Uplatňuje se zejména při nesení břemene na rameni a v ruce, kdy se spolu s m. levator scapulae aktivuje i horní trapezius. Tahem těchto svalů se zátěž přenáší na krční páteř, kde může dojít k jednostrannému přetížení a následné citlivosti horního úhlu lopatky a příčných výběžků krčních obratlů (Véle 2006, s. 317).

M. pectoralis minor x m. trapezius pars descendens

Funkce této smyčky je rovněž deprese a elevace lopatky. Aktivitou m. pectoralis minor se lopatka posouvá dopředu, snižuje se processus coracoideus a tím i celý ramenní pletenec. Horní trapezius spolu s m. levator scapulae naopak elevuje rameno. Spolupracují tu vždy současně dvě smyčky, jedna jde dorzálně a druhá ventrálně. Tím se dosahuje vyvážené regulace polohy (Véle 2006, s. 317).

M. trapezius x m. serratus anterior

Funkcí této svalové smyčky je fixace lopatky jejím přitlačením ke hrudníku ve spolupráci s m. latissimus dorsi (Véle 2006, s. 317).

M. pectoralis major x m. latissimus dorsi

Tato smyčka se uplatňuje při fixaci paže v upažení, ve visu zvedá trup. Tahem m. pectoralis major spolu s m. pectoralis minor se ramenní pletenec sklání vpřed, tah m. latissimus dorsi má funkci opačnou (Véle 2006, s. 318). V poloze vzporu působí m. pectoralis major antigravitačně (Vojta et al. 2010, s. 43). Napojením na lumbodorzální fascii, respektive na m. latissimus dorsi, ovlivňuje funkci HK i m. gluteus maximus. V případě jeho utlumení nebo

oslabení dochází ke zvýšené aktivaci m. latissimus dorsi s negativním dopadem na celý ramenní pletenec (Janda 1999, s. 7–8).

1.3.2 Motorické propojení akra s ramenním pletencem

Funkční propojení ramenního pletence a předloktí lze dle Véleho vyjádřit následujícími svalovými řetězci:

1. Scapula – m. supraspinatus – humerus – m. biceps brachii – předloktí

2. Scapula – m. coracobrachialis – humerus – m. triceps brachii – předloktí

M. supraspinatus se podílí na fixaci hlavice humeru v jamce a pomáhá aktivitě střední části m. deltoideus. Je aktivní také při abdukci a addukci prstů ruky. M. coracobrachialis vytváří spojení mezi humerem a ramenním pletencem a odlehčuje ramenní kloub. Celý řetězec vytváří funkční spojení mezi ramenním pletencem a předloktím, jeho citlivé místa jsou processus coracoideus a úpon dlouhé hlavy m. biceps brachii (Véle 2006, s. 319).

Svaly podílející se na pohybu loketního kloubu jsou většinou popisovány topograficky. Rozdělují se na skupiny flexorů a extenzorů, do kterých spadají i dlouhé dvoukloubové svaly m. biceps a m. triceps brachii podílející se současně na pohybu v ramenním kloubu a přímé koordinaci pohybu paže a předloktí. Účinnost jednotlivých svalů na pohybu v loketním kloubu závisí na výchozí poloze lokte, v průměru je silový moment flexorů větší než extenzorů. Pohyb loketního kloubu plní zejména funkci relativního zkrácení a prodloužení končetiny a zvětšuje tím její akční rádius ve smyslu přiblížení a oddálení ruky od těla. Pohyb předloktí zahrnující pronaci a supinaci zdokonaluje pohyb ruky ve všech dovednostních projevech, jejichž funkční kapacita je unikátní pro člověka (Soderberg 1997, s. 179). Na samotné ruce a předloktí existuje velké množství funkčních propojení. Ruka jako uchopovací orgán je určena především k držení předmětů, a proto dochází vždy ke koaktivaci partnerských dvojic agonistů – antagonistů, flexorů a extenzorů předloktí. V klidu flexe převažuje nad extenzí. Extenzorové a flexorové skupiny mají vztah k epikondylům, a proto vede dysbalance těchto skupin k přetěžování těchto úponů označovaných jako epikondylitidy (Véle 2006, s. 321).

Ovládání pohybu ruky odpovídá v CNS obrovská plocha motorického kortexu. Děje se tak kvůli velké variabilitě a přesnosti pohybu ruky (Soderberg 1997, s. 199–200). Vzájemné propojení svalů lze vidět v uspořádání motorického kortexu v CNS, který je pro ovládání ruky obrovský. Studie funkční magnetické rezonance dokazují, že oblasti reprezentující proximální a distální svaly HK jsou si podobné svou velikostí a značně se překrývají. Během přirozených pohybů spolupracují, pohyb proximálního segmentu vyvolá aktivitu i v oblasti reprezentující

distální segment. To dokazuje, že motorické kortikální okruhy kontrolující ramenní svaly jsou z části funkčně spojeny s kontrolou distálních svalů. Vzájemné propojení distálních a proximálních svalů v kortexu ukazuje rameno jako bázi posturální kontroly podporující pohyb předloktí a lokte. Nelze tedy říct, že pohyb akra je ovlivněn pouze distálními segmenty (Devanne et al. 2006, s. 2470–2472; Melgari et al. 2008, s. 6).

1.3.3 Význam funkčních řetězců

Význam funkčních řetězců z pohledu kineziologie je odlišný než v laickém mechanicko – analytickém chápání. Porušení rovnováhy uvnitř svalové smyčky vytváří předpoklady pro vznik různých syndromů (Véle 2006, s. 314). Podrážděním nebo oslabením některé části smyčky vzniká nerovnováha svalového napětí vytvářející lokální dystonii, kterou označujeme jako dysbalance. Ta vede ke změně klidové polohy segmentů smyčky (Janda 1999, s. 7; Krobot 1997, s. 6–7). Znalost funkčních smyček pomáhá vysvětlit vzdálené působení motorické nebo senzitivní poruchy. Ze symptomatologie bolesti je toto řetězení poruch známo jako tzv. přenesená bolest, platí však i v senzomotorice pro vzdáleně přenesené motorické symptomy (Krobot 1997, s. 6–7). Terapeutický přístup založený na tomto poznání se může zdát jako náročný, avšak ve svém konečném důsledku je ekonomický. Svým zaměřením na základní příčinu snižuje totiž výskyt recidiv a neřeší jen problém jako takový (Véle 2006, s. 327).

Na příkladu vzpřimovacího řetězce je možno sledovat sekvenční funkci svalových řetězců. Vzpřimovací řetězec pro bipedální lokomoci se táhne od hlavy přes šíji, ramenní pletence, trup, pánevní pletenec, koleno a kotník až k noze. Pohybový program zakódovaný v CNS při něm používá nejen svalstvo uvedeného řetězce, ale i svalstvo HK, takže se angažuje celá pohybová sestava od hlavy až k patě. Maximální nárok je kladen na zpevnění v oblasti hrudní a bederní páteře, pánevního pletence a dolních končetin, oblast horních končetin je u bipedální lokomoce pomocným mechanismem. Svalové řetězce tedy pomáhají integraci svalů do vzpřimovacího pohybu (Véle 2006, s. 326).

1.3.4 Pozice akre a jejich vliv na aktivaci svalových řetězců

Tak jak na dolní končetině působí rotace femuru na nožní klenbu, existuje také vztah mezi akrem ruky, ramenem a krční páteří (Véle 2006, s. 327). Podle Palašákové Špringrové dobře provedený vzpěr o akrální část končetin vede k napřímení páteře a aktivnímu držení segmentů těla proti působení zevních sil. Ve svém terapeutickém přístupu ACT vychází Palašáková Špringrová z toho, že aktivní vzpěr přes akrální část končetin napomáhá aktivaci ventrálních i dorsálních svalových řetězců. Na základě jejich aktivace nebo inhibice pomocí

exteroceptivních a proprioceptivních stimulů dochází k odpovědi na trupu ve smyslu jeho napřímení (Špringrová 2011, s. 13–16). Pohyblivost aker, zejména jemné cílené pohyby, je řízena z primární motorické korové oblasti. Oproti tomu pletencové a proximální svalstvo je řízené z premotorické oblasti. Premotorická korová oblast hraje významnou roli při realizaci komplexních volních pohybů, jelikož při jejich přípravě a realizaci je potřeba zrakové kontroly. Úkolem primární motorické kůry je realizovat pohyb, jehož plán a program byl vypracován v jiných částech mozkové kůry (Trojan 2005, s. 52–55). Proto se na postavení aker v ACT klade velký důraz a to hlavně na udržování klenby ruky i nohy v průběhu vzpěru. Neudržení klenby aker na rukou a nohou pak má dle Špringrové (2011, s. 26) za následek aktivaci motorických programů, které nevykazují takovou kvalitu svalové koaktivace a nenapřimují trup. Úhlovému nastavení jednotlivých segmentů těla odpovídá zapojení části specifického svalu v rámci celého svalového řetězce tak, aby vznikla dokonalá svalová souhra. Úhlová změna nastavení segmentu v iniciační fázi pohybu ovlivní prostřednictvím zřetězení navazujících svalových skupin aktivaci svalů (Vojta et al. 2010, s. 22–24).

Dle Koláře (2009, s. 243-244) není možné při chybné opoře zajistit napřímení páteře, správný dechový stereotyp a dosáhnout tak svalovou rovnováhu. Opora je totiž místem, které tvoří *punctum fixum* celé stabilizační souhry, z opory vychází vzpřímení a cílený pohyb. Z těchto důvodů se Kolář ve vybraných polohách soustředí na správné centrování opory nohy, ruky, mediálních epikondylů apod., čímž dosahuje aktivace fyziologického stabilizačního vzoru.

Dobře provedená opora o ruce je dle Špringrové i Koláře typická udržením klenutí dlaně. Klenutí ruky lze pozorovat v úchopovém i relaxovaném postavení, dle Kapandjiho (2007, s. 204) ji tvoří tři oblouky směřující ve třech různých směrech. Příčný karpální oblouk navazuje na konkavitu zápěstí a pokračuje na distální oblouk tvořený hlavičkami metakarpů. Podélné karmo – metakarpální klenutí lze pozorovat na každém paprsku ruky, začíná na zápěstí a jeho vrchol leží na úrovni metakarpo - falangového skloubení každého prstu. Pro funkci ruky je podélný oblouk nejdůležitější na druhém a třetím prstu. Šikmý neboli diagonální oblouk tvoří spojnice palce s druhým prstem a palce s pátým prstem. Jako celek tvoří klenba ruky konkávní vyklenutí ohraničené palcem, druhým a pátým prstem (Kapandji et al. 2007, s. 203–206). V opoře reaguje ruka dvěma způsoby. Dlaň se rozvíjí abdukci metakarpů aktivitou *mm. interossei dorsales*, doprovází ji *extenze* všech prstů včetně palce. Následný pohyb jamky přes stabilizovanou hlavici humeru doprovází pohyb prstů do flexe (Čápková 2008, s. 47).

1.4 Povrchová elektromyografie

Povrchová elektromyografie neboli surface electromyography (SEMG) představuje experimentální vyšetřovací metodu, která prostřednictvím snímání bioelektrických signálů podává obraz o aktivitě svalu a nabízí tak možnost objektivního hodnocení neuromuskulární činnosti. SEMG je metoda relativně jednoduše použitelná, avšak pro její korektní interpretaci je nutné dodržení standardních postupů měření, zpracování i hodnocení (Krobot a Kolářová 2011, s. 16–17).

Podstatou elektromyografie (EMG) je snímání akčních potenciálů motorických jednotek v okolí elektrody. Depolarizace membrány, která je doprovázená pohybem iontů, totiž generuje elektromagnetické pole v okolí svalových vláken. Depolarizace postsynaptické membrány se od neuromuskulární ploténky šíří v obou směrech podél svalového vlákna. Díky tomu elektrody umístěné v této oblasti detekují napětí, jehož časový průběh představuje akční potenciál. V SEMG se standardně užívá bipolární snímání, dvě elektrody jsou umístěné paralelně s průběhem svalových vláken (Enoka 2008, s. 197–198).

Jednou z předností SEMG je možnost relativně snadno a neinvazivně snímat aktivitu více svalů současně v průběhu pohybu, a tak se blíže vyjádřit nejen k velikosti svalové aktivity, ale i komplexněji ke svalovým synergiím, sekvenci zapojování jednotlivých svalů, svalové únavě a dalším parametrům svalové činnosti (Bastlová 2010, s. 43). Obvyklá interpretace SEMG je vyjádření se především k amplitudovým parametrům signálu ve smyslu, zda je sval aktivní či nikoliv a zda je aktivní více či méně. Z hlediska časového je hodnocena časová souslednost náboru svalů neboli timing. Při tomto hodnocení je zapotřebí určit aktivační hodnotu, od které bude sval považován za aktivní (Krobot a Kolářová 2011, s. 30). Dle De Luca (1997, s. 143-144) musí hodnota signálu překročit průměrnou amplitudu signálu v klidové poloze plus dvě směrodatné odchylky minimálně po dobu 20 ms.

Hodnota jednotlivých parametrů EMG signálu je ovlivněna fyziologickými faktory a faktory metodického postupu a detekce zpracování signálu. Z fyziologických faktorů signál ovlivňují počet detekovaných aktivovaných motorických jednotek, typ a průměr svalových vláken, hloubka a umístění aktivních svalových vláken uvnitř svalu, množství tkáně mezi elektrodami a aktivními motorickými jednotkami, stabilita náboru, rychlost pálení apod. (Rodová et al. 2001, s. 173). V oblasti detekce lze za zcela zásadní považovat lokalizaci elektrod, jejich vzdálenost od sebe a orientaci ke svalovým vláknům (Dupalová a Zaatari 2015, s. 27). Obvyklá lokalizace elektrod je ve střední linii svalu přes největší bříško svalu s detekčním bodem orientovaným kolmo k průběhu svalových vláken (De Luca 1997, s. 138).

Vzdálenost mezi elektrodami se v literatuře nejčastěji preferuje 20 mm, přičemž při aplikaci na malé svaly by tato vzdálenost neměla přesáhnout čtvrtinu délky svalových vláken. Tímto způsobem lze předejít nestabilním záznamům z důvodů vlivu umístění elektrody do blízkosti šlachy a ploténkové zóny (Hermens et al. 2000, s. 363–365). Dalším faktorem je kontakt mezi elektrodami a kůží. Před aplikací elektrody je nezbytné místo řádně připravit pro snížení impedance mezi elektrodou a kůží a pro umožnění lepší fixace elektrody (Dupalová a Zaatar 2015, s. 27).

Před hodnocením se elektromyografický signál dále zpracovává, používá se například frekvenční filtrace, elektrokardiografická redukce, rektifikace, vyhlazení, normalizace apod. Cílem frekvenční filtrace je odstranit signál, který nemá původ v aktivaci svalu, ale vzniká jako například pohybový artefakt. Obvykle se používá frekvenční filtrace s horní propustí 10 až 20 Hz a dolní propustí 400 až 500 Hz. Rektifikace je matematická úprava EMG signálu převedením negativních hodnot amplitudy signálu do pozitivních a umožnění tak například výpočtu průměrné hodnoty amplitudy (Konrad 2005, s. 25–30). Principem vyhlazení je potlačení vysokofrekvenčních fluktuací signálu tak, že se jejich odchylka vyhladí. Výsledný signál má podobu lineární obálky. Nejvyužívanější algoritmy k vyhlazení jsou pomocí průměru rektifikovaných hodnot (AVR – average rectified value) nebo pomocí střední kvadratické hodnoty (RMS – root mean square) (Krobot a Kolářová 2011, s. 25).

2 CÍLE A HYPOTÉZY

2.1 Cíl práce

Cílem diplomové práce bylo objektivizovat vliv 2 typů opory o dlaň na svalovou aktivitu svalů ramenního pletence při provádění vzpěrných cvičení v uzavřených kinematických řetězcích. Hodnocena byla průměrná svalová aktivita a časová souslednost náboru svalů v průběhu časových intervalů čtyř pohybových aktivit. S cílem odpovědět na vědecké otázky a potvrdit či vyvrátit formulované hypotézy byl zvolen výzkum kvantitativní a technika experimentu.

2.2 Vědecké otázky a hypotézy

2.2.1 Vědecká otázka č. 1

Jaký má vliv korigovaná a nekorigovaná pozice akra na svalovou aktivitu a timing svalů ramenního pletence?

Ho1: Není rozdíl v porovnání průměrné svalové aktivity při nekorigované a korigované pozici při provádění zkoumaných pohybových činností.

H1: Existuje rozdíl v porovnání průměrné svalové aktivity při nekorigované a korigované pozici při provádění zkoumaných pohybových činností.

Ho2: Není rozdíl ve svalovém timingu při nekorigované a korigované pozici při provádění zkoumaných pohybových činností.

H2: Existuje rozdíl ve svalovém timingu při nekorigované a korigované pozici při provádění zkoumaných pohybových činností.

2.2.2 Vědecká otázka č. 2

Může korigované nastavení akra facilitovat svaly s tendencí k útlumu a inhibovat svaly s tendencí k přetížení?

H3: Při korekci nastavení opory dojde ke zvýšení průměrné svalové amplitudy u svalů s tendencí k hypotonii: m. trapezius pars ascendens, m. deltoideus pars posterior, m. infraspinatus, m. serratus anterior, m. triceps brachii.

H4: Při korigovaném postavení opory se sníží průměrná svalová amplituda u svalů s tendencí k hypertonií - m. trapezius pars descendens, m. pectoralis major, m. latissimus dorsi, m. deltoideus pars anterior a medialis.

3 METODIKA

3.1 Charakteristika souboru

Do zkoumaného souboru bylo zařazeno 35 probandů v počtu 20 žen a 15 mužů. Jejich průměrný věk byl 23 let (v rozpětí od 21 do 27 let), průměrná hodnota Body Mass Index (BMI) byla 22,55. U všech probandů byla dominantní pravá HK. Tito probandí splňovali tato požadovaná kritéria: žádné funkční omezení hybnosti či úraz v anamnéze na horních končetinách a trupu, minimální odchylky od fyziologické normy na horních končetinách a trupu a absence virových a infekčních onemocnění v době měření.

3.2 Výzkumná metoda

Data byla získána pomocí povrchové elektromyografie 11 pletencových svalů či jejich částí na pravé HK u zdravých osob v dospělém věku. Data byla porovnána u vzpěrných pozic bez korekce opory se stejnými pozicemi v korekci opory a statisticky vyhodnocena.

3.3 Příprava měření

Měření probíhalo v Kineziologické laboratoři Fakultní nemocnice Olomouc v době od dubna 2014 do března 2015. Na začátku měření byla odebrána stručná anamnéza pro vyloučení úrazu a patologie na horních končetinách a trupu, které by bránily zaujetí vzpěrných pozic. Všichni testovaní probandí byli seznámeni s průběhem měření a souhlasili s použitím naměřených dat a základních údajů o jejich osobě k výzkumným účelům. Poté zúčastnění podepsali informovaný souhlas se zařazením do studie (viz příloha 1, str. 66).

Metodou výzkumu byla zvolena povrchová elektromyografie. Ke snímání elektrické aktivity byl použit šestnácti kanálový povrchový elektromyograf TeleMyo 2400T G firmy Noraxon se softwarem MyoResearch XP Master Edition 1.07, synchronizovaný s videozáznamem. Aktivita byla snímána z 11 svalů na pravé HK a trupu:

1. m. trapezius pars descendens
2. m. trapezius pars ascendens
3. m. infraspinatus
4. m. deltoideus pars posterior
5. m. deltoideus pars medialis
6. m. deltoideus pars anterior
7. m. triceps brachii

- 8. m. latissimus dorsi
- 9. m. pectoralis major
- 10. m. biceps brachii
- 11. m. serratus anterior

Příprava probanda na měření

Na základě izometrické svalové kontrakce a pečlivého palpačního vyšetření byly určeny u každého probanda místa, na které byly následně připevněny samolepící povrchové elektrody k detekci elektrické aktivity svalu. Na každý sval byly přilepeny dvě registrační elektrody paralelně s průběhem svalových vláken. Použity byly EKG elektrody značky Tyco-Kendall s Ag/AgCl povrchem o velikosti 48 x 34mm. Před samotným připevněním elektrod byla pokožka v místě aplikace očištěna abrazivní pastou, vytržena vlhkým ručníkem a vysušena. Následně byly k elektrodám připevněny příslušné svody a zkontrolováno správné umístění kabelů tak, aby se minimalizovalo jejich křížení a nadměrný pohyb, který by mohl vést ke vzniku rušivých artefaktů. Pomocí samolepící pásky byla provedena fixace kabelů k pokožce, bezdrátový vysílač signálu byl umístěn kolem pasu probanda. Zemní elektroda byla umístěna na klíční kost. Po připojení elektrod bylo jejich správné umístění ověřeno izolovanou izometrickou kontrakcí pro každý vyšetřovaný sval.

3.4 Vlastní průběh měření

Před samotným testováním proband zaujal pozici vzporu klečmo tak, aby byly dlaně umístěny pod rameny a kolena umístěna pod kyčelními klouby. Dlaně byly nastaveny tak, aby osy prostředníků směřovaly dopředu a byly vůči sobě v rovnoběžné pozici. V této pozici byla u každého probanda obkreslena pozice obou dlaní a kolen, aby bylo zajištěno stejné umístění opěrných bodů po změnách jednotlivých pozic. Pozice aker byly totožné u dvou aktivit ve vzporu klečmo, odlišné u kliku a šikmém sedu. Stejně zakreslení výchozí pozice bylo provedeno i pro pozici šikmého sedu a kliku. Poloha horních končetin byla obkreslena na papír fixovaný na tvrdé rovné podlaze, poloha kolen byla označena páskou na tenké pěnové podložce tloušťky 12 mm, která byla umístěna pod dolními končetinami pro větší pohodlí vyšetřovaných. Poté probandi absolvovali 4 dílčí aktivity v uzavřených kinematických řetězcích bez korekce opory o dlaně, následně 4 totožné aktivity s centrací opory o akra horních končetin. Způsob korekce bude objasněn v další podkapitole.

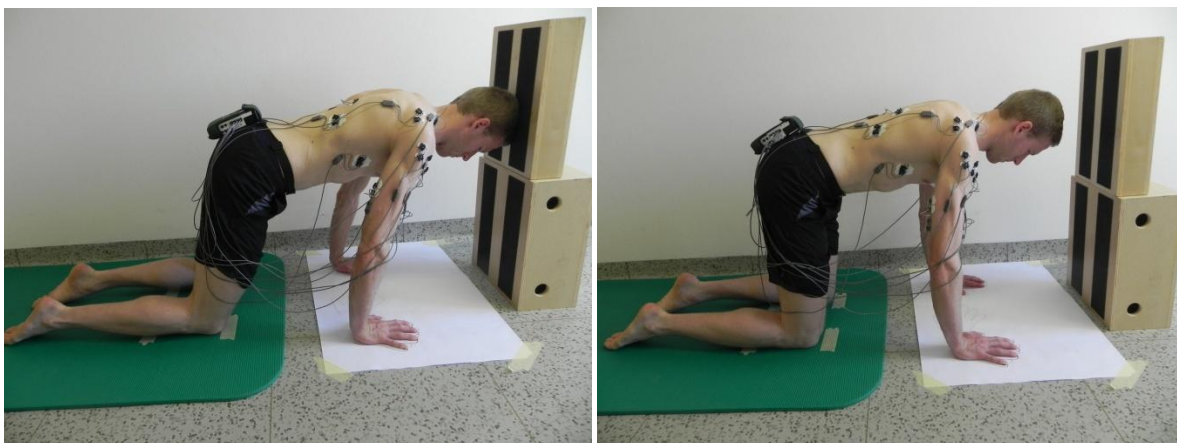
Pořadí jednotlivých aktivit v sérii bez korekce, a poté s korekcí, bylo náhodně vybráno z důvodu randomizaci měření. Pro zachování standardizace měření byl u všech probandů

využit metronom zabudovaný v softwaru MyoResearch XP Master Edition 1.07, pomocí kterého byla nastavena délka jednoho opakování 3 sekundy s 3 sekundovými pauzami. Každá jednotlivá aktivita byla provedena vždy třikrát.

Popis vyšetřovaných pohybových aktivit

Přenášení váhy ve vzporu klečmo

Výchozí polohou byla kvadrupedální poloha s horními končetinami ve flexi v ramenních kloubech, s extenzí v loketních kloubech, v opoře o dlaně směřující dopředu, umístěnými přibližně pod úroveň glenohumerálních kloubů, s hlavou v prodloužení osy páteře. Dolní končetiny byly v opoře o kolena, umístěnými přibližně pod úroveň kyčelních kloubů, a dále o bérce a chodidla dle preferencí probanda (viz obrázek 1 na str. 28). Proband byl vyzván k pohybu směrem dopředu asi o 20 cm, krátké třísekundové výdrži a k následnému návratu na dobu tří sekund dle akustického signálu. Aby byl výkyv dopředu stejný u každého dalšího opakování, byla asi 20 cm před hlavu probanda umístěna překážka (její pozice byla také zakreslena na podlaze), které se proband dotýkal temenem hlavy u každého přenesení váhy.



Obrázek 1 Přenášení váhy ve vzporu klečmo – výchozí a konečná pozice (fotoarchiv autora)

Vzpažování levé HK ve vzporu klečmo

Výchozí poloha byla stejná jako u přenášení váhy ve vzporu klečmo, stejně jako poloha aker (viz obrázek 2 na str. 29). Během třísekundových period proband střídavě vzpažoval levou HK a opíral se o ni ve vzporu klečmo.



Obrázek 2 Vzpažování levé HK ve vzporu klečmo – výchozí a konečná pozice (fotoarchiv autora)

Klik s oporou o kolena

Výchozí polohou byl tzv. dámská varianta kliku, tedy podpor klečmo s horními končetinami v opoře asi o 10 cm šířeji než u aktivit ve vzporu klečmo, s oporou o kolena umístěných kaudálněji pro menší flexi v kyčelních kloubech (viz obrázek 3 na str. 29). Klik byl opakován opět třikrát po dobu tří sekund dle akustického signálu metronomu.



Obrázek 3 Horní a dolní poloha kliku (fotoarchiv autora)

Šikmý sed

Další vyšetřovanou aktivitou byl pohyb v uzavřeném kinematickém řetězci známý z vývojové kineziologie jako šikmý sed. Výchozí polohou byl sed na pravém boku na zemi s oporou o pravou HK, pravá dolní končetina (DK) byla v kontaktu s podložkou celou svou laterální stranou, levá DK pouze plochou chodidla položeného před pravým kolenem. Pozice pravé ruky a boku byla opět označena na podložce pro možnost stejného nastavení během

vyšetřování s korekcí opory. Po signálu metronomu proband zvedl pravý bok od podložky asi o 20 cm a vytáhl se šikmo vzhůru a dopředu za svou levou HK (viz obrázek 4 na str. 30).



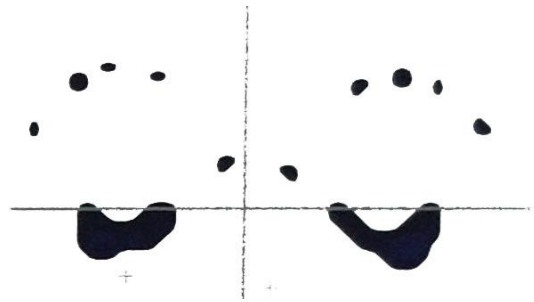
Obrázek 4 Šikmý sed – výchozí a konečná pozice (fotoarchiv autora)

3.5 Korigované nastavení aker

Nastavení korigované opory o akra horních končetin během vzpěrných cvičení respektovalo funkční anatomii a kineziologii. Korekce nastavení opory bylo odvozeno od fyzioterapeutických konceptů ACT a DNS.

Korekce ruky se oproti polohám bez ní odlišovala abdukcí a mírnou flexí všech prstů a mírnou extenzí v karpometakarpovém kloubu palce. Zápěstí bylo nastaveno do mírně radiální dukce, nastavení úhlů předloktí, lokte a ramene zůstalo nezměněno. Tím, že došlo opření v oblasti kořene ruky, zesílila dorzální extenze zápěstí. Zatížení do prstů bylo přenášeno do jejich posledních článků. Proband byl instruován, aby více tlačil do oblasti palce a thenaru. Mírnou flexí všech kloubů prstů a palce došlo k vytvoření kopulovitého nastavení dlaně, takže ruka zůstala v kontaktu s podložkou jen kořenem dlaně a konečky prstů. Tento kontakt je patrný na následujícím podogramu (viz obrázek 5 na str. 31).

Pro korigované nastavení rukou bylo použito metod propioceptivní a exteroceptivní facilitace, tato poloha byla pro potřebnou dobu vyšetření kontrolována a manuálně upravována. Proband měl za úkol toto tzv. „centrované nastavení“ opory udržet při provádění 4 aktivit s korekcí opory. Na obrázku 6 je pro názornost ukázáno nekorigované nastavení opory během kvadrupedální pozice, na obrázku 7 naopak korekce opory ruky (viz obrázek 6 na str. 31, obrázek 7 na str. 32).



Obrázek 5 Kontakt ruky s podložkou u centrovaného nastavení opory (převzato od Špringrové 2014, s. 16)

Podklady k nastavení korekce opory byly použity z metod ACT, DNS a osobního sdělení od vedoucí diplomové práce Mgr. Radky Crhonkové (Kolář 2009, s. 244; Malý et al. 1991, s. 97–98; Špringrová 2011, s. 21–22, Crhonková 2014, osobní sdělení). Cílem cvičení s „centrovaným“ nastavením opory bylo udržet ruce v kopulovité poloze s důrazem na zatížení palcové strany.



Obrázek 6 Nekorigované nastavení opory (fotoarchiv vedoucí práce Mgr. Crhonkové)



Obrázek 7 Korigované nastavení opory (fotoarchiv vedoucí práce Mgr. Crhonkové)

Na následujícím obrázku je znázorněno použití obkreslovací metody během nekorigovaného i korigovaného nastavení opory o ruku (viz obrázek 8 na str. 32).



Obrázek 8 Obkreslení polohy ruky u nekorigovaného a korigovaného nastavení opory (fotoarchiv autora)

3.6 Zpracování a vyhodnocení EMG signálu

Surový EMG záznam byl zpracován v programu MyoResearch XP Master Edition verze 1.07. Záznam byl upraven pomocí elektrokardiografické redukce, rektifikace a vyhlazen pomocí parametru RMS o velikosti okna 100 ms. Hodnocen byl průměrné zapojení (average activation) a pořadí zapojení (timing) u všech kanálů v měřených intervalech. Výsledky

vygenerované programem byly poté přepsány do tabulky v programu Microsoft Office Excel a následně statisticky vyhodnocené.

Vyhodnocované úseky EMG záznamu

Pro vyhodnocení průměrné aktivace svalů (average activation) byly použity periody vymezené akustickým a zároveň i grafickým záznamem v EMG signálu. Během přenášení váhy ve vzporu klečmo byly vyhodnoceny tři třísekundové periody během přenesení váhy a výdrže (první, třetí a pátá perioda). Během vzpažování levé HK ve vzporu byly obdobně použity tři třísekundové periody během zatížení pravé HK. Stejně tak i v šikmém sedu byly použity tyto tři třísekundové intervaly během zvednutí pánve od podložky a výdrže. U kliku byly vyhodnoceny zvláště třísekundové fáze během pohybu dolů (excentrická fáze) a výdrže v dolní poloze kliku (první, třetí a pátá perioda) a zvláště třísekundové fáze během pohybu nahoru (koncentrická fáze) a výdrže v horní poloze kliku (druhá, čtvrtá a šestá perioda).

Pro vyhodnocení časové souslednosti náboru svalů neboli timingu byly u aktivit ve vzporu klečmo a v šikmém sedu vyhodnocovány stejné časové úseky (první, třetí a pátá perioda). Pro vyhodnocování timingu u kliku byly sloučeny každé dvě periody (první s druhou, třetí se čtvrtou a pátá se šestou) a následně vyhodnoceny všechny. Pro aktivaci svalu pro timing byla zvolena hranice dvou směrodatných odchylek oproti klidové aktivitě svalu.

3.7 Statistické zpracování dat

Data získána pomocí Average Activation a Normal Timing Analysis v programu MyoResearch XP Master Edition 1.07 byla přepsána do tabulek v programu Microsoft Office Excel a dále zpracována v programu Statistika 12. V tomto programu bylo pomocí Shapiro-Wilkova testu zjištěno, že data nejsou normálně rozložena, proto je byla potřeba testovat v rámci neparametrické statistiky. Na základě těchto výsledků byl pro vyhodnocení aktivace i timingu zvolen párový Wilcoxonův test. Hladina statistické významnosti byla zvolena 5% ($p < 0,05$). V timingu bylo vyhodnoceno pořadí v zapojení (firing order) a tato četnost dále statisticky porovnána mezi polohami s korekcí opory a bez ní. Svaly, které nepřesáhly dvě směrodatné odchylky oproti klidové hodnotě, nebyly do statistického vyhodnocení timingu zařazeny.

4 VÝSLEDKY

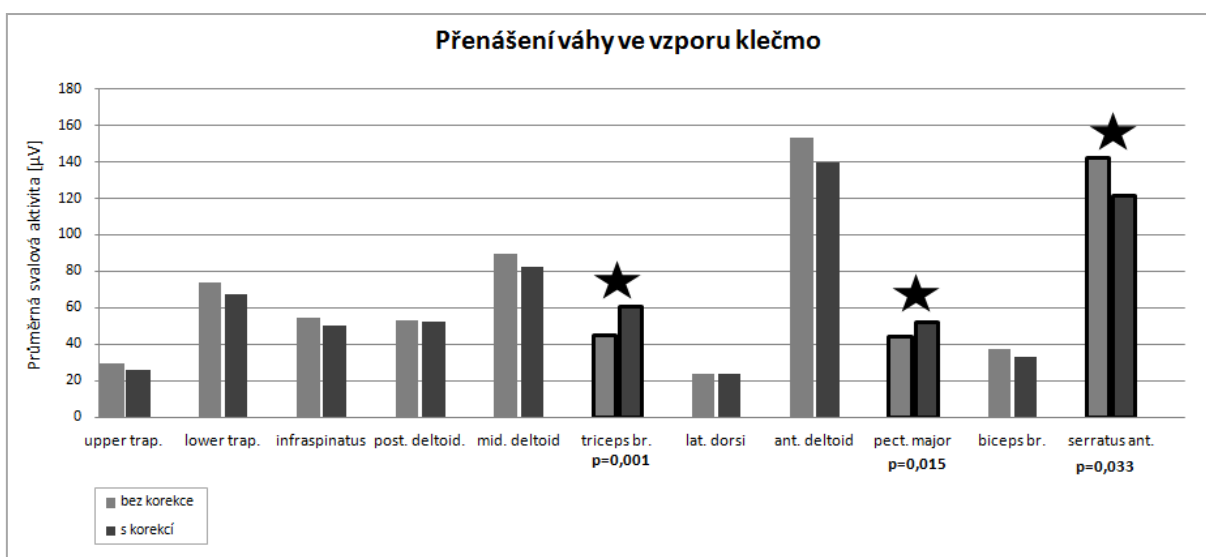
4.1 Výsledky k vědecké otázce č. 1

První vědecká otázka zněla: *Jaký má vliv korigovaná a nekorigovaná pozice akra na svalovou aktivitu a timing svalů ramenního pletence?* K této otázce byly vysloveny dvě nulové hypotézy. První nulová hypotéza zněla: *Není rozdíl v porovnání průměrné svalové aktivity při nekorigované a korigované pozici při provádění zkoumaných pohybových činností.* Druhá nulová hypotéza zněla: *Není rozdíl ve svalovém timingu při nekorigované a korigované pozici při provádění zkoumaných pohybových činností.*

4.1.1 Výsledky hypotézy H₀1

Přenášení váhy ve vzporu klečmo

Statisticky významný rozdíl byl získán v případě m. triceps brachii ($p = 0,001$) a m. pectoralis major ($p = 0,015$), u kterých došlo při korigovaném nastavení ke statisticky významnému zvýšení svalové amplitudy v porovnání s nekorigovaným nastavením. Posledním svaem se statisticky významným rozdílem byl m. serratus anterior ($p = 0,033$), u kterého došlo při korigovaném nastavení ke statisticky významnému snížení aktivity (viz obrázek 9 na str. 34). Hladiny statistických významností všech svalů při porovnání svalové aktivity mezi korigovaným a nekorigovaným nastavením akra jsou k nalezení v příloze 2 (viz str. 67).

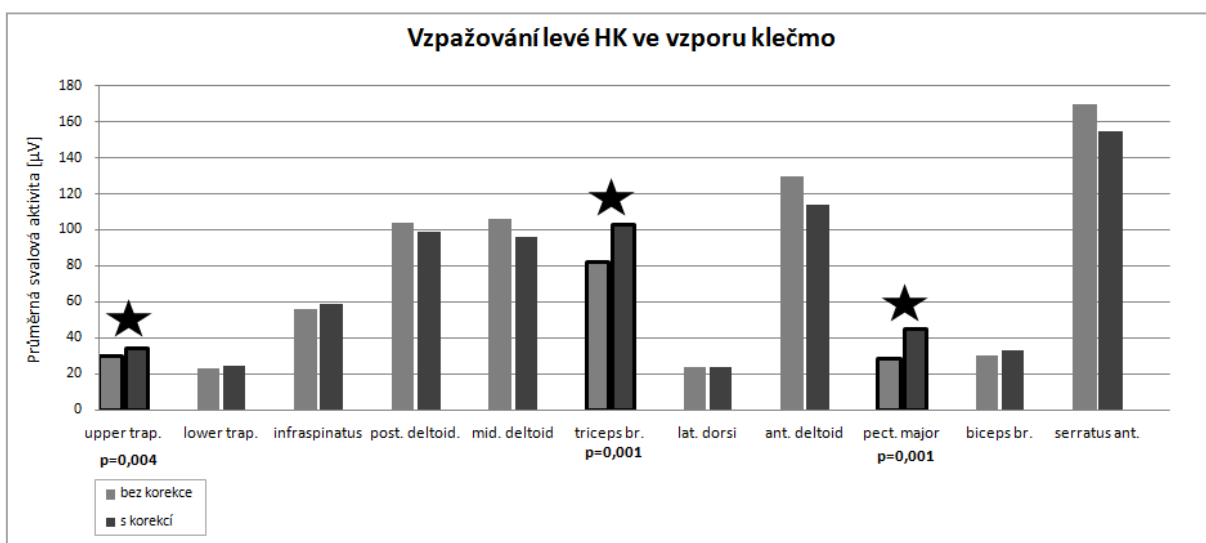


Obrázek 9 Průměrná svalová aktivita během přenášení váhy ve vzporu klečmo

legenda: upper trap. – m. trapezius pars descendens, lower trap – m. trapezius pars ascendens, post. deltoid. – m. deltoideus pars posterior, mid. deltoid. – m. deltoideus pars medialis, ant. deltoid. – m. deltoideus pars anterior

Vzpažování levé HK ve vzporu klečmo

Statisticky významný rozdíl byl získán v případě m. trapezius pars descendens ($p = 0,004$), kdy byla jeho průměrná svalová amplituda vyšší při korigovaném nastavení než při nekorigovaném nastavení. Dalším svalem se statisticky významným rozdílem byl m. triceps brachii ($p = 0,001$), u kterého došlo při korigovaném nastavení ke statisticky významnému zvýšení svalové amplitudy než při nekorigovaném nastavení. Posledním svalem se statisticky významným rozdílem byl m. pectoralis major ($p = 0,001$), u kterého došlo při korigovaném nastavení ke statisticky významnému zvýšení aktivity než při nekorigovaném nastavení (viz obrázek 10 na str. 35). Hladiny statistických významností všech svalů při porovnání svalové aktivity mezi korigovaným a nekorigovaným nastavením akra jsou k nalezení v příloze 2 (viz str. 67).

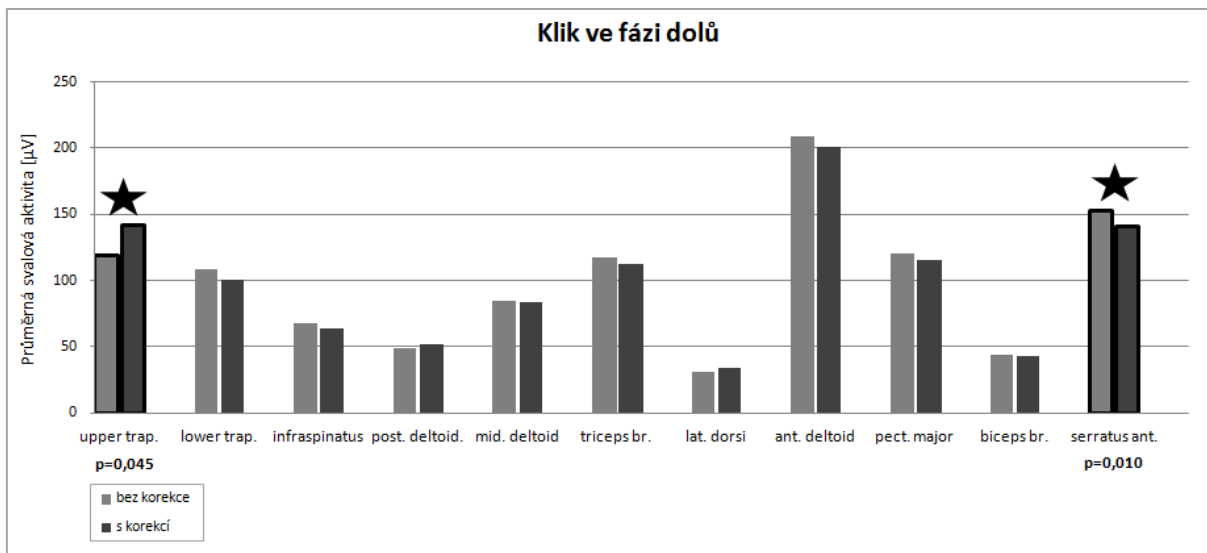


Obrázek 10 Průměrná svalová aktivita během vzpažování levé HK ve vzporu klečmo

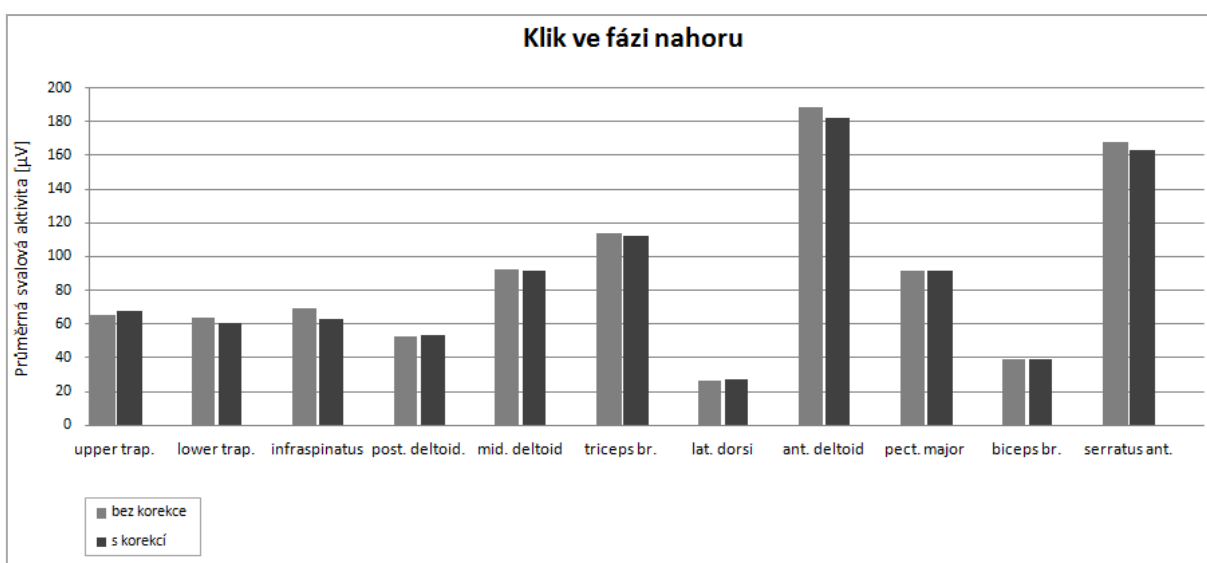
Klik s oporou o kolena

V této pohybové aktivitě byly zvláště vyhodnocovány fáze při pohybu dolů – excentrická fáze (viz obrázek 11 na str. 36), a zvláště fáze při pohybu nahoru – koncentrická fáze (viz obrázek 12 na str. 36). Statisticky významné rozdíly byly získány pouze ve fázi dolů. Bylo to v případě m. trapezius pars descendens ($p = 0,045$), kdy byla jeho průměrná svalová amplituda vyšší při korigovaném nastavení. Dalším svalem se statisticky významným

rozdílem byl m. serratus anterior ($p = 0,010$), u kterého došlo při korigovaném nastavení ke statisticky významnému snížení svalové amplitudy. Hladiny statistických významností všech svalů pro obě fáze kliku při porovnání svalové aktivity mezi korigovaným a nekorigovaným nastavením akra jsou k nalezení v příloze 2 (viz str. 67).



Obrázek 11 Průměrná svalová aktivita během kliku ve fázi dolů

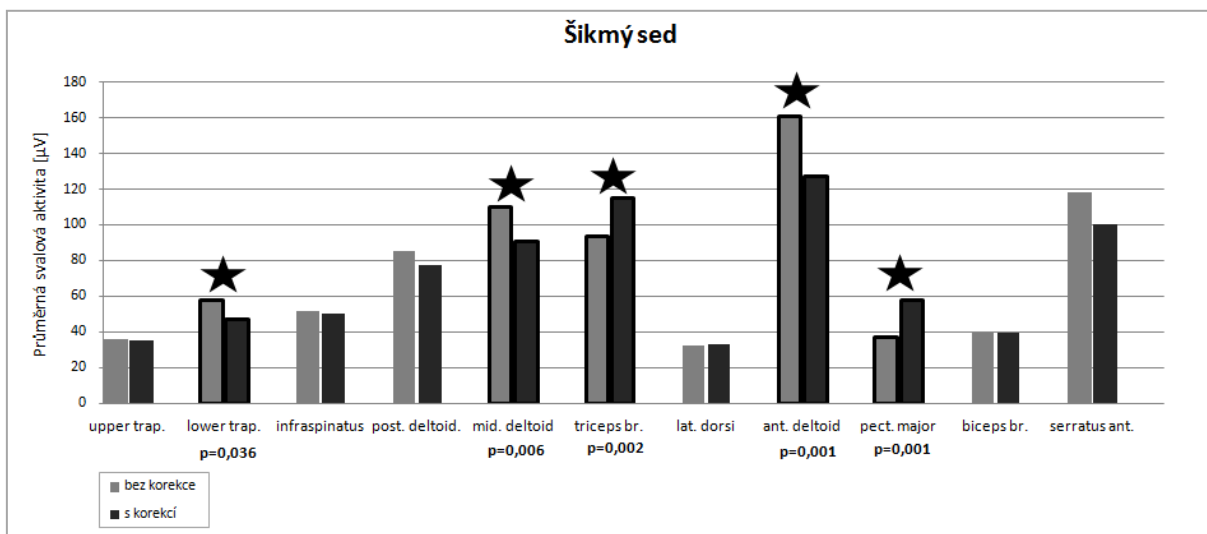


Obrázek 12 Průměrná svalová aktivita během kliku ve fázi nahoru

Šikmý sed

Statisticky významný rozdíl byl získán u 5 měřených svalů. Ke snížení svalové aktivity během cvičení s korigovaným nastavením opory došlo u m. trapezius pars ascendens ($p = 0,036$), m. deltoideus pars medialis ($p = 0,006$) a m. deltoideus pars anterior ($p = 0,001$). Ke zvýšení svalové aktivity během aktivit s korigovaným nastavením opory došlo u m. triceps

brachii ($p = 0,002$) a m. pectoralis major ($p = 0,001$) (viz obrázek 13 na str. 37). Hladiny statistických významností všech svalů při porovnání svalové aktivity mezi korigovaným a nekorigovaným nastavením akce jsou k nalezení v příloze 2 (viz str. 67).



Obrázek 13 Průměrná svalová aktivita během šikmého sedu

Na základě těchto výsledků se hypotéza H₀₁ zamítá, protože byly zjištěny výše uvedené statisticky významné změny svalových aktivit při provádění všech zkoumaných pohybových aktivit. Alternativní hypotéza H₁ se potvrzuje.

4.1.2 Výsledky hypotézy H₀₂

Statisticky významné rozdíly v timingu byly zjištěny v kliku a šikmém sedu. Během kliku bez centrace opory bylo průměrné pořadí aktivace svalu deltoideus pars posterior na 9. místě, s centrací opory na 8. místě ($p = 0,0085$). Dále se v kliku m. triceps brachii před centrací opory průměrně zapojoval na 4. místě, po centraci opory na 6. místě ($p = 0,0016$). V poloze šikmého sedu před centrací ruky se m. triceps brachii zapojoval na 9. místě, po centraci ruky na 7. místě ($p = 0,042$). U ostatních svalů nebyly zjištěny statisticky významné rozdíly. Dosažené hladiny statistických významností v timingu všech měřených aktivit jsou uvedeny v příloze 3 (viz str. 68).

Na základě těchto výsledků se hypotéza H₀₂ zamítá, protože byly zjištěny výše uvedené statisticky významné změny timingu při provádění kliku a šikmého sedu. Alternativní hypotéza H₂ se potvrzuje.

4.2 Výsledky k vědecké otázce č. 2

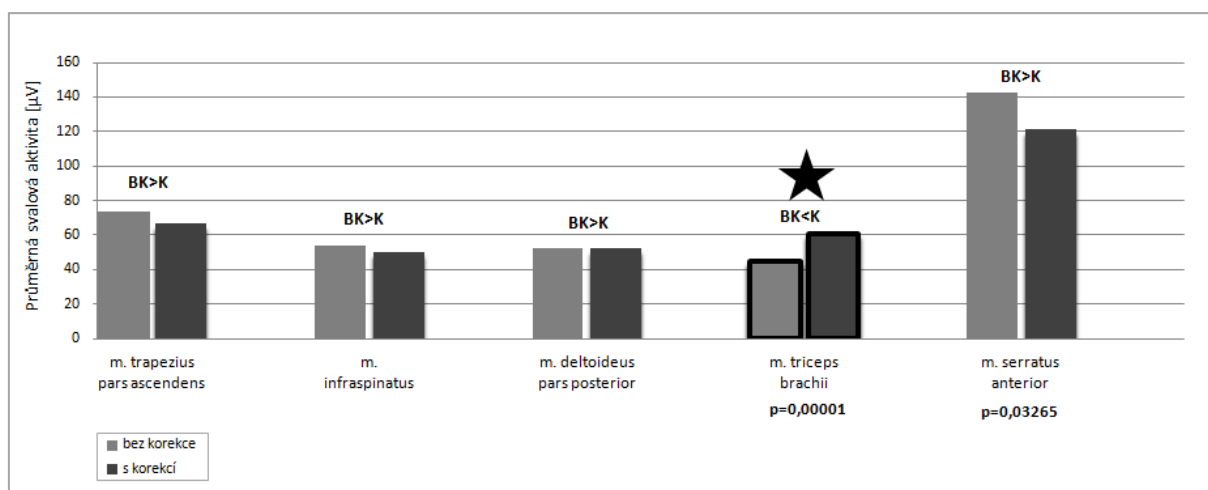
Druhá vědecká otázka zněla: *Může korigované nastavení akra facilitovat svaly s tendencí k útlumu a inhibovat svaly s tendencí k přetížení?* K této vědecké otázce byly vysloveny dvě alternativní hypotézy. Třetí alternativní hypotéza zněla: *Při korekci nastavení opory dojde ke zvýšení průměrné svalové amplitudy u svalů s tendencí k hypotonii: m. trapezius pars ascendens, m. infraspinatus, m. deltoideus pars posterior, m. serratus anterior, m. triceps brachii.* Čtvrtá alternativní hypotéza zněla: *Při korigovaném postavení opory se sníží průměrná svalová amplituda u svalů s tendencí k hypertonii - m. trapezius pars descendens, m. pectoralis major, m. latissimus dorsi, m. deltoideus pars anterior a medialis.*

4.2.1 Výsledky hypotézy H3

Pro potvrzení této hypotézy by mělo dojít u korigovaného nastavení opory (K – s korekcí opory o akrum) u svalů s tendencí k hypotonu, tedy svalů fázických, ke zvýšení průměrné svalové aktivity oproti nekorigovanému nastavení (BK – bez korekce opory o akrum). V souboru vyšetřovaných svalů se nachází 5 fázických svalů či jejich částí - m. trapezius pars ascendens, m. deltoideus pars posterior, m. infraspinatus, m. serratus anterior, m. triceps brachii.

Přenášení váhy ve vzporu klečmo

Pro přehlednost jsou průměrné svalové aktivace během přenášení váhy ve vzporu klečmo zobrazené na obrázku 14 (viz str. 38).



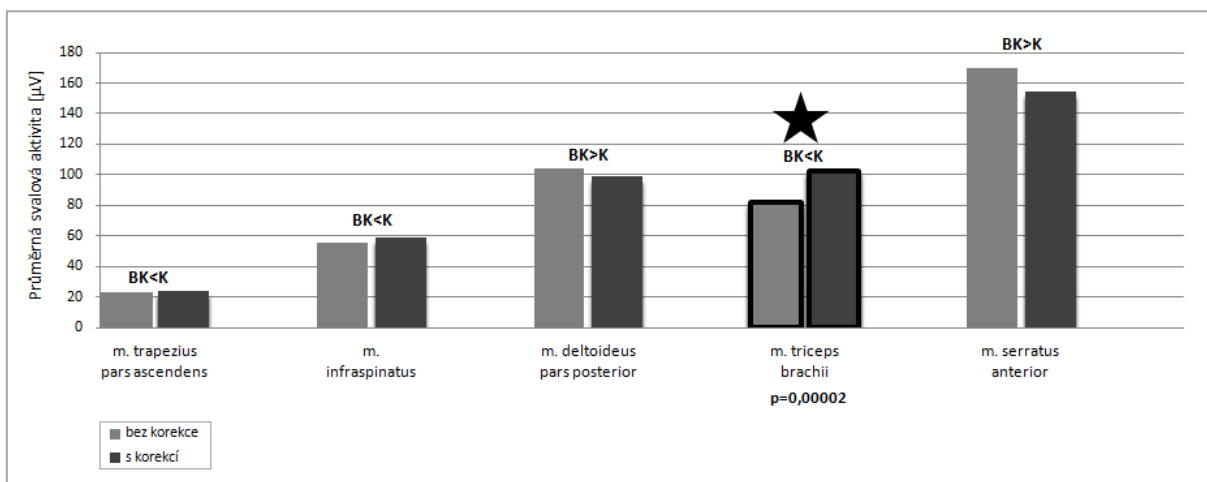
Obrázek 14 Svalové aktivace fázických svalů během přenášení váhy ve vzporu klečmo

Z grafu v obrázku 14 vyplývá, že ke statisticky významnému zvýšení průměrné svalové aktivity během cvičení v korigované pozici akra došlo pouze u m. triceps brachii

($p = 0,00001$). U ostatních svalů byla naopak průměrná svalové aktivity vyšší u poloh bez korekce, které však nebyly statisticky významné.

Vzpažování levé HK ve vzporu klečmo

Průměrné svalové aktivace během vzpažování levé HK ve vzporu klečmo jsou zobrazené na obrázku 15 (viz str. 39).

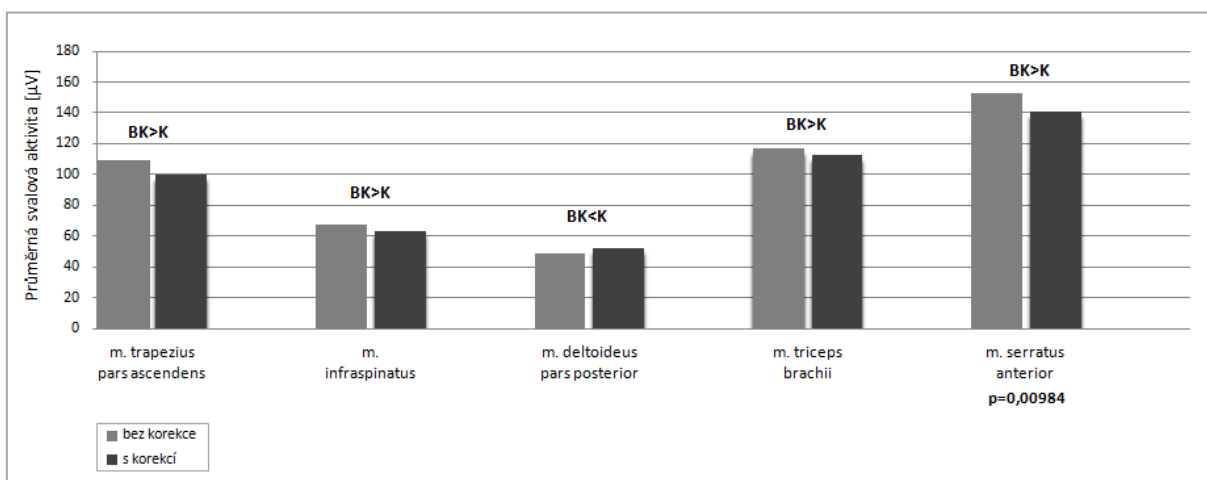


Obrázek 15 Svalové aktivace fázických svalů během vzpažování levé HK ve vzporu klečmo

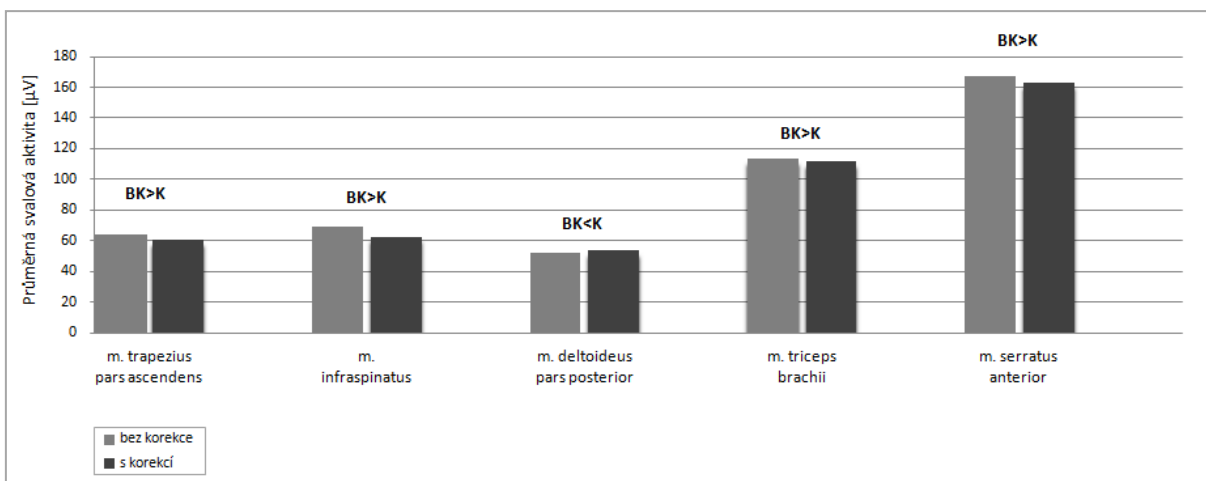
Z grafu v obrázku 15 vyplývá, že ke statisticky významnému zvýšení průměrné svalové aktivity během cvičení v korigované pozici došlo opět pouze u m. triceps brachii ($p = 0,00002$).

Klik s oporou o kolena

Průměrné svalové aktivace během kliku s oporou o kolena ve fázi dolů zobrazené na obrázku 16 (viz str. 39), během kliku s oporou o kolena ve fázi nahoru na obrázku 17 (viz str. 40).



Obrázek 16 Svalové aktivace fázických svalů během kliku s oporou o kolena ve fázi dolů

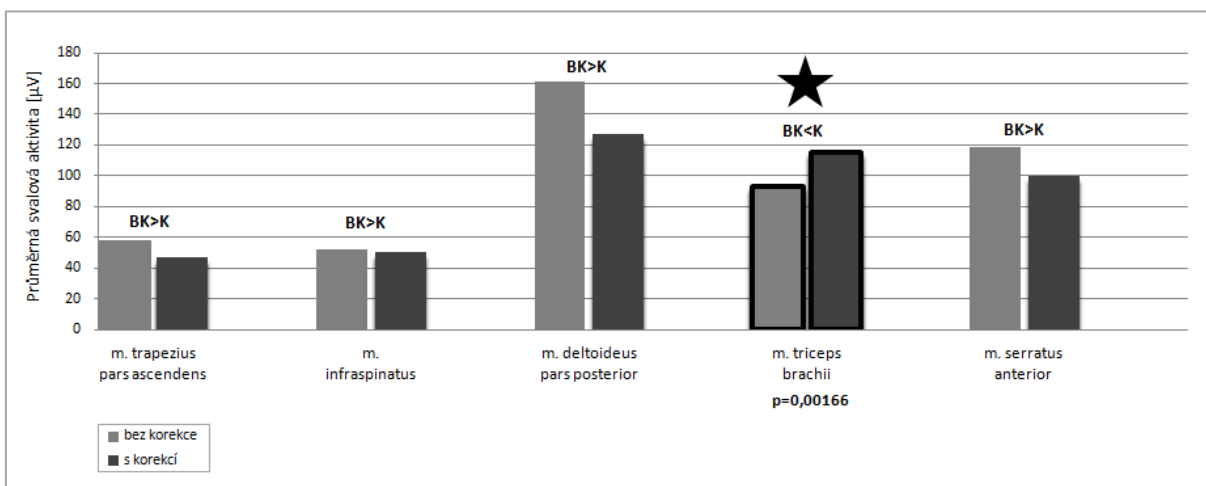


Obrázek 17 Svalové aktivace fázických svalů během kliku s oporou o kolena ve fázi nahoru

Z grafů na obrázcích 16 a 17 vyplývá, že ke statisticky významnému zvýšení průměrné svalové aktivity během cvičení v korigované pozici v kliku nedošlo u žádného svalu. Patrné je naopak průměrné snížení aktivity v korigovaném nastavení opory u většiny fázických svalů, statisticky významné u m. serratus anterior ve fázi dolů.

Šikmý sed

Průměrné svalové aktivace během šikmého sedu sou zobrazené na obrázku 18 (viz str. 40).



Obrázek 18 Svalové aktivace fázických svalů během šikmého sedu

Z grafu na obrázku 18 vyplývá, že ke statisticky významnému zvýšení průměrné svalové aktivity během cvičení v korigované opoře došlo pouze u m. triceps brachii ($p = 0,00166$).

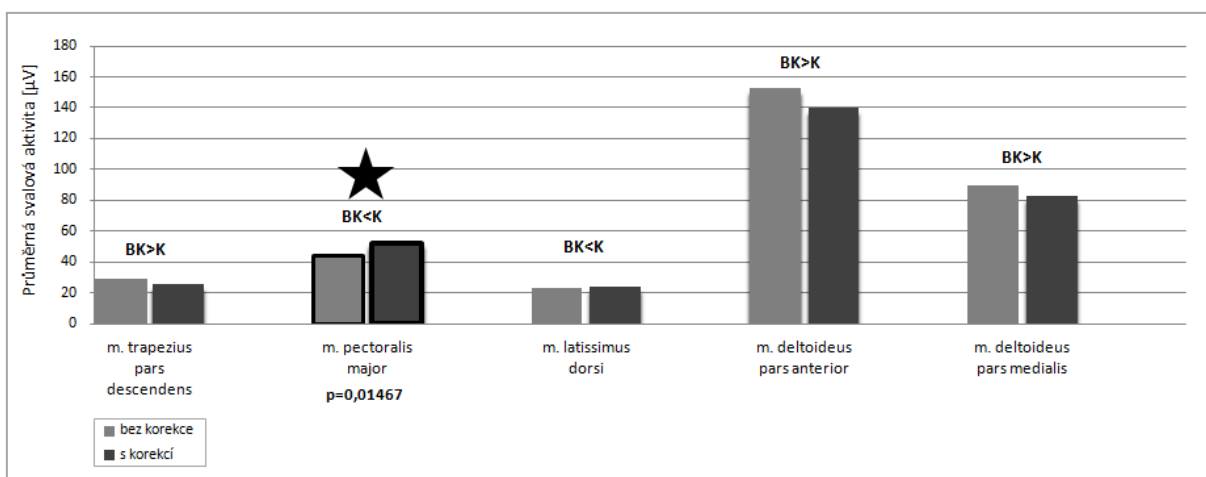
Na základě výsledků se hypotéza H3 potvrzuje pro m. triceps brachii u třech vyšetřovaných aktivit. U ostatních fázických svalů naopak docházelo většinou ke statisticky nevýznamnému snížení aktivity.

4.2.2 Výsledky hypotézy H4

Pro potvrzení této hypotézy by mělo dojít během korekce opory ke snížení průměrné svalové amplitudy u svalů s tendencí k hypertonii - svalů tonických. V souboru vyšetřovaných svalů to jsou: m. trapezius pars descendens, m. pectoralis major, m. latissimus dorsi a m. deltoideus pars anterior a medialis.

Přenášení váhy ve vzporu klečmo

Pro přehlednost jsou výsledky první vyšetřované aktivity zobrazeny v grafu na obrázku 19 (viz str. 41).

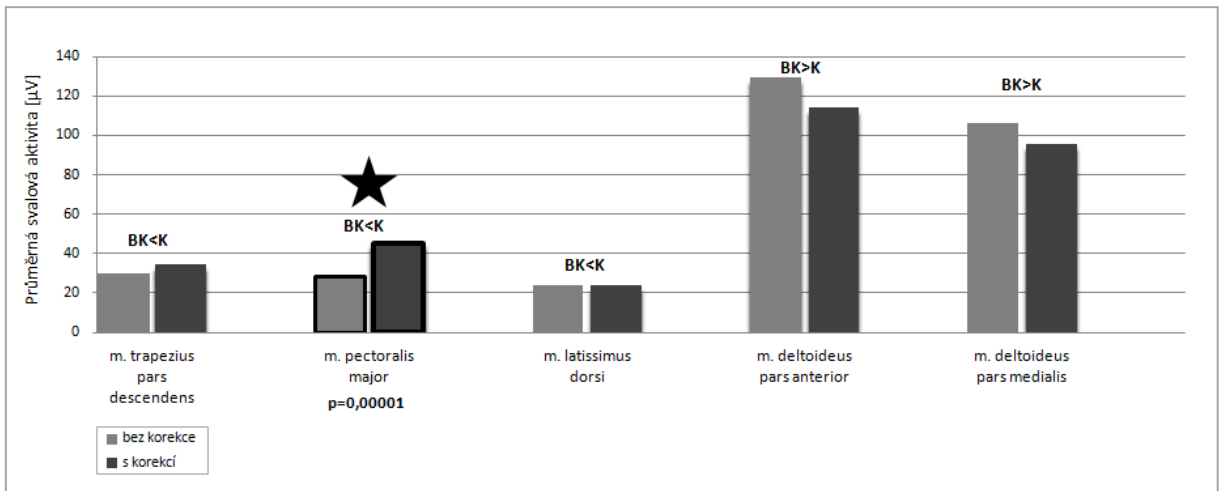


Obrázek 19 Průměrné svalové aktivace tonických svalů během přenášení váhy ve vzporu klečmo

Z výsledků je patrné, že po korekci opory nedošlo ke statisticky významnému snížení svalové aktivity u žádného z tonických svalů. Naopak u m. pectoralis major došlo ke statisticky významnému zvýšení aktivity.

Vzpažování levé HK ve vzporu klečmo

Výsledky ze vzpažování levé HK ve vzporu klečmo jsou zobrazeny na obrázku 20 (viz str. 41).

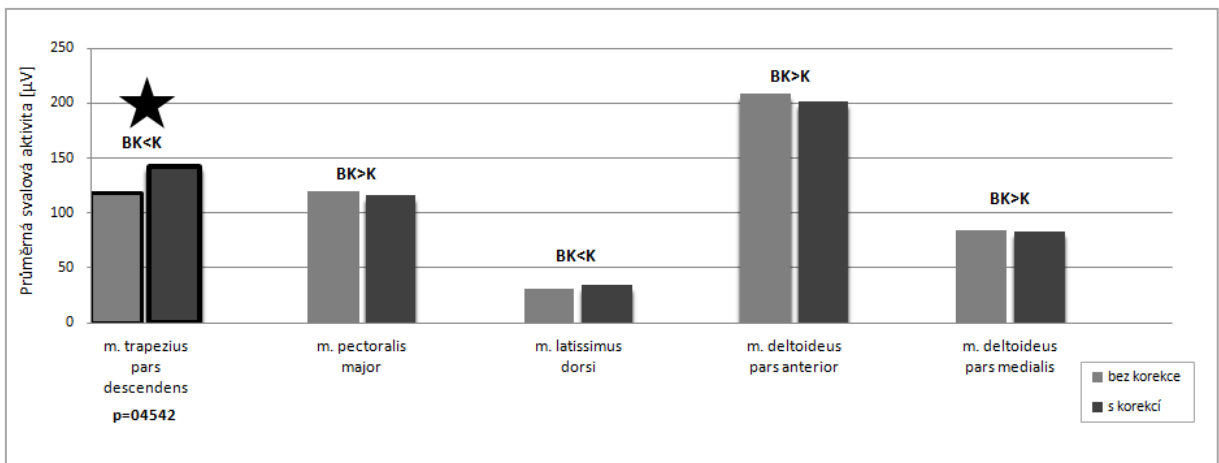


Obrázek 20 Průměrná svalové aktivace tonických svalů během vzpažování levé HK ve vzporu klečmo

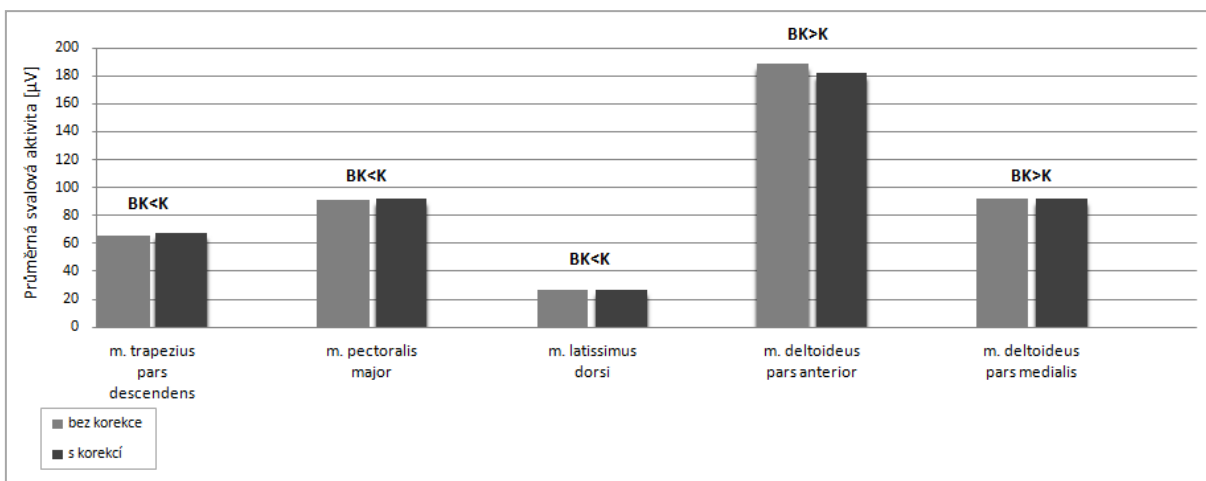
Z výsledků je patrné, že po korekci opory nedošlo ke statisticky významnému snížení svalové aktivity u žádného z pěti sledovaných svalů. Naopak u m. pectoralis major opět došlo ke statisticky významnému zvýšení aktivity.

Klik s oporou o kolena

Výsledky průměrné svalové aktivity z kliku s oporou o kolena ve fázi dolů jsou zobrazeny na obrázku 21 (viz str. 42), z kliku s oporou o kolena ve fázi nahoru na obrázku 22 (viz str. 43).



Obrázek 21 Svalové aktivace tonických svalů během kliku s oporou o kolena ve fázi dolů

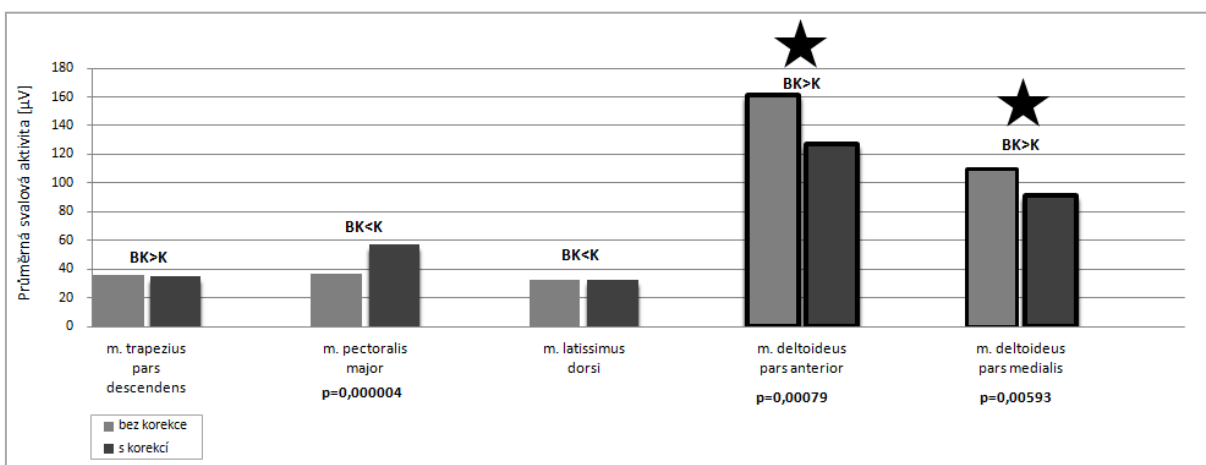


Obrázek 22 Svalové aktivace tonických svalů během kliku s oporou o kolena ve fázi nahoru

Z grafů na obrázcích 21 a 22 je patrné, že po korekci opory nedošlo ke statisticky významnému snížení svalové aktivity u žádného tonického svalu. Naopak opora s korekcí vykazuje průměrně vyšší svalovou aktivitu, statisticky významnou u m. trapezius pars descendens ve fázi kliku dolů.

Šikmý sed

Výsledky průměrné svalové aktivace z šikmého sedu jsou zobrazeny na obrázku 23 (viz str. 43).



Obrázek 23 Svalové aktivace tonických svalů během šikmého sedu

Z výsledků je patrné, že po korekci opory došlo ke statisticky významnému snížení svalové aktivity u m. deltoideus pars anterior ($p = 0,00079$) a m. deltoideus pars medialis ($p = 0,00593$). U m. pectoralis major došlo opět k statisticky významnému zvýšení svalové aktivity, což odporuje hypotéze H4.

Na základě těchto výsledků lze hypotézu H4 potvrdit pouze pro m. deltoideus pars anterior a pars medialis v aktivitě šikmého sedu, u zbylých tonických svalů ke statisticky významnému snížení svalové aktivity nedošlo. Naopak statisticky významné zvýšení aktivity se vyskytlo u m. pectoralis major ve třech aktivitách a u m. trapezius pars descendens v jedné aktivitě.

5 DISKUZE

5.1 Diskuze k teoretické části

Jak bylo uvedeno v teoretické části práce, motorický vývoj horních končetin v opoře má v lidské ontogenezi velmi důležitou roli. Dle Vojty (2010, s. 12, 58) je opora o rozvinutou dlaň, zajištěna složitou posturální koordinací, předpokladem pro cílený úchop. Dle Čákové (2008, s. 28) fyziologickou funkci celého člověka definuje dynamická stabilizace lopatky pro opěrnou funkci HK, vytvoření kvalitního opěrného bodu a dynamická centrace a stabilizace ramenního kloubu. Stabilizovaná lopatka pro opěrnou funkci horních končetin je nejdůležitějším stupněm na cestě k fyziologii motoriky celého těla. V motorické ontogenezi se nejprve buduje opora o HK a teprve pak se rozvíjejí fázické dovednosti ruky a opěrné dovednosti dolními končetinami. Kvalita opory o HK se zásadně podílí na kvalitě všech následných hybných projevů člověka. Lopatka je totiž v lidské ontogenezi první stabilizovaný fungující segment (Čáková 2008, s. 44, 45, 63). Proto má ve fyzioterapeutickém konceptu Jarmily Čákové oblast pletence ramenního a opory o HK zásadní roli.

Co je tedy rozuměno pod pojmem „kvalitní“ opora o akra horních končetin? Názory různých autorů na tuto problematiku nejsou jednotné. Dle Špringrové, zakladatelky metody ACT, je základem správného nastavení opory udržení ruky v kopulovité poloze, která je tvořená podélnou a příčnou klenbou. Proximální část příčné klenby je formována distální řadou karpálních kůstek a je rigidní. Distální příčná klenba prochází karpometakarpálními skloubeními a je mobilní, jejími hlavními opěrnými body jsou druhé a třetí karpometakarpální skloubení. Podélný oblouk klenby ruky kopíruje tvar druhého a třetího metakarpu a prstu. Pro udržení kupolovitého nastavení aker v ACT se používá exteroceptivní, propioceptivní a akustická stimulace i zraková kontrola (Špringrová 2011, s. 21–22).

Metoda Brunkow, ze které ACT vychází, klade velký důraz na postavení aker, kdy všechny klouby prstů a palce jsou mírně flektované, takže vnitřní část ruky vytváří kopulovitou klenbu. Zápěstí je nastavené do maximální dorzální flexe. Nastavení úhlu předloktí, lokte a ramene zůstává nezměněno, aby svalové řetězení mohlo pokračovat bez omezení směrem proximálně (Malý et al. 1991, s. 97–98). Jak však prokázala studie Bínové, udržení maximální dorzální flexe zápěstí pro řetězení svalové činnosti není nutné. Svalová aktivita se z akra na trup rozšíří i při menším stupni dorzální flexe v zápěstí než je maximální aktivní rozsah (Bínová 2008, s. 74).

Metodika DNS pojmenovává správné postavení ruky a nohy jako centrované. Bohužel literární zdroje slovně popisují centrované nastavení jen na noze, u ruky je ho možno vyčíst pouze z obrázku (Kolář 2009, s. 244). Z něj je patrné, že centrované nastavení ruky zachovává distální příčnou klenbu, široce rozvíjí prsty do abdukce, extenduje palec v karpometakarpálním skloubení a soustředí do něj větší zatížení. Zatížení prstů směřuje do distálních článků, kde je to možno pozorovat na zbělení nehtových lůžek.

Jarmila Čápková ve své fyzioterapeutické metodice Bazální programy a podprogramy se tolik nesoustředí na přesné nastavení ruky, ale spíše na myšlenku úchopu kulatého předmětu v opoře. Největší zátěž je směřována do hypothenaru a malíku, přičemž palec a ukazovák může být až nadzvednutý od podložky (Čápková 2014, osobní sdělení). Téměř totožný přístup vyznává známý český fyzioterapeut Dr. Jiří Čumpelík, který k opoře o malíček ještě přidává jeho maximální extenzi s myšlenkou jeho vytažení jakoby do dálky (Čumpelík 2015, osobní sdělení).

Korekce opory v metodice této práce kombinuje poznatky z fyzioterapeutických metod ACT a DNS, její nastavení bylo již uvedeno v kapitole 3.5 (viz str. 30). Toto nastavení jsme definovali na začátku výzkumu, naše názory na „nejúčinnější“ korekci při provádění vzpěrných cviků se však zkoušením jiných přístupů vyvíjely. Jako nejpríjemnější a pro dobré nastavení ramenních pletenců nejúčinnější se autorovi se nám jevílo korigované nastavení dle Čápkové. Z tohoto nastavení nejméně bolely zápěstí, přičemž ramena byly v porovnání s ostatními nastaveními v nejlépe centrovaném nastavení.

Na tomto místě by bylo vhodné zmínit, co je rozuměno pod pojmem centrované nastavení ramen. Funkční centrace kloubu je takové postavení, které umožňuje jeho optimální statické zatížení. Konkrétně jde o funkční postavení, kdy v kloubu je při dané poloze maximální rozložení tlaku na kloubních plochách. Kloubní plochy jsou nastavené do polohy, při které je kloub v daném úhlovém postavení segmentů nejlépe schopen snášet zatížení, má maximální možnou stabilitu pro dané úhlové postavení. Jde tedy o postavení s nejnepříhodnější statikou (Kolář 2001, s. 157). Centrované nastavení v glenohumerálním kloubu odpovídá střední neboli neutrální poloze, která umožňuje ideální statické zatížení. Toho je dosaženo ve flexi, abdukci a mírné zevní rotaci humeru vůči lopatce. Tohoto nastavení nelze docílit bez správné polohy kloubní jamky na lopatce. Za fyziologické situace v lidské ontogenezi sestupuje lopatka kaudálně. Vlivem maturace svalového systému se do jejího držení zapojuje dolní část trapézového svalu a m. serratus anterior. V další fázi je umožnění držení v zevní rotaci kaudálního úhlu lopatky aktivitou kaudální části m. serratus anterior, abduktorů a zevních rotátorů ramenního kloubu. Při poruše stabilizace lopatky nedochází

k dostatečnému posturálnímu zapojení svalů, které zajišťují kaudální posun lopatky. Ta zůstává v elevačním postavení pod vlivem horní části trapézového svalu a m. levator scapulae (Kolář 2001, s. 156).

Základ metody Brunkow, ze které pramení teoretická východiska našeho výzkumu, spočívá na principu cílené aktivace diagonálních svalových řetězců, jejichž základem je funkčně nastavené akrum končetin. Brunkow pomocí dorsální flexe zápěstí aktivuje svalové řetězce končetin a trupu a facilituje tak stabilizátory lopatek, zejména zevní rotátory s tendencí k hypotonii (Pavlů 2003, s. 133–136). Hlavním terapeutickým prostředkem této metody jsou napínací a vzpěrná cvičení, jejichž základem je volní maximální dorzální flexe rukou a nohou prováděná vzpíráním proti pomyslnému odporu nebo proti pevné ploše. V průběhu vzporu v metodě Brunkow je ruka maximálně dorzálně extendovaná, palec a malíček jsou abdukovány od příslušného základního kloubu. Maximální dorzální flexe rukou a nohou aktivuje svalové řetězce, jejichž aktivace postupuje z distálních částí na trup. Dle autorky této metodiky Roswithy Brunkowové je uvedená řetězová aktivace svalstva zprostředkována dosud neobjasněnými subkortikálními reflexními mechanismy (Bínová a Špringrová 2008, s. 74–75). Korekce opory v metodice této práce vlivem zachování kopulovité klenby a opřením se do kořene dlaně zvětšuje dorzální flexi zápěstí. Efektem tohoto nastavení by měla být de R. Brunkowové větší aktivita m. infraspinatus, což se nepotvrdilo u žádného z vyšetřovaných aktivit. Nutno však podotknout, že zvětšení dorzální flexe zápěstí v korigovaném nastavení bylo malé. Probandi však tuto změnu subjektivně cítili, když si často stěžovali na bolest zápěstí způsobenou delším udržováním stanoveného nastavení ve větší dorzální flexi zápěstí.

Problematika vlivu aktivity ruky na svalové řetězení do proximálních segmentů v polohách CKC není součástí řešení mnoha studií. Efekt korigované opory o ruku pak není předmětem žádné dosud zveřejněné studie. Nalezené zahraniční studie se zabývají různými typy kliků na aktivitu svalů pletence ramenního. Studie Leeho et al. (2013, s. 981) byla zaměřena na určení vztahu zapojení stabilizátorů lopatky při cvičení na stabilní a nestabilní ploše během kliku, a to při různém rotačním nastavení horních končetin. Porovnání výsledků v rámci skupin cvičících na stabilních a nestabilních plochách ukázalo výrazné rozdíly v zapojení m. serratus anterior. Dle autorů této studie je právě tento sval klíčový ve stabilizaci lopatky v kliku, kdy svým tahem fixuje pohyblivý hrudník vůči opoře na lopatce a umožňuje tak efektivní dynamickou stabilizaci tohoto segmentu. M. serratus anterior se nejvíce aktivoval při cviku na nestabilní opoře v zevním nastavení paže, přičemž výrazněji na nestabilní podložce než na podlaze (Sangyong Lee et al. 2013, s. 983). Je pravděpodobné,

že vlivem nestabilní opory v kliku se na ruce vytvořilo úchopové postavení, podobně jak tomu dochází u technik senzomotorické stimulace u cvičení na labilních plochách na noze. Podobné závěry v aktivitě m. serratus anterior vyvodili Park a Yoo (2011, s. 861), kteří prováděli EMG studii kliků při vnitřním, středním a zevním nastavení dlaní. Na 14 probandech měřili aktivitu m. serratus anterior, pectoralis major a trapezius pars descendens. Největší rozdíly v aktivitě zaznamenali mezi středním a zevním nastavením paží, kdy se při zevním nastavení mnohem více zapojoval m. serratus anterior, naopak m. pectoralis major pracoval méně. Na zapojení svalů v kliku má vliv i šířka nastavení dlaní během kliku, jak dokázal ve svém experimentu Tucker et al., kteří se zabývali porovnáním aktivity m. serratus anterior a obou částí m. trapezius při úzkém, normálním a širokém nastavení dlaní od sebe. Největší aktivitu m. serratus anterior vykázal při širokém nastavení a se zužující se bázi aktivity významně klesala. Pars ascendens m. trapezius se zapojoval opačně, tedy nejvíce při úzkém nastavení, nejméně při širokém nastavení (Tucker et al. 2009, s. 108). Pozice dlaní v metodice této práce odpovídala úzkému nastavení.

Další z tematicky podobných zahraničních studií se zaměřila na vztah zapojení flexorů a extenzorů zápěstí s aktivitou proximálních plotencových svalů. Design studie byl velmi podobný tomuto měření, když 20 zdravých probandů opakovalo klik třikrát v různé šíři dlaní od sebe, s podpěry pro kliky a bez nich. Výsledkem tohoto měření bylo zjištění, že zvýšení aktivity flexorů při držení podpěr pro kliky zvýší aktivitu svalů proximálních (Sang-Yeol Lee et al. 2011, s. 575–577). Studií zabývajících se EMG aktivitou svalů během kliků při různých podmínkách je mnoho, bohužel relevantní studie na cvičení v šikmém sedu a ve vzporu chybí.

Podélná a příčná klenba na ruce má spojitost s klenbou na noze, obě akra jsou propojena pomocí diagonálních svalových řetězců (viz příloha 4 na str. 69). Na noze je definována podélná a příčná klenba. Podélná klenba nohy je výrazně vytvořena na vnitřním okraji nohy, na zevním okraji je podstatně nižší. Podélnou klenbu udržují vazy a svaly orientované v plosce nohy podélně a šikmo, za významný sval pro podélnou klenbu je považován m. tibialis anterior, který svým úponem táhne vnitřní okraj nohy nahoru. Příčná klenba nohy je tvořena nártními kostmi a hlavičkami metatarzů. Příčnou klenbu podchycuje zejména tzv. šlašitý třmen tvořený úponovými šlachami m. tibialis anterior a m. peroneus longus, mimo to ji udržují všechny příčně probíhající struktury. Udržení příčné a podélné klenby je pro pružnou chůzi, stoj i další pohybové stereotypy velmi důležité (Špringrová 2014, s. 17; Dylevský 2009, s. 215–216). Korigované nastavení ruky je obdobné jako nastavení tzv. „malé nohy“, znané z technik senzomotorické stimulace pro zvýšení aferentace nohy. V tomto nastavení se aktivací hlubokých svalů chodidla noha zkracuje a zužuje, čímž

dochází k dráždění a aktivizaci proprioceptorů z krátkých plantárních flexorů. Jelikož jsou krátké svaly a klouby nohy na množství proprioceptorů bohaté, proudí do CNS zvýšené množství vzruchů, na jejichž základě mozek vybírá a upravuje příslušné motorické programy. Pro „malou nohu“ je charakteristické přitahování přednoží a paty k sobě, čímž se zvyšuje podélná klenba chodidla, a zároveň se formuje klenba příčná přitahováním hlaviček metatarzů k sobě. Hlavičky 1. a 5. metatarzu zůstávají na podložce a prsty jsou volně položeny (Veverková in Kolář 2009, s. 273). V rámci akrální odpovědi se calcaneus a talus řadí do podélné osy bérce. Hlezenní kloub vykazuje díky výrazné aktivitě m. tibialis anterior supinaci a lehkou dorzální flexi. Prstce se lehce flektují aktivitou flexorů, přednoží se rozvine aktivitou mm. interossei dorsales. Další proximální zřetězení těchto svalových aktivit vyústí do funkčního propojení horního a dolního trupu. Tyto tzv. velké diagonální řetězce jsou důležité pro udržení stability neutrální pánve v rovině sagitální a při utváření opory pro bránici (Čápková 2008, s. 51–53). Tak jak na noze jsou definovány různé typy klenby – vysoká, nízká, plochá příčně, podélně apod., tak i na rukách vyšetřovaných probandů bylo možno pozorovat variabilitu v schopnosti korekce opory. Opěrnou funkci dolní končetiny lze kineziologicky definovat z hlediska jednotlivých pohybových komponent a svalových souher. Nelze při tom opomenout návaznost na opěrnou funkci horní končetiny (Čápková 2008, s. 50).

5.2 Diskuze k praktické části

K výzkumu vlivu centrované opory o ruku byly vybrány 4 aktivity v CKC, které jsou často používané ve fyzioterapeutických konceptech spočívajících na neurofyziologické bázi. Dle výsledků studií CKC aktivity prokazatelně více facilitují svalovou koordinaci všech angažovaných svalů a optimalizují jednotlivé nervosvalové stabilizace ramenního kloubu (Enoka 2008, s. 240; Latash 2008, s. 213). Zvládnutí CKC cvičení v opoře je univerzálně nezbytné proto, aby příslušný segment mohl být součástí i OKC aktivit (Brožová in Špringrová 2011, s. 14). Taktéž rehabilitace v CKC terapeutovi umožňuje operativně vstupovat do řízení pohybu nemocného a účinně redukovat potřebné kvality funkcí kolemkloubních svalů pro jejich stabilizaci (Bastlová et al. 2004, s. 14).

Jednotlivé vyšetřované aktivity byly zařazeny do výzkumu z několika příčin. Prvním kritériem bylo jejich časté využívání ve fyzioterapeutické a fitness praxi, proto polohy vzporu klečmo a kliku. Druhým kritériem bylo zastoupení polohy ve vzpřimovacím řetězci dítěte, proto poloha šikmého sedu. O poloze šikmého sedu, ačkoliv se hojně využívá nejen v metodice DNS, nebyla dosud zveřejněna žádná relevantní studie. Vysvětlením může spočívat v tom, že metody vycházející z ontogenetického vývoje člověka (jako DNS, ACT

apod.), jsou používány zejména v českých zemích. Během pracovních a studijních stáží, které jsem absolvoval ve Švýcarsku a ve Finsku, jsem se s přístupy založenými na ontogenetickém vývoji člověka vůbec nesešel. Posledním kritériem, díky kterému byla k šikmému sedu zařazena ještě poloha vzpažování levé HK ve vzporu klečmo, bylo asymetrické zatížení ramenních pletenců a diferenciacie svalových řetězců. Jednotlivé aktivity jsou blíže popsány v následujících kapitolách.

Prvním aktivitou bylo **přenášení váhy ve vzporu klečmo**, který se vyskytuje v lidské ontogenezi ve třetím trimenonu nejdříve jako slepá ulička v tzv. houpání na všech čtyřech, později jako kvadrupedální lokomoce u dětí ve stáří okolo 9. měsíce (Čápková 2008, s. 41). Poloha vzporu klečmo je rovněž výchozí polohou v diagnostickém testu klek s oporou o dlaně. Tento test vychází z konceptu vývojové kineziologie, kdy stabilita trupu podmiňuje kvalitní opěrnou funkci končetin. Přínos testu je zejména v možnosti otestovat několik etází stabilizačního systému páteře současně, vzhledem ke své vyšší silové náročnosti může odhalit skrytou insuficienci posturální stabilizace (Voráčková a Šafářová 2011, s. 31,34).

Druhou aktivitou bylo **vzpažování levé HK ve vzporu klečmo**. Oproti předchozí aktivitě se jedná o testování v asymetrické a labilní pozici, kdy po zvednutí levé ruky od podložky dochází k diferenciaci funkce svalů mezi pravou a levou HK. Pravá HK se stává opěrnou, levá fázickou. V této posturální situaci zesílí všechny stabilizační prvky v pravém pletenci ramenním, trup je držen v asymetrické pozici proti gravitaci. Tato pohybová situace je lidské ontogenezi blízká pozici dítěte v polovině druhého trimenonu na břicho, kdy uvolňuje z opory jednu HK pro potřeby úchopu a manipulace s hračkou (Čápková 2008, s. 35–36).

Třetí aktivitou byl **klik s oporou o kolena**, známý taky jako dámská varianta kliku. Klik je hojně využíván jako posilovací klik ramenních pletenců, paží i celého trupu, zejména m. pectoralis major, m. triceps brachii a m. serratus anterior. Dle Bastlové (2008, s. 14) klik s addukcí zevně rotovaných paží a s napřímením páteře velmi intenzivně facilituje žádoucí kvalitu synergie axiální a pletencové motoriky. Ze všech zkoumaných aktivit bylo o kliku napsáno nejvíce studií, některé z nich se zabývaly i vlivem opory (Sangyong Lee et al. 2013; Park a Yoo 2011). Ty však zkoumaly vliv umístění dlaní na podložce na úhlové změny končetin a změnu zapojení jednotlivých svalů. Jiné se zabývaly vlivem umístění nestabilních ploch pod akra končetin nebo efektem cvičení s podpěrami rukou pro kliky (Sang-Yeol Lee et al. 2011). Žádná studie však nezkoumala vliv nastavení dlaně ve stejné výchozí poloze, tedy metodikou tohoto výzkumu.

Čtvrtou aktivitou byl **šikmý sed** se zvedáním pánve. Opřením o pravou HK a o plosku levé dolní končetiny se v této aktivitě vytváří posturální situace s oporou v diagonále

na kontralaterálních končetinách. Páteř se v této aktivitě výrazně rotuje a napřimuje. Poloha šikmého sedu se v ontogenezi dítěte vyskytuje od sedmého měsíce, kdy se však opírá o předloktí. Námí testovanou polohu zvládá zdravé dítě v devátém měsíci, kdy se umí opřít o extendované horní končetiny s prsty v abdukci (Čápková 2008, s. 39–40)

5.2.1 Diskuze k vědecké otázce č. 1

Vědecká otázka zní: „*Jaký má vliv korigovaná a nekorigovaná pozice akra na svalovou aktivitu a timing svalů ramenního pletence?*“

Cílem této otázky bylo zjistit, jak působí korigované nastavení opory v distální části HK na proximální oblast v porovnání s nekorigovaným nastavením. U všech aktivit došlo ke statisticky významným změnám, proto byly hypotézy Ho1 a Ho2 ve výsledcích zamítnuty. Změny v korigovaném nastavení opory byly však jiné, než byla očekávání. U průměrné svalové aktivity došlo u aktivit v korigovaném nastavení opory ve vzporu klečmo a šikmém sedu ke statisticky významnému zvýšení činnosti m. triceps brachii a m. pectoralis major. Ostatní svaly vykazovaly statisticky nevýznamné snížení aktivace nebo aktivaci podobnou. Zvýšení aktivity m. triceps brachii v šikmém sedu odpovídá funkci vzpřimovacího dorzálního svalového řetězce z techniky ACT, který by se měl aktivovat při provedení správné opory o akra končetin. Tento řetězec v šikmém sedu začíná na ruce na mm. interossei dorsales, mm. lumbricales, m. abductor digiti minimi a m. abductor pollicis brevis, pokračuje na humerus přes m. extensor digitorum a m. extensor carpi ulnaris, dále přes m. triceps brachii, m. infraspinatus, m. supraspinatus a m. teres minor na lopatku a odtud tahem m. trapezius pars descendens a m. latissimus dorsi na osový orgán a dále na opačnou dolní končetinu. Pro názornost je tento řetězec znázorněn na obrázku v příloze 8 (viz str. 70). Korigovaná opora na ruce v šikmém sedu tedy prokazatelně zvyšuje aktivaci m. triceps brachii, u ostatních snímaných svalech z tohoto řetězce, tedy m. infraspinatus a m. latissimus dorsi, nedošlo ke statisticky významné změně. Z výsledků timingu je navíc patrné rychlejší zapojení m. triceps brachii v souslednosti s ostatními svaly. Korigovaná opora rovněž významně zvýšila aktivitu m. pectoralis major, který je součástí ventrálního svalového řetězce (viz příloha 5 na str. 70). Další zkoumaný sval z ventrálního řetězce, m. biceps brachii, měl aktivitu srovnatelnou se stavem před korekci opory. Aktivace dvou výše zmíněných svalových řetězců dle Špringrové (2011, s. 11) vede k napřímení trupu. Ozřejmit toto napřímení lze nejnázorněji aspekty, což však není objektivní výzkumná metoda.

Aktivita kliku byla hodnocena z důvodu jiného typu svalové činnosti ve dvou fázích. Během pohybu dolů svaly brzdily pokles trupu a pracovaly excentricky, poté v dolní poloze kliku

pracovaly izometricky – konkrétně m. triceps brachii ve svém protažení. Během pohybu nahoru svaly zvedaly trup od podložky a pracovaly koncentricky, v horní poloze opět přecházely do izometrické činnosti – m. triceps brachii ve svém zkrácení. Proto byly tyto dvě fáze hodnoceny zvlášť. V kliku s oporou o kolena ve fázi dolů došlo v korigované nastavení opory ke statisticky významnému zvýšení aktivace m. trapezius pars descendens a snížení aktivace m. serratus anterior. Tyto změny by dle porovnání se zahraničními studii neměly vést ke správnému nastavení lopatek, jak bude uvedeno v diskuzi k druhé vědecké otázce.

Korigovaná opora o ruku svým nastavením zvětšuje dorzální flexi zápěstí a tedy facilituje extenzory zápěstí, opření o konečky prstů zase stimuluje funkci m. flexor digitorum profundus a m. flexor pollicis longus a brevis. Vlivem reakce iradiace a zesílení, kterou používá technika PNF, by mělo dojít k rozšíření této odpovědi na aktivaci synergistické motoriky. Iradiace je podmínkou selektivního pohybu a motorické kontroly. Její použití závisí na individuálních biomechanických faktorech, bázi opory, individuální strategii pohybové odpovědi, pozici těla apod. (Bastlová 2013, s. 16–17). Iradiace z extenzorů zápěstí se přenáší na extenzor lokte - m. triceps brachii, a extenzory a zevní rotátory ramene, z těch jsou v tomto výzkumu měřeny m. deltoideus pars posterior a m. infraspinatus. Vyšší aktivita m. triceps brachii vyšla statisticky významně ve všech zkoumaných aktivitách kromě kliku, u zbylých svalů byly aktivity velmi podobné a změny statisticky nevýznamné. Iradiace z hlubokých flexorů prstů a palce by se dle této reakce měla projevit zvýšením činnosti flexorů lokte – m. biceps brachii, a flexorů a vnitřních rotátorů ramene, z těch jsou v tomto výzkumu měřeny m. deltoideus pars anterior a m. pectoralis major. Ke statisticky významnému zvýšení aktivace došlo pouze u m. pectoralis major ve všech aktivitách kromě kliku, u zbylých svalů není signifikantní nárůst aktivace zřejmý.

Pro zachování středního nastavení lopatek je důležitá vyvážená aktivita svalových smyček lopatky, které byly uvedeny v teoretické části práce. Námi měřené smyčky byly dvě – m. trapezius x m. serratus anterior a m. pectoralis major x m. latissimus dorsi. U první zmíněné smyčky je z grafických výsledků průměrných svalových aktivací patrné, že v porovnání korigovaného a nekorigovaného nastavení opory vyšlo dvakrát statisticky významné zvýšení aktivity m. trapezius pars descendens (ve vzpažování levé HK ve vzporu klečmo $p = 0,004$, v kliku ve fázi dolů $p = 0,045$), jednou signifikantní snížení aktivity m. trapezius pars ascendens (šikmý sed $p = 0,036$) a dvakrát významné snížení aktivity m. serratus anterior (přenášení váhy ve vzporu $p = 0,033$, klik ve fázi dolů $p = 0,010$). Právě snížená aktivace dvou posledně zmíněných svalů je překvapivá. V klinické praxi je dobře známá patologie v oblasti ramene, kdy sníženou funkci m. serratus anterior a m. trapezius pars

ascendens nahrazuje zvýšená aktivita m. trapezius pars descendens a m. levator scapulae. Tato svalová nerovnováha snižuje zevní rotaci lopatky a způsobuje odstávání lopatek (Du-Jin Park a Hyun-Ok Lee 2013, s. 371). Cílem rehabilitace ramene v oporách by mělo být snížení aktivace m. trapezius pars descendens a zvýšení aktivity m. serratus anterior (Ludewig et al. 2004, s. 485). Tohoto cíle se tedy použitím korigované pozice opory nepodařilo dosáhnout.

U druhé svalové smyčky m. pectoralis major a m. latissimus dorsi došlo u třech vyšetřovaných poloh ke statisticky významnému zvýšení aktivity m. pectoralis major (přenášení váhy ve vzporu klečmo $p = 0,015$, vzpažování levé HK ve vzporu klečmo $p = 0,001$, šikmý sed $p = 0,001$). Ve vzpěrných polohách má tento sval nejen funkci adduktoru a vnitřního rotátoru paže, ale zejména funkci antigravitační. Spolu s adduktory lopatky, tedy mm. rhomboidei a m. trapezius pars transversa, pomáhá k udržení rovnováhy hrudníku v transverzální rovině (Vojta et al. 2010, s. 43). Statisticky významné zvýšení aktivity m. pectoralis major tedy odpovídá jeho funkci, kdy brání poklesu hrudníku k podložce. Dle Vojty (2010, s. 43) navíc v důsledku synergie m. pectoralis major a mm. rhomboidei dochází k asymetrické aktivaci autochtonních svalů. Ze zvýšené aktivity m. pectoralis major tedy může vyplývat žádoucí napřímení páteře.

Celková svalová aktivita u korigovaného nastavení opory většiny svalů byla průměrně nižší než u korigovaného nastavení opory. Z elektromyogramu během korigovaného nastavení opory lze rovněž pozorovat konstantnější průběh svalové křivky. Tento fakt může svědčit pro ekonomičtější svalovou činnost.

5.2.2 Diskuze k vědecké otázce č. 2

Druhá vědecká otázka zní: „*Může korigované nastavení akra facilitovat svaly s tendencí k útlumu a inhibovat svaly s tendencí k přetížení?*“ Na základě statistických výsledků z měření 35 probandů byly hypotézy k této otázce zamítnuty. Korigovaná opora o akra horních končetin vedla u všech svalů, tedy s tendencí k hypertonii i hypotonii, k průměrnému snížení svalové aktivity.

Z řady klinických a experimentálních prací vyplývá, že některé svaly mají zřetelnou predilekční tendenci k útlumovým projevům – hypotonii, u jiných svalů naopak sledujeme tendenci k hypertonii a svalovému zkrácení. Každá z těchto dvou skupin svalů má rozdílné antigravitační funkce, ty rozdělují svalový systém na tonický a fázický. Tonické svaly, které mají tendenci vytvářet kontraktury, plní především činnost posturální. Naopak svaly fázické, které inklinují k oslabení, plní především funkci volné hybnosti končetin. Některými fyziology je také poukazováno na to, že rozdíly mezi oběma svalovými skupinami se týkají

hlavně řídicího systému, neboť vlastnosti svalových vláken určují příslušné motoneurony. Je proto lépe hovořit o motorických jednotkách tonických, které se vyznačují delším trváním záškubu a dekontrakce, a motorických jednotkách fázických s kratší dobrou trvání záškubu i dekontrakce (Kolář 2001, s. 153–154). Podle rozdělení Jandy a Koláře (2002, s. 107) byly v souboru 11 vyšetřovaných svalů či jejich částí v tomto výzkumu 5 svalů tonických (m. trapezius pars descendens, m. pectoralis major, m. latissimus dorsi, m. deltoideus pars anterior a medialis) a 5 svalů fázických (m. trapezius pars ascendens, m. deltoideus pars posterior, m. infraspinatus, m. serratus anterior, m. triceps brachii). Pozorný čtenář si v uvedeném souboru jistě všimne chybění m. biceps brachii. Jeho krátká hlava je tonická, hlava dlouhá fázická. Jelikož jsme v metodice práce nespécifikovali, která hlava je vyšetřována, m. biceps brachii v této vědecké otázce nebyl vyhodnocovaný. Dle teoretických východisek metod ACT a DNS, bylo očekáváno, že se u svalů fázických v korigované opoře zvýší svalová aktivita. Svaly fázické jsou totiž ve své posturální funkci vývojově mladší než svaly s tendencí ke kontrakturám, to je předurčuje k větší zranitelnosti. Svou posturální funkcí jsou také vázány na mladší morfologii skeletu, kterou zároveň podmiňují ve vývoji (Kolář 2002, s. 106–107). Jejich nedostatečná funkce, projevující se v kvadrupedální pozici nenapřímením páteře, odstávajícími lopatkami a decentrací ramen je typická u osob s vadným držením těla. Korigované nastavení opory o ruku nevedlo ke zvýšení jejich aktivity, předpoklad se nepotvrdil. Svaly tonické plní antigravitační funkci a mají tedy i vyšší klidové napětí, které u patologických situací vede ke zkrácení a kontrakturám. Jak bylo uvedeno ve výsledcích, korigované nastavení opory vedlo u všech svalů, tedy i tonických, k průměrnému statisticky nevýznamnému snížení svalové aktivace. Z výsledků proto lze vysledovat tendenci tonických svalů k nižší aktivitě v korigovaném nastavení opory, což přispívá k eliminaci svalové dysbalance.

Přínosem této práce může být částečné objasnění vlivu kopulovitého nastavení opory o ruku na aktivaci svalových řetězců. Limitem této práce je, že měření probíhalo pouze na vzorku mladé zdravé populace. Pro klinickou praxi by bylo přínosné objasnit, jaké rozdíly se vyskytují u pacientů s lézí v oblasti ramenních pletenců. Námětem pro další výzkum může být porovnání typu opory o ruku, jakou ve své metodě Bazálních programů a podprogramů používá česká fyzioterapeutka Jarmila Čápková nebo fyzioterapeut Národního baletu v Praze a propagátor spinálních cvičení Dr. Jiří Čumpelík. Rozdílnost jejich přístupu tkví zejména ve větším zatížení malíkové strany ruky a v představě, že ruka v opoře uchopuje kulatý předmět.

Při vyhodnocování zapojování jednotlivých svalů v rámci SEMG je nutné brát v potaz jedinečnost člověka. V klinické praxi je nastavení aker ovlivněno individuálně dle jedince, jeho trénovaností, typem pracovního zatížení, somatotypem a dalšími faktory. Napřímení páteře, pánve a udržení pozice hlavy je také závislé na koaktivaci ventrálního a dorsálního svalového řetězce, které se vyskytují v průběhu motorického vývoje a na strukturách kostních, svalových a vazivových.

ZÁVĚR

Vliv opory o ruku na svalovou aktivitu svalů pletence ramenního jako téma této práce se nejprve ve své teoretické části snaží nalézt a zkompileovat poznatky o stabilitě ramenního pletence, motorickém vývoji horní končetiny, propojení distálních a proximálních částí horní končetiny a svalovém řetězení. V praktické části se pomocí snímání povrchové elektromyografie snaží prokázat souvislosti korigované opory o ruku se změnou aktivity proximálních pletencových svalů. Ze statisticky významných výsledků je patrné zvýšení aktivace m. triceps brachii a m. pectoralis major. Jelikož jsou tyto svaly součástí vzpřimovacích svalových řetězců, může mít změna jejich činnosti vliv na žádoucí napřímení trupu. Tento výsledek potvrzuje teoretická východiska fyzioterapeutické metody Akrální koaktivační terapie, která si na korekci aker zakládá. Další vědecká otázka předpokládala, že korekce opory o ruku změní aktivitu pletencových svalů s tendencí k oslabení ve smyslu zvýšení a naopak snížení aktivity u svalů s tendencí k přetížení. Výsledky tento efekt jednoznačně nepotvrdily. U všech svalů po korekci opory o ruku bylo patrné statisticky nevýznamné snížení aktivace a vyhlazení svalové křivky na EMG. Tento fakt může svědčit o tom, že metodicky správné nastavení opory o ruku zefektivňuje svalovou činnost.

Cíl této práce byl dosažen, jelikož byly vyhodnoceny jednotlivé hypotézy na dostatečně velkém souboru probandů objektivní metodou, přičemž byly nalezeny dříve zmíněné souvislosti. Jedním z hlavních limitů práce je pravděpodobně neefektivní vyhodnocení timingu s definovanou hodnotou nástupu aktivity. Jelikož je téma této práce novátorské, chybí možnost srovnání výsledků s jinými studii. Naopak téma a výsledky této práce mohou být inspirací k dalšímu výzkumu této problematiky. Pro praxi by bylo přínosné porovnat korekci opory o ruku různých fyzioterapeutických přístupů, například s dříve zmíněnou metodou Jarmily Čákové. Rovněž by bylo zajímavé zjistit, jaký efekt má korekce akra na pacientech s lézí v oblasti ramenních pletenců. Otázkou také zůstává, jak efektivněji porovnat timing aktivit bez korekce a s korekcí. Je tak na dalších studiích, aby získané výsledky a předpoklady potvrdily nebo naopak vyvrátily.

REFERENČNÍ SEZNAM

- BASTLOVÁ, Petra, 2010. *Svalové synergie horní končetiny*. Dizertační práce. Olomouc 2010.
- BASTLOVÁ, Petra, 2013. *Proprioceptivní neuromuskulární facilitace*. B.m.: Olomouc : Univerzita Palackého v Olomouci : 2013. Učebnice. ISBN 978-80-244-4030-9.
- BASTLOVÁ, Petra, A. KROBOT, M. MIKOVA, P. SKOUMAL a J. FREIWALD, 2004. Strategie rehabilitace po frakturách proximálního humeru. *Rehabilitace a fyzikální lékařství : =Rehabilitation and physical medicine*. roč. 11, č. 1, s. 3–18. ISSN 1211-2658.
- BENEŠ, Jan a Adolf ABSOLON, 1994. *Člověk*. Praha: Mladá Fronta. ISBN 8020404600.
- BÍNOVÁ, Alena a Ingrid ŠPRINGROVÁ, 2008. Nové aspekty v metodě Roswithy Brunkow sledováním aktivity vybraných svalů pomocí povrchové EMG. *Rehabilitace a fyzikální lékařství : =Rehabilitation and physical medicine*. roč. 15, č. 2, s. 74–81. ISSN 1211-2658.
- BOWEN, M. K., X. H. DENG, J. J. P. WARNER, R. F. WARREN a P. A. TORZILLI, 1992. The effect of joint compression on stability of the glenohumeral joint. *Trans Orthop Res Soc*. roč. 17, s. 289. ISSN 0149-6433.
- ČÁPOVÁ, Jarmila, 2008. *Terapeutický koncept „Bazální programy a podprogramy“ / Jarmila Čáповá*. B.m.: Ostrava : Repronis, 2008. ISBN 978-80-7329-180-8.
- ČIHÁK, Radomír, 2011. *Anatomie I. 3.*, upr. a dopl. vyd. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-3817-8.
- D' AVELLA, Andrea, Philippe SALTIEL a Emilio BIZZI, 2003. Combinations of muscle synergies in the construction of a natural motor behavior. *Nature Neuroscience*. 3., roč. 6, č. 3, s. 300. ISSN 10976256.
- DAVIES, G.j. a S. DICKOFF-HOFFMAN, 1993. Neuromuscular testing and rehabilitation of the shoulder complex. / Evaluation neuromusculaire et reeducation du complexe scapulaire. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 8., roč. 18, č. 2, s. 449–458. ISSN 01906011.
- DE LUCA, Carlo J., 1997. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*. 5., roč. 13, č. 2, s. 135. ISSN 10658483.
- DEVANNE, Herv, François CASSIM, Christian ETHIER, Laurent BRIZZI, Andr THEVENON a Charles CAPADAY, 2006. The comparable size and overlapping nature of upper limb distal and proximal muscle representations in the human motor cortex. *European Journal of Neuroscience* [online]. 5., roč. 23, č. 9, s. 2467–2476 [vid. 18. březen 2015]. ISSN 0953816X.
- DIETZ, Volker a Jacques DUYSSENS, 2000. Significance of load receptor input during locomotion: a review. *Gait & posture*. roč. 11, č. 2, s. 102–110. ISSN 0966-6362.

DU-JIN PARK a HYUN-OK LEE, 2013. The Intramuscular Activation of Scapular Stabilizing Muscles during Push-up plus and PNF Exercises in a Quadruped Position. *Journal of Physical Therapy Science*. 4., roč. 25, č. 4, s. 371–374. ISSN 09155287.

DUPALOVÁ, Dagmar a Amr Mohamed Zaki ZAATAR, 2015. Problematika použití povrchové elektromyografie – poznámky k vybraným aspektům aplikace v léčebné rehabilitaci. *Rehabilitace a fyzikální lékařství: =Rehabilitation and physical medicine*. roč. 22, č. 1, s. 26–30. ISSN 1211-2658.

DVOŘÁK, R. (1, 2), 2005a. Open and closed biomechanical chains in kinesiologic therapeutic practice. *Rehabilitace a Fyzikalni Lekarstvi*. roč. 12, č. 1, s. 18–22. ISSN 12112658.

DVOŘÁK, R. (1, 2), 2005b. Some theoretical remarks to the problems of open and closed biomechanical chains. *Rehabilitace a Fyzikalni Lekarstvi*. roč. 12, č. 1, s. 12–17. ISSN 12112658.

DYLEVSKÝ, Ivan, 2009. *Kineziologie: základy strukturální kineziologie*. ISBN 978-80-7387-324-0.

ENOKA, Roger M., 2008. *Neuromechanics of human movement*. B.m.: Champaign, Ill. : Human Kinetics, c2008. ISBN 978-0-7360-6679-2.

FARIA, Christina Danielli Coelho de Moraes, Luci Fuscaldi TEIXEIRA-SALMELA a Pollyanna Figueiredo GOMES, 2009. Basic Science and Elbow: Applicability of the coactivation method in assessing synergies of the scapular stabilizing muscles. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* [online]. 1.1., roč. 18, s. 764–772. ISSN 1058-2746. Dostupné z: doi:10.1016/j.jse.2009.02.019

FITZGERALD, G K, 1997. Open versus closed kinetic chain exercise: issues in rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstructive surgery. *Physical Therapy*. 12., roč. 77, č. 12, s. 1747–1754. ISSN 0031-9023.

HERMENS, Hermie J, Bart FRERIKS, Catherine DISSELHORST-KLUG a Günter RAU, 2000. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 1.1., roč. 10, s. 361–374. ISSN 1050-6411. Dostupné z: doi:10.1016/S1050-6411(00)00027-4

HINDER, Mark R. a Theodore E. MILNER, 2005. Novel strategies in feedforward adaptation to a position-dependent perturbation. *Experimental Brain Research*. 8.10., roč. 165, č. 2, s. 239. ISSN 00144819.

HORLINGS, C.g.c., U.m. KÜNG, B.g.m. VAN ENGELN, N.c. VOERMANS, G.j.d. HENGSTMAN, A.j. VAN DER KOOI, B.r. BLOEM a J.h.j. ALLUM, 2009. Systems Neuroscience: Balance control in patients with distal versus proximal muscle weakness. *Neuroscience* [online]. 29.12., roč. 164, s. 1876–1886. ISSN 0306-4522. Dostupné z: doi:10.1016/j.neuroscience.2009.09.063

HUROV, J., 2009. Anatomy and Mechanics of the Shoulder: Review of Current Concepts. *Journal of Hand Therapy* [online]. roč. 22, č. 4, s. 328–343. ISSN 08941130. Dostupné z: doi:10.1016/j.jht.2009.05.002

CHALUPOVÁ, Monika, 1998. Biomechanický model lopatky pro predikci svalové dysbalance. *Rehabilitace a fyzikální lékařství : =Rehabilitation and physical medicine*. roč. 5, č. 4, s. 158–159. ISSN 1211-2658.

JANDA, Vladimír, 1999. Ke vztahům mezi strukturálními a funkčními změnami pohybového systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství : =Rehabilitation and physical medicine*. roč. 6, č. 1, s. 6–8. ISSN 1211-2658.

JANURA, M. (1), M. (2) MÍKOVÁ, A. (2) KROBOT a E. (3) JANUROVÁ, 2004. Shoulder Girdle from the Standpoint of Classical Biomechanics. *Rehabilitace a Fyzikalni Lekarstvi*. roč. 11, č. 1, s. 33–39. ISSN 12112658.

JELÍNKOVÁ, Ivana, 2012. Kinematics of the Cervical-Thoracic Spine and the Shoulder Girdle. / Kinematika Cervikothorakálního Přechodu a Pletence Ramenního. *Acta Universitatis Carolinae: Kinanthropologica*. 8., roč. 48, č. 2, s. 7–17. ISSN 12121428.

KAPANDJI, Adalbert Ibrahim, Raoul TUBIANA a Louis HONORÉ, 2007. *The physiology of the joints. Volume 1, The upper limb / A.I. Kapandji ; foreword by Raoul Tubiana ; translated by Louis Honoré*. B.m.: Edinburgh : Churchill Livingstone, 2007. ISBN 9780443103506.

KHADEMI KALANTARI, Khosro a Simin BERENJI ARDESTANI, 2013. Muscle physiology: The effect of base of support stability on shoulder muscle activity during closed kinematic chain exercises. *Journal of Bodywork & Movement Therapies* [online]. 27.8. ISSN 1360-8592. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbmt.2013.08.005

KIBLER, W.B., 1998. The role of the scapula in athletic shoulder function. *American Journal of Sports Medicine*. roč. 26, č. 2, s. 325–337. ISSN 0363-5465.

KOLÁŘ, Pavel, 2001. Systematizace svalových dysbalancí z pohledu vývojové kineziologie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství : =Rehabilitation and physical medicine*. roč. 8, č. 4, s. 152–164. ISSN 1211-2658.

KOLÁŘ, Pavel, 2002. Vadné držení těla z pohledu posturální ontogeneze. *Pediatric pro praxi*. roč. 3, č. 3, s. 106–109. ISSN 1211-2658.

KOLÁŘ, Pavel, 2009. *Rehabilitace v klinické praxi / Pavel Kolář et al*. B.m.: Praha : Galén, c2009. ISBN 978-80-7262-657-1.

KONRAD, Peter, 2005. The abc of emg. *A practical introduction to kinesiological electromyography* [online]. roč. 1 [vid. 29. březen 2015]. Dostupné z: <http://n.noraxon.com/wp-content/uploads/2014/12/ABC-EMG-ISBN.pdf>

KROBOT, Alois, 1997. Klinické aplikace „pohybových řetězců“. *Rehabilitácia : časopis pre otázky liečebnej a pracovnej rehabilitácie*. roč. 30, č. 1, s. 4–8. ISSN 1213-0230.

KROBOT, Alois a Barbora KOLÁŘOVÁ, 2011. *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. Olomouc: UP Olomouc. ISBN 978-80-244-2762-1.

KROBOT, Alois, M. MIKOVÁ a P. BASTLOVÁ, 2004. Poznámky k vývojovým aspektům rehabilitace poruch ramene. *Rehabilitace a fyzikální lékařství : =Rehabilitation and physical medicine*. roč. 11, č. 2, s. 88–94. ISSN 1211-2658.

LATASH, Mark L., 2008. *Neurophysiological basis of movement*. B.m.: Champaign, Ill. : Human Kinetics, c2008. ISBN 978-0-7360-6367-8.

LEBEDEV, Oleg A., 1997. Palaeontology: Fins made for walking. *Nature* [online]. 6.11., roč. 390, č. 6655, s. 21–22. ISSN 0028-0836. Dostupné z: doi:10.1038/36215

LEE, S.-Y. (1), J.-M. (2) JUNG a G. (3) HWANGBO, 2011. The effects on shoulder stabilizer activation of finger flexor activation during the push-up plus exercise. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. roč. 23, č. 4, s. 575–577. ISSN 09155287. Dostupné z: doi:10.1589/jpts.23.575

LINDSAY, David T., 1996. *Functional Human Anatomy*. St. Louis: Mosby. ISBN 0-8016-6471-3.

LIPPERTOVÁ-GRÜNEROVÁ, Marcela, Olga ŠVESTKOVÁ a Jan PFEIFFER, 2005. *Neurorehabilitace*. B.m.: Praha : Galén, c2005. ISBN 80-7262-317-6.

LUDEWIG, Paula M., Molly S. HOFF, Erin E. OSOWSKI, Shane A. MESCHKE a Peter J. RUNDQUIST, 2004. Relative balance of serratus anterior and upper trapezius muscle activity during push-up exercises. *The American Journal of Sports Medicine*. 3., roč. 32, č. 2, s. 484–493. ISSN 0363-5465.

LUGO, Roberto, Peter KUNG a C. Benjamin MA, 2008. Shoulder biomechanics. *European journal of radiology*. roč. 68, č. 1, s. 16–24.

LUNDEN, Jason B., Jonathan P. BRAMAN, Robert F. LAPRADE a Paula M. LUDEWIG, 2010. Basic Science: Shoulder kinematics during the wall push-up plus exercise. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* [online]. 1.1., roč. 19, s. 216–223. ISSN 1058-2746. Dostupné z: doi:10.1016/j.jse.2009.06.003

MALÝ, Myrón, J. CILLIKOVA, E. ISTVANOVÁ a R. KORBACKOVA, 1991. Cvičenie podľa Roswithy Brunkowovej. *Rehabilitácia : časopis pre otázky liečebnej a pracovnej rehabilitácie*. roč. 24, č. 2, s. 97–125. ISSN 0375-0922.

MARZKE, M W, 2000. Evolution of the human hand: approaches to acquiring, analysing and interpreting the anatomical evidence. *Journal Of Anatomy*. 7., roč. 197 (Pt 1), s. 121–140. ISSN 0021-8782.

MELGARI, Jean-Marc, Patrizio PASQUALETTI, Flavia PAURI a Paolo Maria ROSSINI, 2008. Muscles in „Concert“: Study of Primary Motor Cortex Upper Limb Functional Topography. *PLoS ONE* [online]. 8., roč. 3, č. 8, s. 1–11 [vid. 27. březen 2015]. ISSN 19326203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0003069

MILNER, T.e., 2002. Adaptation to destabilizing dynamics by means of muscle cocontraction. *Experimental Brain Research* [online]. roč. 143, č. 4, s. 406–416 [vid. 14. březen 2015]. ISSN 00144819. Dostupné z: doi:10.1007/s00221-002-1001-4

OSU, Rieko, David W FRANKLIN, Hiroko KATO, Hiroaki GOMI, Kazuhisa DOMEN, Toshinori YOSHIOKA a Mitsuo KAWATO, 2002. Short- and long-term changes in joint co-contraction associated with motor learning as revealed from surface EMG. *Journal Of Neurophysiology*. 8., roč. 88, č. 2, s. 991–1004. ISSN 0022-3077.

PARK, Se-yeon a Won-gyu YOO, 2011. Differential activation of parts of the serratus anterior muscle during push-up variations on stable and unstable bases of support. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 1.1., roč. 21, s. 861–867. ISSN 1050-6411. Dostupné z: doi:10.1016/j.jelekin.2011.07.001

PAVLŮ, Dagmar, 2003. *Speciální fyzioterapeutické koncepty a metody I.: koncepty a metody spočívající převážně na neurofyziologické bázi. 2., opr. vyd.* Brno: CERM. ISBN 80-7204-312-9.

RODOVÁ, Dagmar, M. MAYER a Miroslav JANURA, 2001. Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství: =Rehabilitation and physical medicine.* roč. 8, č. 4, s. 173–177. ISSN 1211-2658.

SANG-YEOL LEE, JAE-MIN JUNG a GAK HWANGBO, 2011. The Effects on Shoulder Stabilizer Activation of Finger Flexor Activation during the Push-up Plus Exercise. *Journal of Physical Therapy Science.* 8., roč. 23, č. 4, s. 575–577. ISSN 09155287.

SANGYONG LEE, DAEHEE LEE a JUNGSEO PARK, 2013. The Effect of Hand Position Changes on Electromyographic Activity of Shoulder Stabilizers during Push-up Plus Exercise on Stable and Unstable Surfaces. *Journal of Physical Therapy Science.* 8., roč. 25, č. 8, s. 981–984. ISSN 09155287.

SCHUSTEROVÁ, Bronislava, A. KROBOT, P. BASTLOVÁ, R. MÍKA a M. MIKOVA, 2004. Podstata a cíle léčebné rehabilitace ramenního pletence u hemiparetika. *Rehabilitace a fyzikální lékařství: =Rehabilitation and physical medicine.* roč. 11, č. 1, s. 52–58. ISSN 1211-2658.

SODERBERG, Gary L., 1997. *Kinesiology: application to pathological motion.* B.m.: Lippincott Williams & Wilkins. ISBN 978-0683078510.

SZMEKOVÁ, Lucie, 2011. *Možnosti kinezioterapie s uplatněním svalové smyčky musculus triceps brachii a musculus serratus anterior.* [online]. Diplomová práce. Olomouc, [vid. 26. březen 2015]. Dostupné z: <https://theses.cz/id/anl1rd?info=1;issnret=Lucie%3BSZMEKOV%C3%81%3B;zpet=%2Fvyhledavani%2F%3Fsearch%3Dszmekov%C3%A1%20lucie%26start%3D1>

ŠPRINGROVÁ, Ingrid, 2011. *Akrální koaktivační terapie: vycházející ze základních principů metody Roswithy Brunkow.* Vyd. 1. Čelákovice: Rehaspring. ISBN 978-80-260-0912-2.

ŠPRINGROVÁ, Ingrid, 2014. *Akrální vzpěrná cvičení pro napřímená záda: průvodce cvičením ACT.* Vyd. 1. Čelákovice: ACT centrum. ISBN 978-80-260-5550-1.

TING, Lena H a J Lucas MCKAY, 2007. Neuromechanics of muscle synergies for posture and movement. *Current Opinion in Neurobiology* [online]. 1.1., roč. 17, s. 622–628. ISSN 0959-4388. Dostupné z: doi:10.1016/j.conb.2008.01.002

TIPPETT, S. R., 1992. Closed chain exercise. *Orthop Phys Ther Clin North Am.* roč. 1, č. 2, s. 253–267.

TRESCH, Matthew C, Vincent C K CHEUNG a Andrea D' AVELLA, 2006. Matrix factorization algorithms for the identification of muscle synergies: evaluation on simulated

and experimental data sets. *Journal Of Neurophysiology*. 4., roč. 95, č. 4, s. 2199–2212. ISSN 0022-3077.

TROJAN, Stanislav, 2005. *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. B.m.: Grada Publishing a.s. ISBN 9788024712963.

TUCKER, W. Steven, Matthew L. GILBERT, Phillip A. GRIBBLE a Brian M. CAMPBELL, 2009. Effects of Hand Placement on Scapular Muscle Activation During the Push-Up Plus Exercise. *Athletic Training & Sports Health Care: The Journal for the Practicing Clinician*. 5., roč. 1, č. 3, s. 107–113. ISSN 19425864.

VEEGER, H.e.j. a F.c.t. VAN DER HELM, 2007. Review: Shoulder function: The perfect compromise between mobility and stability. *Journal of Biomechanics* [online]. 1.1., roč. 40, s. 2119–2129. ISSN 0021-9290. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2006.10.016

VÉLE, František, 2006. *Kineziologie : přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. B.m.: Praha: Triton, 2006. ISBN 8072548379.

VOJTA, Václav, Denisa MENDELOVÁ a Annegret PETERS, 2010. *Vojtův princip : svalové souhry v reflexní lokomoci a motorické ontogenezi*. B.m.: Praha: Grada Publishing, 2010. ISBN 978-80-247-2710-3.

VORÁČOVÁ, Helena a Marcela ŠAFÁŘOVÁ, 2011. Klek s oporou o dlaně - nový test posturální stabilizace. *Medicina Sportiva Bohemica et Slovaca*. roč. 20, č. 1, s. 31–38. ISSN 1210-5481.

VYSKOTOVÁ, Jana a Kateřina MACHÁČKOVÁ, 2013. *Jemná motorika: Vývoj, motorická kontrola, hodnocení a testování*. B.m.: Grada Publishing a.s. ISBN 9788024788401.

WARNER, J.p., D. XIANG-HUA, R.f. WARREN a P.a. TORZILLI, 1992. Static capsuloligamentous restraints to superior-inferior translation of the glenohumeral joint. *American Journal of Sports Medicine*. 11.12., roč. 20, č. 6, s. 675–685. ISSN 03635465.

WILK, K.e. a C. ARRIGO, 1993. Current concepts in the rehabilitation of the athletic shoulder. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. roč. 18, č. 1, s. 365–378. ISSN 01906011.

YAMAZAKI, Yoshihiko, Masataka SUZUKI, Tetsuo OHKUWA a Hiroshi ITOH, 2003. Coactivation in arm and shoulder muscles during voluntary fixation of a single joint. *Brain Research Bulletin* [online]. 1.1., roč. 59, s. 439–446. ISSN 0361-9230. Dostupné z: doi:10.1016/S0361-9230(02)00952-8

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

ACT	Akrální koaktivační terapie
ARV	average rectified value (střední usměrněná hodnota)
BK	bez korekce opory o akrum
BMI	body mass index
CKC	uzavřený kinematický řetězec (closed kinematic chain)
CNS	centrální nervová soustava
č.	číslo
DNS	Dynamická neuromuskulární stabilizace
DK	dolní končetina
EMG	elektromygrafie
HK	horní končetina
K	s korekcí opory o akrum
m.	musculus (sval)
mm.	musculi (svaly)
např.	například
OKC	otevřený kinematický řetězec (open kinematic chain)
p	hladina statistické významnosti
PNF	Proprioceptivní neuromuskulární facilitace
RMS	root mean square (druhá odmocnina kvadrátu)
SEMG	surface electromyography (povrchová elektromyografie)
vs.	versus

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 Přenášení váhy ve vzporu klečmo – výchozí a konečná pozice	28
Obrázek 2 Vzpažování levé HK ve vzporu klečmo – výchozí a konečná pozice	29
Obrázek 3 Horní a dolní poloha kliku	29
Obrázek 4 Šikmý sed – výchozí a konečná pozice	30
Obrázek 5 Kontakt ruky s podložkou u korigovaného nastavení opory	31
Obrázek 6 Nekorigované nastavení opory	31
Obrázek 7 Korigované nastavení opory	32
Obrázek 8 Obkreslení polohy ruky u nekorigovaného a korigovaného nastavení opory	32
Obrázek 9 Průměrná svalová aktivita během přenášení váhy ve vzporu klečmo	34
Obrázek 10 Průměrná svalová aktivita během vzpažování levé HK ve vzporu klečmo	35
Obrázek 11 Průměrná svalová aktivita během kliku ve fázi dolů	36
Obrázek 12 Průměrná svalová aktivita během kliku ve fázi nahoru	36
Obrázek 13 Průměrná svalová aktivita během šikmého sedu	37
Obrázek 14 Svalové aktivace fázických svalů během přenášení váhy ve vzporu klečmo	38
Obrázek 15 Svalové aktivace fázických svalů během vzpažování levé HK	39
Obrázek 16 Svalové aktivace fázických svalů během klik ve fázi dolů	39
Obrázek 17 Svalové aktivace fázických svalů během kliku ve fázi nahoru	40
Obrázek 18 Svalové aktivace fázických svalů během šikmého sedu	40
Obrázek 19 Svalové aktivace tonických svalů během přenášení váhy ve vzporu klečmo	41
Obrázek 20 Svalové aktivace tonických svalů během vzpažování levé HK	42
Obrázek 21 Svalové aktivace tonických svalů během kliku ve fázi dolů	42
Obrázek 22 Svalové aktivace tonických svalů během kliku ve fázi nahoru	43
Obrázek 23 Svalové aktivace tonických svalů během šikmého sedu	43

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1 Informovaný souhlas.....	66
Příloha 2 Hladiny statistických významností (hodnoty p) při porovnání svalové aktivace mezi korigovaným a nekorigovaným nastavením akra.....	67
Příloha 3 Hladiny statistických významností (hodnoty p) při porovnání timingu mezi korigovaným a nekorigovaným nastavením akra.....	68
Příloha 4 Aktivace dorsálního svalového řetězce na končetinách a trupu	69
Příloha 5 Aktivace ventrálního svalového řetězce na končetinách a trupu	70

PŘÍLOHY

Příloha 1 Informovaný souhlas

Informovaný souhlas

pro výzkumný projekt: Vliv opory o akrum na svalovou aktivitu ramenního pletence

období realizace: 1. 1. 2014 – 30. 6. 2015

řešitelé projektu: Bc. Richard Szarzec

Vážená paní, vážený pane,

obracíme se na Vás se žádostí o spolupráci na diplomové práci, jejíž cílem je zkoumání vlivu nastavení dlaně na svalovou aktivitu svalů pletence ramenního pomocí povrchové elektromyografie. Testovány jsou svaly pravé horní končetiny ve vzporu klečmo, kliku a šikmém sedu. Z účasti na projektu pro Vás vyplývají minimální rizika alergické reakce na nalepené elektrod. Výhodou pro Vás může být zjištění, jak správně nastavit své dlaně při opoře. Pokud s účastí na projektu souhlasíte, připojte podpis, kterým vyslovujete souhlas s níže uvedeným prohlášením.

Prohlášení

Prohlašuji, že souhlasím s účastí na výše uvedeném projektu. Řešitel projektu mne informoval o podstatě výzkumu a seznámil mne s cíli a metodami a postupy, které budou při výzkumu používány, podobně jako s výhodami a riziky, které pro mne z účasti na projektu vyplývají. Souhlasím s tím, že všechny získané údaje budou použity jen pro účely výzkumu a že výsledky výzkumu mohou být anonymně publikovány.

Měl/a jsem možnost vše si řádně, v klidu a v dostatečně poskytnutém čase zvážit, měl/a jsem možnost se řešitele/ky zeptat na vše, co jsem považoval/a za pro mne podstatné a potřebné vědět. Na tyto mé dotazy jsem dostal/a jasnou a srozumitelnou odpověď. Jsem informován/a, že mám možnost kdykoliv od spolupráce na projektu odstoupit, a to i bez udání důvodu.

Tento informovaný souhlas je vyhotoven ve dvou stejnopisech, každý s platností originálu, z nichž jeden obdrží moje osoba a druhý řešitel projektu.

Jméno, příjmení a podpis řešitele projektu: Richard Szarzec, V Olomouci dne: _____

Jméno, příjmení a podpis účastníka v projektu: _____

V _____ dne: _____

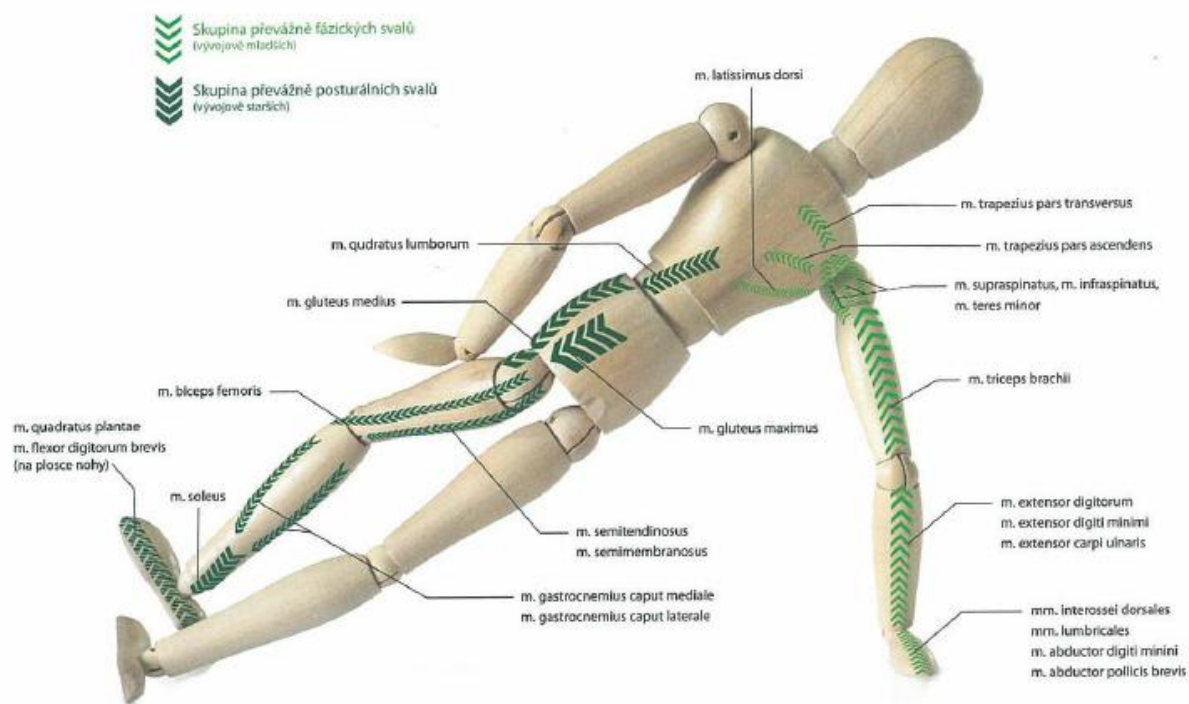
Příloha 2 Hladiny statistických významností (hodnoty p) při porovnání svalové aktivace mezi korigovaným a nekorigovaným nastavením akra

	Přenos váhy ve vzporu klečmo	Vzpažování levé HK ve vzporu klečmo	Klik ve fázi dolů	Klik ve fázi nahoru	Šikmý sed
m. trapezius pars descendens	0.161	0.004	0.045	0.215	0.804
m. trapezius pars ascendens	0.452	0.207	0.438	0.932	0.036
m. infraspinatus	0.191	0.56	0.065	0.158	0.793
m. deltoideus pars posterior	0.756	0.13	0.462	0.688	0.124
m. deltoideus pars medialis	0.232	0.124	0.804	0.51	0.006
m. triceps brachii	0.000002	0.001	0.259	0.602	0.002
m. latissimus dorsi	0.412	0.954	0.837	0.954	0.912
m. deltoideus pars anterior	0.067	0.085	0.538	0.289	0.001
m. pectoralis major	0.015	0.001	0.51	0.177	0.001
m. biceps brachii	0.136	0.198	0.584	0.214	0.502
m. serratus anterior	0.033	0.819	0.01	0.505	0.116

Příloha 3 Hladiny statistických významností (hodnoty p) při porovnání timingu mezi korigovaným a nekorigovaným nastavením akra

	Přenos váhy ve vzporu klečmo	Vzpažování levé HK ve vzporu klečmo	Klik s oporou o kolena	Šikmý sed
m. trapezius pars descendens	0.20122	0.13321	0.35066	0.50174
m. trapezius pars ascendens	0.98183	0.19824	0.66824	0.90033
m. infraspinatus	0.65241	0.29047	0.57366	0.29431
m. deltoideus pars posterior	0.48419	0.70356	0.00855	0.78694
m. deltoideus pars medialis	1	0.50902	0.24778	0.44918
m. triceps brachii	0.08151	0.71889	0.00158	0.04217
m. latissimus dorsi	0.77312	0.38054	0.6592	0.38785
m. deltoideus pars anterior	0.38785	0.50174	0.158	0.86888
m. pectoralis major	0.82957	0.41404	0.87591	0.70961
m. biceps brachii	0.82397	0.20978	0.58503	0.80934
m. serratus anterior	0.13734	0.70356	0.54302	0.06716

Příloha 4 Aktivace dorsálního svalového řetězce na končetinách a trupu (převzato ze Špringrové 2011, s. 18)



Příloha 5 Aktivace ventrálního svalového řetězce na končetinách a trupu (převzato ze Špringrové 2011, s. 17)

