

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD
Ústav fyzioterapie

Bc. Eva Baranová

Hodnocení balančních reakcí po poranění pletence ramenního

Diplomová práce

Vedoucí práce: Mgr. Věra Jančíková

Olomouc 2015

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně a použila jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

Olomouc 30. 6. 2015

podpis

Ráda bych poděkovala Mgr. Věře Jančíkové za odborné a trpělivé vedení a cenné rady při zpracování této diplomové práce. Dále bych chtěla poděkovat Mgr. Dagmar Tečové za pomoc při statistickém zpracování dat a Mgr. Anně Motáňové za stylistickou úpravu diplomové práce. V neposlední řadě bych ráda poděkovala všem probandům, kteří se zúčastnili měření a celému kolektivu oddělení rehabilitace a kineziologické laboratoře Fakultní nemocnice v Olomouci za vstřícný přístup při realizaci experimentu.

ANOTACE

Typ závěrečné práce: Diplomová práce

Název práce v ČJ: Hodnocení balančních reakcí po poranění pletence ramenního

Název práce v AJ: Evaluation of balance reactions after injury of shoulder girdle

Datum zadání: 2014-01-31

Datum odevzdání: 2015-06-30

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav fyzioterapie

Autor práce: Baranová, Eva, Bc.

Vedoucí práce: Jančíková, Věra, Mgr.

Oponent práce: Kolář, Petr, MUDr., Ph.D.

Abstrakt v ČJ:

Cílem diplomové práce je zhodnocení vlivu poranění ramenního pletence na posturální stabilitu. Hodnocení se provádělo pomocí statické posturografie, povrchové elektromyografie a klinického testu. Teoretická část se zabývá obecnými poznatky o ramenním pletenci, posturální stabilitě a traumatologii ramenního pletence. Experimentu se zúčastnilo 24 probandů rozdělených do dvou skupin (experimentální a kontrolní skupina). Obě skupiny absolvovaly 1 měření, kdy bylo provedeno kineziologické vyšetření včetně klinického testování, dále byly prováděny 3 posturografické testy (adaptation test, motor control test a test limits of stability). Během těchto testů byla snímána pomocí povrchové elektromyografie aktivita vybraných svalů ramenního pletence obou horních končetin. Statisticky významné výsledky na hladině signifikance $p \leq 0,05$ naznačují, že poranění ramenního pletence má vliv jen na některé parametry.

Abstrakt v AJ:

The aim of the thesis is to evaluate the impact of injuries of the shoulder girdle to postural stability. Evaluation was carried out using a static posturography, surface electromyography and clinical test. The theoretical part deals with general knowledges of the shoulder girdle, postural stability and traumatology of the shoulder girdle. There was 24 subjects participated in the experiment, divided into two groups (experimental and control group). Both groups underwent 3 posturographic tests (adaptation test, motor control test and test limits of stability) during one measuring. During these tests the activity of selected muscles of the shoulder girdle was scanned using surface electromyography. Statistically significant results at the level of significance $p \leq 0.05$ indicate that the injuries of the shoulder girdle have an impact only on some parameters.

Klíčová slova v ČJ: ramenní pletenec, funkce horní končetiny, balance, balanční reakce, hodnocení posturální stability, poranění ramenního pletence, posturografie, povrchová elektromyografie

Klíčová slova v AJ: shoulder girdle, the role of upper extremity, balance, balance reactions, assessment of postural stability, injuries of the shoulder girdle, posturography, surface electromyography

Rozsah: 96 stran, 5 příloh

OBSAH

ÚVOD.....	9
1 TEORETICKÉ POZNATKY	11
1.1 Ramenní pletenec.....	11
1.1.1 Fylogenetický vývoj ramenního pletence.....	11
1.1.2 Embryonální vývoj ramenního pletence.....	12
1.1.3 Ontogenetický vývoj ramenního pletence	12
1.1.4 Kineziologie ramenního pletence.....	13
1.1.5 Biomechanika ramenního pletence	15
1.1.6 Svalové souhry ramenního pletence.....	16
1.1.7 Funkce a úloha ramenního pletence a horní končetiny	18
1.2 Postura a posturální stabilita, balance	21
1.2.1 Posturální stabilita, posturální stabilizace.....	22
1.2.2 Posturální kontrola	23
1.2.3 Posturální motorika	23
1.2.4 Posturální reaktivita.....	24
1.2.5 Posturální funkce a centrální nervový systém	24
1.2.6 Balanční reakce	25
1.3 Traumatologie ramenního pletence	27
1.3.1 Etiologie ramenních poranění	27
1.3.2 Incidence poranění ramenního pletence	27
1.3.3 Typy poranění ramenního pletence	28
1.3.4 Instability ramene	28
1.3.5 Fraktury v oblasti ramene	30
1.3.6 Impingement syndrom.....	31
1.3.7 Ruptury rotátorové manžety	32

1.4	Vybrané testovací parametry.....	33
1.4.1	Dynamická počítačová posturografie (NeuroCom®)	33
1.4.2	Povrchová polyelektromyografie	35
1.4.3	Berg Balance scale	35
2	CÍLE A HYPOTÉZY.....	36
2.1	Cíl práce	36
2.2	Vědecké otázky a hypotézy diplomové práce	36
2.2.1	Vědecká otázka č. 1.....	36
2.2.2	Vědecká otázka č. 2.....	37
2.2.3	Vědecká otázka č. 3.....	38
3	METODIKA VÝZKUMU	39
3.1.1	Charakteristika sledovaného souboru.....	39
3.1.2	Příprava měření a klinické vyšetření	40
3.1.3	Průběh měření	40
3.1.4	Vyhodnocení dat z posturografu	42
3.1.5	Zpracování a vyhodnocení PolyEMG záznamu.....	42
3.1.6	Statistické zpracování získaných dat.....	43
4	VÝSLEDKY.....	44
4.1	Výsledky k vědecké otázce č. 1.....	44
4.2	Výsledky k vědecké otázce č. 2.....	53
4.3	Výsledky k vědecké otázce č. 3.....	62
5	DISKUZE.....	63
5.1	Diskuze k vědecké otázce č. 1	63
5.2	Diskuze k vědecké otázce č. 2.....	66
5.3	Diskuze k vědecké otázce č. 3.....	69
5.4	Limity práce.....	70
5.5	Přínos pro klinickou praxi.....	71

ZÁVĚR	72
REFERENČNÍ SEZNAM LITERATURY	74
SEZNAM ZKRATEK	82
SEZNAM OBRÁZKŮ.....	83
SEZNAM PŘÍLOH	84
SEZNAM TABULEK	85
PŘÍLOHY	86

ÚVOD

V životě dospělého člověka je horní končetina převážně uchopovacím, komunikačním a manipulačním orgánem. Při většině činností fungují obě končetiny jako párový orgán a doplňují se, přičemž jedna končetina – preferovaná má vedoucí úlohu a druhá má podpůrnou funkci. Pro efektivní manipulaci horními končetinami je vyžadováno zajištění posturální stabilizace osového skeletu.

V teoretické části diplomové práce rozebereme hlavní pojmy vztahující se k tématu práce, a to kineziologii ramenního pletence, posturální stabilitu a traumatologii ramenního pletence. V praktické části se zaměříme na hodnocení balančních reakcí u zdravých jedinců a jedinců s poraněním ramenního pletence.

Cílem diplomové práce bude zjistit, zda existují rozdíly v posturální stabilitě během balančních reakcí u pacientů s poraněním ramenního pletence v porovnání se zdravou skupinou. Dále budeme posuzovat míru zapojení vybraných svalů ramenního pletence během daných balančních testů na posturografu.

V závěru práce bude naším cílem objektivní zhodnocení pohybové patologie ramenního pletence v posturální stabilitě. Hodnocení proběhne z klinického a experimentálního úhlu pohledu, což umožní komplexnější pohled na daný problém.

Rešeršní strategie:

Diplomová práce byla realizována v období od března 2014 do června 2015, v této době bylo také uskutečněno vyhledávání odborných studií a článků.

Vyhledávání klíčových slov a článků bylo prováděno pomocí databází PubMed a Medline, v časopisecké půjčovně lékařské fakulty a pomocí internetového prohlížeče Google Scholar.

Všechny materiály byly vyhledávány ve formě full textů, přičemž byly použity články v českém jazyce i překlady z jazyka anglického.

Klíčová slova: shoulder girdle (nalezených článků 1358, z toho ve free full textech 144), the role of upper extremity (nalezených článků 5443, z toho ve free full textech 1150), balance (nalezených článků 103912, z toho ve free full textech 21800), postural reactions (nalezených článků 605, z toho ve free full textech 77), assessment of postural

stability (nalezených článků 507, z toho ve free full textech 106), injuries of the shoulder girdle (nalezených článků 357, z toho ve free full textech 31), posturography (nalezených článků 1129, z toho ve free full textech 143), surface electromyography (nalezených článků 58106, z toho ve free full textech 6773).

1 TEORETICKÉ POZNATKY

1.1 Ramenní pletenec

Horní končetina je uchopovacím, komunikačním a manipulačním orgánem. Během ontogeneze člověka má horní končetina částečně lokomoční funkci, která se postupnou vertikalizací eliminuje. Při většině funkcí pracují obě končetiny jako párový orgán a doplňují se, přičemž jedna končetina má vedoucí úlohu a druhá má podpůrnou funkci. Pro efektivní manipulaci horními končetinami je vyžadováno zajištění posturální stabilizace osového skeletu. Ramenní pletenec je spojovacím článkem horní končetiny a trupu. Pro manipulaci horními končetinami je důležité optimální nastavení trupu, stejně tak horní končetiny ovlivňují osový orgán (Dylevský, 2009, p. 99; Véle, 2006, p. 265).

1.1.1 Fylogenetický vývoj ramenního pletence

Během fylogenetického vývoje člověka prošel ramenní pletenec řadou změn, nejzásadnější změnou je přechod z kvadrupedální lokomoce na bipedální lokomoci. Během života jedince se značně redukovaly požadavky na ramenní kloub jako na váhonosný kloub, na druhou stranu se zvýšily požadavky na manipulační schopnosti s velkým rozsahem pohybů v kloubu. Došlo k několika strukturálním i pozičním změnám. Během fylogeneze člověka se zkrátila horní končetina (především předloktí) a také se zredukovala svalová hmota. S postupnou vertikalizací a bipedální lokomocí dochází k tvarovým změnám i na hrudníku. Hrudník je více předozadně oploštělý a kratší vůči dolním končetinám a ramena jsou tažena dozadu (Beneš, 1990, p. 15). Lopatka se posunula proximálním směrem a více ke střední linii a zvětšila se její plocha. Nadále zmohutněl i akromion a processus coracoideus. Pozice humeru je více ve vertikální rovině a posunula se proximálně. Během vývoje se změnily i parametry svalů ovlivňující pletenec. Musculus (dále m.) deltoideus změnil svou pozici úponu, která se posunula distálním směrem. Objem deltového svalu se téměř zdvojnásobil a značně se podílí na pohybech v ramenním pletenci. M. supraspinatus ztratil část svého objemu (Rockwood, 2009, pp. 1-5).

Primáti mohou používat horní končetinu k lokomoci i manipulaci, naproti tomu člověk se odlišuje tím, že horní končetinu primárně užívá k manipulaci (Janda, 1966, p. 86).

1.1.2 Embryonální vývoj ramenního pletence

Vývoj končetin probíhá v kraniokaudálním směru, horní končetiny se vyvíjejí na konci 4. týdne a asi o týden dříve než dolní končetiny. Téměř všechny končetiny vznikají na chrupavčitém základě a postupně se vyvíjejí primární osifikační centra již od 8. týdne vývoje. Chondrogenní osifikace začíná nejprve zahušťováním mezenchymu, čímž vzniká blastematózní mezenchymový základ, ze kterého se vyvíjí chrupavčitý blastém. Toto je základ pro budoucí osifikační centra kostí. Osifikační centra karpálních kůstek vznikají až po narození jedince. Jedinou výjimkou je klavikula, která vzniká na podkladě desmogenní osifikace. Základem končetiny jsou pupeny, které se objevují na konci 4. týdne vývoje jako drobné párovité výstupky na ventrolaterálním povrchu těla (končetinové lišty). Končetinové pupeny jsou tvořeny mezenchymem, jenž je kryt tělovým ektodermem, který podněcuje růst a proliferaci končetiny. Končetinové pupeny rostou zejména do délky. Distální konec pupenů se postupně oplošťuje (axopodium) a rozšiřuje se (autopodium). Tím vzniká základ pro budoucí ruce a nohy. V 6. týdnu se končetinový základ dále rozrůžňuje, začíná se vytvářet loketní ohnutí a horní končetina se rozděluje na stylopodium (základ pro paži) a zeugopodyum (základ pro předloktí). Na konci 2. měsíce se na autopodiu diferencuje pět prstů spojených „plovací blánou“. Dolní končetiny jsou o týden zpožděny ve vývoji. Svaly končetin mají typické segmentální uspořádání. V embryonálním období jsou založeny jednotlivé svalové skupiny (Klika, 1983, p. 329; Malínský, Lichnovský, 2008, pp. 134, 136).

1.1.3 Ontogenetický vývoj ramenního pletence

Pohyb člověka zajišťuje motorika posturální a lokomoční. Obě zabezpečují stabilitu segmentů jak v klidu, tak v pohybu. Funkce obou motorik jsou automatické a ve vyvážené vzájemné spolupráci. Posturální funkce je tlumena lokomočním systémem, čímž je facilitován pohyb. Posturální systém pohyb zastavuje a stabilizuje konečnou polohu z pohybu (Véle, 2006, s 97).

Tyto funkce se vytvářejí v průběhu ontogeneze jedince. V průběhu prvního trimenomu dochází k základní tvorbě stabilizační funkce. Je dána hierarchie svalových vztahů proximo - distálním směrem. Dále dochází ke stabilizaci trupu, kořenových kloubů nejdříve v horizontální poloze a následně k postupnému přechodu do vertikály. Nejprve

dochází ke stabilizaci lopatky (m. serratus anterior, m. trapezius) s neutrálním postavením ramenního kloubu a tím vzniká opora pro svalové synergie (m. pectoralis major, m. triceps brachii a zevní rotatoři ramenního kloubu). Na to navazuje podle svalových řetězců zapojení břišního svalstva a dochází ke korekčnímu postavení pánve z anteverze. Vytvoření stabilního pánevního pletence je předpoklad pro budoucí opěrnou a fázickou funkci dolní končetiny (adduktoři, zevní rotatoři kyčelního kloubu, m. iliopsoas, břišní svalstvo). Koaktivací břišního a dorzálního svalstva dochází k napřimění páteře a vzniká schopnost rotace osového orgánu proximo-distálním směrem, postupně s tvorbou nových funkčních svalových zapojení až k rotabilitě celé páteře (Čápová, 2008, pp. 29-33).

1.1.4 Kineziologie ramenního pletence

Ramenním pletencem je horní končetina připojena k trupu. Ramenní pletenec je tvořen multikloubním spojením a kolemkloubními svaly. Uspořádání pletence, tvar kloubů a velké množství svalů umožňuje značnou pohyblivost a variabilitu hybnosti ramenního pletence. Kostěný podklad pletence tvoří lopatka, kost pažní, klíční kost, hrudní kost. Vpředu je pletenec k hrudníku pevně připevněn hrudní kostí, vzadu je lopatka volná a stabilizována pouze muskulaturou. Velká mobilita kloubu je dána jednak faktem, že je s hrudníkem spojena v jediném sternoklavikulárním kloubu, jednak samotnými vlastnostmi ramenního kloubu (volný a kulový kloub) (Dylevský, 2009, p. 99, p. 101). Klavikula zajišťuje pevné spojení, čímž umožňuje horní končetině pevnost a sílu; ostatní spoje pletence ramenního jsou volné a poskytují značnou mobilitu horní končetině (Janda, 1966, p. 217).

Pletenec horní končetiny je vystaven tahové i tlakové zátěži. Tahová zátěž dominuje, neboť soustavně na pletenec působí tah váhy celé horní končetiny. Tlaková zátěž se uplatňuje při absorpci nárazu a je přenášena přes horní končetinu do fossa glenoidalis do lopatky, na klíční kost, poté na žebra a ovlivňuje celý hrudník (Dylevský, 2009, p. 100).

Ramenní pletenec je komplex kloubů a spojení, který kooperuje v jednom funkčním celku. Dle Čiháka (2011) se dělí klouby ramenního pletence z anatomického hlediska na pravé a nepravé klouby. Mezi pravé patří glenohumerální kloub, což je hlavní kloub skupiny; dále se do této skupiny řadí sternoklavikulární kloub a akromioklavikulární kloub. Nepravé klouby jsou skapulothorakální spojení a subdeltový kloub. Z biomechanického hlediska dělí klouby ramenního pletence Kapandji (2007) na dvě

skupiny. První skupinu tvoří fyziologicky subdeltový kloub, který je mechanicky připojen ke glenohumerálnímu kloubu. Druhou skupinu tvoří funkčně důležitý skapulothorakální kloub, který je mechanicky připojen k akromioklavikulárnímu a sternoklavikulárnímu kloubu. Ve všech kloubech je možný pohyb ve všech 3 rovinách, což zajišťuje velkou mobilitu a značně zhoršuje stabilitu kloubu (Janda, 1966, p. 223; Kapandji, 2007, p. 20).

Glenohumerální kloub je nejdůležitější kloub ramenního pletence; jedná se o kloub kulový s největším pohybovým rozsahem. Artikulující plochy jsou hlavice humeru a kloubní jamka na lopatce; obě jsou pokryty hyalinní chrupavkou. Plocha kloubní jamky odpovídá asi jen 1/3 plochy kloubní hlavice. Plocha fossy glenoidale je zvětšena lemlem fibrózní chrupavky (labrum glenoidale). Tato anatomická stavba umožňuje velkou mobilitu v kloubu, ovšem nevýhodou je větší predispozice pro nestabilitu a luxace tohoto kloubu. Kloubní pouzdro začíná po obvodu jamky a upíná se na colum anatomicum humeri. Kloubní pouzdro je zesíleno vazy a kolemkloubními svaly, které se podílejí na zajištění stability. Liggamentum (dále lig.) coracohumerale se nachází na přední straně kloubu. Další vazy jsou liggamenta (dále ligg.) glenohumeralia, které jsou 3 (superior, medius, inferior), dalším významným liggamentem je lig. coracoacromiale, který chrání kloub seshora (Bartoniček, Heřt, 2004, p. 83; Čihák, 2011, pp. 236-239).

K ramennímu kloubu má vztah 16 svalů a 7 z nich má k němu zároveň užší funkční spojitost: m. deltoideus, m. supraspinatus, m. infraspinatus, m. teres minor, m. subscapularis, caput longum m. bicipitis brachii a caput longum m. tricipitis brachii. Horizontálně probíhající svaly pomáhají udržet hlavici v kloubní jamce. Vertikálně běžící svaly brání infraglenoidální dislokaci (Kapandji, 2007, p. 34). Tyto svaly vytváří okolo kloubu rotátorovou manžetu, která zvyšuje dynamickou stabilitu kloubu spolu s kloubními vazy a labrum glenoidale. Mezi další svaly, které ovlivňují ramenní kloub a jsou součástí pletence, řadíme m. coracobrachialis, m. trapezius, m. levator scapulae, muscoli (dále mm.) rhomboidei, mm. pectorales major et minor, m. serratus anterior, m. teres major, m. latissimus dorsi (Bartoniček, Heřt, 2004, pp. 89-92; Čihák, 2011, pp. 236-239).

Sternoklavikulární kloub je pravý kloub, jenž představuje propojení horní končetiny s trupem. Jedná se o složený kloub, který tvoří klavikula, sternum a vmezeřený vazivový disk. Kloub umožňuje protrakční a retrakční pohyb, rotační pohyb kolem své

podélné osy a částečně skluzný pohyb. Kloubní pouzdro je pevné a krátké a je podporováno předním a zadním sternoklavikulárním vazem. Kostoklavikulární a interklavikulární vazy zabraňují superiorní luxaci klavikuly (Čihák, 2011, p. 236; Floyd, 2012, pp. 87-88).

Acromioklavikulární kloub je klasický synoviální kloub spojující laterální konec klavikuly a acromionu. Pohyby v tomto kloubu jsou rotační a skluzné. Hlavním zpevňujícím vazem je lig. acromioclavicularae superior et inferior. Acromioklavikulární skloubení je často exponovaným kloubem k poranění (Floyd, 2012, p. 88).

Skapulothorakální spojení není pravým synoviálním kloubem - jedná se o funkční spojení. Je velice významný a je plně závislý na pohybech sternoklavikulárního a akromioklavikulárního kloubu. Umožňuje pohyb lopatky po hrudníku. Skapulothorakální spojení je spíše podporováno svaly a méně vazy. Pohyb lopatky je možný do abdukce a addukce, vnitřní a vnější rotace, elevace a deprese. Elevací lopatky se posouvá klavikula kaudálně (Floyd, 2012, pp. 88-90; Kapandji, 2007, p. 44).

Subdeltový kloub taktéž není pravý kloub. Subdeltový kloub umožňuje řasení subdeltoidní bursy při abdukci paže. Tato bursa je exponovaná a často zde dochází k patologickým změnám, které vyvolávají bolesti v oblasti ramene (Véle, 2006, p. 265-266).

Všechny klouby spolu zároveň kooperují při každém pohybu. Každý se zapojuje jinou měrou při konkrétním pohybu (Kapandji, 1974, p. 20).

1.1.5 Biomechanika ramenního pletence

Rozsah pohybů v ramenním kloubu a přidružených spojeních ramenního pletence je největší ze všech kloubů. Člověk proto může dosáhnout na jakékoliv místo svého těla. Pohyb horní končetiny vychází z trupu, přes sternoklavikulární kloub, klavikulu, akromioklavikulární kloub, lopatku, glenohumerální kloub až na pažní kost. Jednotlivé komponenty na sobě závisejí a navzájem se ovlivňují (Janda, 1966, p. 217; Janura, 2004, pp. 33-38; Kapandji, 2007, pp. 20-22).

Lopatka může vykonávat posuvné a otáčivé pohyby. Velká pohyblivost je umožněna svalovými úpony a acromioklavikulárním a sternoklavikulárním kloubem.

Posuvným pohybem v kraniokaudálním směru je elevace (55°) a deprese (5°) a mediolaterálním směru abdukce, protrakce (10°) a addukce, retrakce (10°). Rotační pohyby lopatky jsou determinovány rotací dolního úhlu lopatky a sklonem kloubní jamky. Dalšími pohyby je antevertze (30°) a retrovertze (50°) (Dylevský, 2009, pp. 102).

Sternoklavikulární kloub umožňuje pohyb všemi směry, ovšem v omezeném rozsahu. Nejvýznamnější je axiální rotace klíčku při abdukci horní končetiny (Janura, 2004, pp. 33-38; Kapandji, 2007, pp. 46-48).

V akromioklavikulárním kloubu jsou posuvné pohyby malého rozsahu a doplňují pohyby sternoklavikulárního kloubu (Janura, 2004, pp. 33-38; Kapandji, 2007, pp. 50-52).

Ramenní kloub je volný, kulovitý kloub. Pohyby v něm je možné provádět kolem tří os. V rovině sagitální to je ventrální flexe (80°) a dorzální flexe (120°). V rovině frontální se jedná o abdukci a addukci (90°). V transverzální rovině se provádí horizontální addukce a extenze v abdukci. V rovině rotační se provádí zevní a vnitřní rotace v rozsahu 90°. Dalším pohybem je elevace, což je kombinovaný pohyb do 180°. Na elevaci se podílí celý ramenní pletenec (Bartoníček, Heřt, 2004, p. 99; Dylevský, 2009, p. 108).

1.1.6 Svalové souhry ramenního pletence

Svaly ramenního pletence pochází ze spinohumerální, thorakohumerální a skapulothorakální skupiny svalů. Tyto svaly nepracují individuálně, jsou propojeny a navzájem se ovlivňují (Anonymous, 2010; Čihák, 2011, pp. 394-395).

Fázickému či opěrnému pohybu horní končetiny musí předcházet dynamická stabilizace lopatky, která následně umožní vykonat fyziologický pohyb horní končetinou. Souhrou svalů musí být lopatka uvedena do neutrální pozice – dynamicky stabilizované. (Čápková, 2008, p. 45).

Klíčovou funkcí svalových smyček ramenního pletence zastávají svalové smyčky mezi lopatkou a trupem (hrudní páteř a žebra). Jsou čtyři a tvoří dynamický závěs lopatky. Závěs je důležitý jak pro pohyb lopatky, tak i pro vytvoření pevného bodu pro glenohumerální kloub; těmito vlastnostmi ovlivňuje funkci pletence a celé horní končetiny. Seběmenší změna ovlivní konfiguraci kloubu a vede k nerovnoměrnému opotřebením kloubních ploch a dalším patologiím. Na smyčce pro abdukci a addukci lopatky se podílí mm. rhomboidei a m. serratus anterior. Aktivita těchto svalů ovlivňuje

postavení glenohumerálního kloubu a celého pletence. Smyčka pro depresi a elevaci lopatky spojuje lopatku s hlavou přes m. trapezius superior, krční páteř přes m. levator scapulae a hrudní páteř přes m. trapezius inferior. Aktivuje se při nošení břemen v horních končetinách. Tato smyčka značně ovlivňuje konfiguraci, funkčnost a stabilitu krční páteře. Na smyčce pro depresi a elevaci ramene se podílí m. pectoralis minor, který provádí depresi lopatky především při předklonu nebo při natahování se dopředu. Elevaci ramene provádí m. trapezius superior a m. levator scapulae. Poslední smyčkou je smyčka, která fixuje lopatky k hrudníku. Podílí se na ní m. trapezius medius, m. serratus anterior a m. latissimus dorsi (Véle, 2012, pp. 187-190).

Dalšími významnými svalovými řetězci jsou řetězce mezi trupem a paží. Jedním z nejdůležitějších je řetězec hrudník – m. pectoralis major – humerus – m. latissimus dorsi – hrudník. Fixované paže díky těmto svalům posilují nádech. Dalšími důležitými řetězci, které ovlivňují celé tělo, jsou přední a zadní dlouhé zkřížené řetězce. Oba zpevňují tělo zepředu i zezadu, propojují přes trup ramenní a pánevní pletence, čímž se mohou přenášet různé funkční poruchy do jiných oblastí. Zadní zkřížený řetězec tvoří humerus jedné strany – m. latissimus dorsi – fascia thoracolumbalis – páteř – crista iliaca druhé strany – fascia glutea – m. gluteus maximus – fascia lata – m. tensor fasciae latae – koleno druhé strany. Přední zkřížený řetězec tvoří humerus jedné strany – m. pectoralis major – fascie přední plochy hrudníku – přes pochvu přímých břišních svalů na druhou stranu – mm. obliqui abdominis – ligamentum inguinale – fascie stehenní – fascia lata – m. tensor fasciae latae – koleno druhé strany. Řetězec zpevňující ramenní pletenec je tvořen hrudníkem, klíční kostí, deltovým svalem, pažní kostí, zadní porcí deltového svalu, lopatkou, svaly lopatkových smyček a hrudníkem. Tento řetězec je důležitý především při abdukci, elevaci, extenzi paže. Důležitá je spolupráce m. supraspinatus, m. biceps brachii a m. trapezius. Fixaci hlavice humeru v kloubní jamce a propojení paže s předloktím zajišťuje řetězec tvořený z jedné strany lopatkou, m. supraspinatus, humerus, m. biceps brachii, předloktím a z druhé strany lopatkou, m. coracobrachialis, humerus, m. triceps brachii a předloktím (Véle, 2012, pp. 190-191).

1.1.7 Funkce a úloha ramenního pletence a horní končetiny

Během vývoje člověka od narození až po jeho smrt se úloha horní končetiny mění. Během posturální ontogeneze se funkčně i stavebně mění horní končetina i ramenní pletenec. Hrubá motorika horní končetiny (např. při lokomoci) se diferencuje pro využití jemné motoriky v otevřeném kinematickém řetězci. V motorické ontogenezi nejprve dochází k vybudování opěrné funkce horní končetiny a až poté se vyvíjí fázická funkce horní končetiny a opěrná funkce dolních končetin (Čápová, 2008, pp. 43-45).

Normální funkcí komplexu ramenního pletence je koordinovat práci jeho jednotlivých článků sternoklavikulárního, akromioklavikulárního, glenohumerálního, scapulothorakálního a subdeltového kloubu. Základním úkolem ramenního pletence je v současné době nastavit optimální postavení pro práci a manipulaci celé horní končetiny v prostoru. Druhou funkcí je možnost přenesení obrovské síly a práce z dolních končetin a trupu přes ramenní pletenec do výkonu horních končetin především v náročných sportovních či pracovních aktivitách (Brotzman, Manske, Daughter, 2011, pp. 82-84).

1.1.7.1 Lokomoce a ramenní pletenec

Lokomoce je základním prvkem pro přesun těla z bodu A do bodu B. Formy tohoto přesunu mohou být např. plížení, plazení, lezení, bipedální chůze aj. Nejpoužívanější formou lokomoce pro člověka je bipedální chůze. Na základě ontogenetického vývoje člověka se bipedální chůze vyvinula z primitivních vzorů kvadrupedální lokomoce (Véle, 2006, pp. 347). V průběhu pohybové ontogeneze dochází k vyzrávání pohybové soustavy v kraniokaudálním směru. Do lokomoce se prvotně zapojuje ramenní pletenec, pánevní pletenec až sekundárně. Během extrauterinního vývoje dochází k diferenciaci funkcí pánevního a ramenního pletence. V prvním roce života se postupně ramenní pletenec osvobozuje od lokomoce a rozvíjí svou funkci pro manipulaci a úchop. Hlavní lokomoční funkci poté zajišťuje pánevní pletenec. Ramenní pletenec svou lokomoční funkci neztrácí, jen je využívána až jako sekundární (Janda, 1966, p. 86; Vojta, Peters, 2010, pp. 3-6).

Ramenní pletenec přímo lokomoci nezajišťuje. Běžné formy lokomoce současného člověka jsou chůze, vertikalizace a případně běh. Opětovné zapojení ramenního pletence do lokomoce je možné u některých sportovních aktivit (veslování, běh na lyžích, nordic walking, plavání, šplh, lezení na umělé lezecké stěně aj.). Lokomoční vzor ramenního pletence od člověka se liší od lokomočního vzoru primátů. Hlavní odlišnost spočívá

v tom, že člověk se pohybuje pomocí pevné opory a primáti se pohybují v závěsu. Z toho vyplývá odlišný směr tahů svalů ramenního pletence (Vojta, Peters, 2010, pp. 3-6). Evolučním podkladem lokomoce je bazální kvadrupedie, ze které se diferencovala variabilní kvadrupedie a z ní brachiace (primáti) a bipedie (člověk) (Vančata, 1983, pp. 87-88).

Doprovodné pohyby horních končetin během chůze fungují jako absorběři reakčního momentu z dolních končetin. Bipedální lokomoce může být prováděna bez doprovodných pohybů horních končetin, ovšem to přináší vyšší nároky na dolní končetiny. Předpokládá se, že doprovodné pohyby horních končetin během chůze optimalizují pohyby dolních končetin a minimalizují točivý moment zatížení na kloubní a kostní struktury (Park et al., 2008, pp. 1417-1420).

1.1.7.2 Kinematika končetin a osového skeletu

Vzory pohybu dolních a horních končetin jsou si kvalitativně podobny (Righetti et al., 2009, pp. 1-3). Rozsah kloubního pohybu při flexi v klíčovém ramenním a kyčelním kloubu je téměř shodný, pohybuje se kolem hodnoty 115 - 117° (Vojta, Peters, 2010, p. 25).

Ramenní kloub je flektován na začátku a extendován na konci švihové fáze před kontaktem s podložkou. Během stojné fáze se především pohybuje z flektované do extendované polohy, aby se tělo mohlo pohnout vpřed. Loketní kloub je extendován na začátku švihové fáze, poté přechází do flexe a na konci švihové fáze se opět extenduje. Během stojné fáze se loketní kloub téměř nepohybuje a zůstává převážně v extendované pozici. Kyčelní kloub se ve švihové fázi především flektuje s mírnou extenzí před kontaktem kolene s podložkou, která je však méně nápadná než u horní končetiny. Během stojné fáze je kyčelní kloub extendován. Páteř se při pohybu periodicky vlní; toto vlnění je synchronizováno s končetinami. Když jsou všechny čtyři končetiny ve styku s podložkou, páteř je téměř nehybná. Maximálního zakřivení páteře je dosaženo v opěrné fázi (Righetti et al., 2009, pp. 1-3).

1.1.7.3 Manipulace, jemná motorika a ramenní pletenec

Ramenní pletenec a horní končetina se během vývoje rozvíjí pro manipulační a uchopovací funkci. Tato vysoce specializovaná a diferencovaná jemná motorika –

a prostřednictvím ní i možnost komunikace – nás odlišuje od lidoopů. Základním předpokladem pro rozvoj jemné motoriky je mít dobře fungující hrubou motoriku (posturální), která zajišťuje stabilní oporu pro práci horní končetiny. Ramenní pletenec a jeho svaly vytvářejí spojovací článek mezi těmito systémy a zasahují do obou z nich (Véle, 2006, pp. 121-125).

1.1.7.4 Postura a ramenní pletence

Hlavní posturální funkci zajišťuje osový orgán tvořený hlavou, páteří a pánví. Značnou měrou se na posturálních funkcích podílejí i klíčové klouby (ramenní a kyčelní) (Čápková, 2008, pp. 26-27). Postura je ovlivňována ramenním pletencem především nastavením lopatky, na kterou se upínají posturální svaly. Neoptimální výchozí nastavení lopatky ovlivní na ni se upínající posturální svaly. Stejně tak ovlivňuje i špatná výchozí pozice trupu a celé postury těla horní končetinu. Vzniká svalová dysbalance, která ovlivňuje svaly lopatky a pažní kosti. Kyfotické držení hrudníku ovlivní postavení lopatky a to ovlivní postavení humeru, které je v addukci a vnitřní rotaci, což je subluxační postavení (Kapandji, 2007, pp. 24-26).

1.2 Postura a posturální stabilita, balance

Posturou nazýváme aktivní polohu a držení těla proti působení vnějších sil. Postura je součástí jakékoliv polohy či pohybu; bez postury tedy není pohyb. (Vařeka, 2002, p. 162). Posturální stabilita je schopnost kontrolovat a udržet těžiště těla v rozsahu opěrné báze. Těžiště je hypotetický bod, ve kterém je centralizována hmotnost celého těla a je určeno jako vážený průměr těžišť všech segmentů těla (Shumway-Cook, Woollacott, 2010, p. 162).

Posturální systém se skládá z řady subsystémů, které se na něm podílí. Mezi základní patří axiální systém, dále horní a dolní končetiny, složky nervové soustavy aj. Horní končetiny jsou propojeny s osovým orgánem především přes thorakohumerální a scapulothorakální svaly. Obě skupiny svalů se podílejí na stabilitě glenohumerálního kloubu (Dylevský, 2009, p. 69; Konrad et al., 2005, p. 749). Thorakohumerální svaly jsou původem končetinové svaly, začínají na hrudníku (začátky svalů se na hrudník posunuly až druhotně) a upínají se na pletenec horní končetiny nebo na kost pažní. Patří mezi ně *m. pectoralis major et minor*, *m. subclavius*, *m. serratus anterior* (Čihák, 2001, p. 344). Scapulothorakální (taktéž spinothorakální) svaly jsou také původně končetinové, spojují lopatku nebo pažní kost s žebry nebo hrudní páteří. Do této skupiny patří *m. trapezius*, *m. latissimus dorsi*, *m. rhomboidei*, *m. levator scapulae*. Hlavní funkcí obou skupin je pohyb horních končetin, ovšem při fixované horní končetině v opoře působí na hrudník, pohybují s ním a pomocí svalovým řetězcům ovlivňují celé tělo (Anonymous, 2010; Čihák, 2001, p. 333).

Posturální stabilita je důležitou podmínkou pro vykonání jakéhokoliv pohybu. Na posturální funkce jsou kladeny tím vyšší nároky, čím složitější pohybový projev je prováděn. Správné držení těla a posturální stabilita je nejúčinnější prevencí před poškozením a chorobami ostatních pohybových segmentů (Dylevský, 2009, p. 69, p. 93; Kučera, Kolář, Dylevský, 2011, p. 63).

Během posturální (motorické) ontogeneze (a nejen během ní) dochází k neustálé interakci a propojení anatomicko-biomechanických a neurofyziologických principů. V motorické ontogenezi dochází k vývoji postury, při němž se organismus učí nastavovat polohy v kloubech a stabilizovat je pomocí svalové koordinace. Během posturální ontogeneze dochází k postupnému nastavování postavení osového skeletu, pánve a trupu. Díky svalovým souhrám a nastavení posturální stability může dojít k rozvinutí cílené fázické hybnosti (lokomoční a úchopové). Stabilizační funkce páteře, pánve a hrudníku je

základním předpokladem pro cílený pohyb končetiny, který je zajištěn koordinovanou prací antagonistických svalových skupin. Vyvážená práce antagonistických svalových skupin umožňuje neutrální a funkční nastavení v kloubech. Hlavním předpokladem fyziologického vývoje je zdravý centrální nervový systém (Kučera, 2011, pp. 65-66; Kolář, 2009, pp. 39-40).

1.2.1 Posturální stabilita, posturální stabilizace

Posturální stabilitou nerozumíme statický či setrvalý stav, nýbrž spíše zaujetí stálé aktivní polohy člověka, která se snaží vybalancovávat nestabilitu těla. Tento dynamický a nedokončený stav chrání tělo před neřízeným nebo neplánovaným pádem. Stabilitu ovlivňují vnější a vnitřní faktory. Do skupiny vnějších patří např. variabilita prostředí či interakce jedince s okolím; mezi vnitřní řadíme biomechanické, neurofyziologické a kineziologické faktory. K biomechanickým faktorům ovlivňujících posturální stabilitu řadíme opěrnou plochu a umístění těžiště (Kučera, Kolář, Dylevský, 2011, p. 66; Kolář, 2009, p. 39). Opěrnou plochou je míněna plocha přímého kontaktu těla s podložkou (Shumway-Cook, Woollacott, 2010, p. 162). Opěrná báze je větší; její rozsah obepisuje nejkrajnější hranice opěrné plochy. Aby byla zajištěna stabilita ve statické poloze, musí se těžiště promítat do plochy opěrné báze (Vařeka, 2002, p. 123). Posturální stabilitu zajišťují 3 hlavní systémy: aferentní systém zastoupený sensorickým systémem (vizuální, exteroceptivní, propioceptivní a vestibulární); řídicí systém - centrální nervový systém; eferentní - výkonný systém svalový (Horak, 2006, pp. 7-8).

Pro zajištění stability v pohybu je nezbytné, aby se do plochy opěrné báze promítaly výslednice vnějších sil, které působí na organismus (tíhová, třecí, reakční, síla setrvačnosti aj.). V případě nesplnění těchto podmínek dochází k vyvíjení větších nároků na ligamenta, svaly a celý pohybový aparát, aby udržel stabilitu, což může vést až ke vzniku deformit. Anatomické aspekty jsou neméně důležité a velmi úzce souvisí s posturálními aktivitami. Znalost jejich významu nám pomáhá lépe diagnostikovat funkční poruchy a určit jistější prognózu. Posuzují se lokální anatomické poměry, regionální vztahy více segmentů či souhrnné globální poměry z pohledu celkové postury (např. zakřivení páteře, valgozita kolenních kloubů), přičemž lokální patologická situace se promítne do celkové postury. I v tomto patologickém případě se organismus snaží o posturální stabilitu s co nejmenší statickou a dynamickou zátěží systémů (Kučera, Kolář, Dylevský, 2011, p. 66, Kolář, 2009, p. 39).

1.2.2 Posturální kontrola

Posturální kontrola je interakce mezi jedincem, úkolem a prostředím. Posturální kontrola zahrnuje pozici těla v prostoru pro zajištění stability a posturální orientace. Posturální stabilita je soubor koordinačních pohybových strategií pro stabilizaci těžiště těla. Posturální orientace je schopnost udržet vhodné postavení těla a jednotlivých segmentů, a také postavení těla v prostoru (Horak, 2006, pp. 7-8). Posturální kontrola je komplex interakcí mezi muskuloskeletálním a neuronálním systémem. Zastoupení jednotlivých systémů podílejících se na posturální kontrole závisí na prováděném úkolu a prostředí, ve kterém je prováděn. Posturální kontrola zahrnuje senzory, strategie, anticipační a adaptační mechanismy, stav vnitřního prostředí, muskuloskeletální komponenty, neuromuskulární synergie a individuální senzory (Shumway-Cook, Woollacott, 2010, p. 165).

1.2.3 Posturální motorika

Člověk je od narození ovlivňován gravitací. Vývoj člověka probíhá z horizontální polohy těla postupně do bipedální lokomoce s převahou vertikální polohy těla. Posturální motorika zajišťuje jedinci posturální jistotu, jež je základním kamenem pro vývoj vzpřimování, lokomoci, senzomotorické činnosti a pro jakýkoliv koordinovaný pohyb vůbec. Posturální motorika pracuje i tehdy, je-li volní hybnost omezená nebo ještě není zcela vyvinutá. Podle Véleho (2006) k sobě posturální a lokomoční motorika patří, navzájem se prolínají a tvoří jeden funkční celek, který míří ke společnému cíli. Jejich vzájemná spolupráce zajišťuje pohyb, jenž je bezpečný, ekonomicky nenáročný, nedochází při něm k přetížení, ale zároveň je plně efektivní (Véle, 2006, p. 97).

Posturální aktivita zahrnuje svalovou kontrakci, která umožní nastavení těla tak, aby mohl proběhnout pohyb. Pokud jedinec chce provést nějaký pohyb, posturální motorika okamžitě a automaticky reaguje. Vzhledem k variabilitě pohybu i různorodost jednotlivců může být velikost a posloupnost kontrakce svalů různá, které se této automatické odpovědi účastní (Enoka, 2008, p. 272). Ovšem také se předpokládá, že jedinec má pro pohyb předpřipravený soubor svalů, který je připraven okamžitě a automaticky zajistit posturální stabilitu (Gurfinkel et al., 2006, pp. 2678-2680). Posturální aktivita zahrnuje nejen nastavení a udržení polohy těla, ale i nastavení jednotlivých segmentů a končetin k sobě navzájem. Příkladem může být střídavá extenze a flexe předloktí v loketním

kloubu. Tento pohyb vyžaduje aktivaci posturálních svalů ramenního pletence pro stabilizaci horní končetiny provádějící pohyb a minimalizaci ovlivnění dalších segmentů těla tímto pohybem (Chabran, Ribreau, Fourment, 2001, pp. 133-135).

1.2.4 Posturální reaktivita

Dle potřeb pohybového záměru dochází k automatickému přizpůsobení polohy hlavy, trupu a končetin v rámci atitudy; tento jev pojmenováváme jako posturální reaktivitu (Batra et al., 2011, p. 134; Kolář, 2009, p. 40). Posturální reaktivita je důležitá pro vykonání náročného silového pohybu, zabezpečována je reakční svalovou silou celého organismu. Posturální reaktivita se začíná vyvíjet již během prvního roku života a vytváří základ pro vývoj vyšších motorických funkcí (Zafeiriou et al., 2004, pp. 1-3). Reaktivitou je zajišťováno optimální nastavení v kloubech segmentů a vytvoření stabilního pevného bodu opory pro končetiny tak, aby byly schopné překonat působení vnějších sil. Aktivní složku reaktivity zajišťují svaly. Všechny svalové skupiny musí pracovat koordinovaně, aby bylo dosaženo kýženého výsledku. Pohybu horních i dolních končetin předchází aktivace bránice, svalů pánevního dna, břišních, zádočných a pletencových svalů. Pohyb segmentu se promítá do celé postury; nelze tedy provést pohyb končetin bez předcházejícího zastabilizování trupu jako celku. Reaktivní stabilizace se děje automaticky bez našeho uvědomování. Nadměrné či neadekvátní zatížení organismu a špatné fungování stabilizační a reaktivní funkce může vést postupem času ke vzniku funkčních problémů, nebo dokonce k morfologickým a posturálním změnám (Kolář, 2009, p. 40; Kučera, Kolář, Dylevský, 2011, pp. 66-67).

1.2.5 Posturální funkce a centrální nervový systém

Na posturálních funkcích se nepodílí jen anatomicko-biomechanické aspekty, ale důležité jsou i neurofyziologické faktory, především centrální řídicí systém. Mezi neurofyziologické faktory ovlivňující posturální funkce patří informace z aferentních systémů, perfektní zpracování informací v centrálním nervovém systému, kvalitní zpětnovazebné mechanismy regulující balanci, kvalita selektivní motoriky a relaxační schopnosti. Při vyšetřování postury nás zajímá postavení jednotlivých segmentů a celku, ale také svalové napětí. Vzpřímenou posturu umožňují zpevněné a stabilní segmenty. Jednotlivé segmenty a postavení v kloubu ovlivňují svaly a především vyvážená práce

antagonistických svalových skupin. Práci svalů ovlivňují a řídí centrální mechanismy. Zabezpečení vzpřímené postury ve statické poloze by mělo být zajištěno s minimálním úsilím a minimálním posturálním napětím hlubokých svalů, přičemž povrchové svaly by měly být téměř bez aktivity. Zvýšené svalové napětí ve statických polohách vypovídá o poruše posturálních funkcí a relaxačních schopnostech pacienta (Kučera, Kolář, Dylevský, 2011, pp. 67-66).

Od raného vývoje provází jedince motorické učení ve všech oblastech života, pro které je důležité vypracovat správně posturálně zajištěný rámec pro danou pohybovou aktivitu. Vykonávaný pohyb musí být proveden ekonomicky a maximálně účinně. Důležité je, aby posturální svaly umožňovaly provedení pohybu a na samotném pohybu se účastnily jen ty svaly, které daný pohyb provádí. Za těchto podmínek může pohyb probíhat při neutrálním postavení v kloubech, vyváženém zatížení vazivových i svalových struktur. V případě, že to takto nefunguje, do pohybu se zapojují jak posturální, tak výkonné svaly. Tím dochází k vytvoření trvalého funkčního celku, selektivní funkce svalu se vytrácí a dochází k přetížení tkání, především ke zvýšení svalového tonu (Kučera, Kolář, Dylevský, 2011, p. 69).

Posturální funkce mohou být nadále ovlivněny bolestivými vjemy. Na bolest organismus reaguje řadou obranných reakcí, které se snaží předejít škodě nebo minimalizovat její následky. Na základě toho dochází ke změnám svalových funkcí ve smyslu zvýšení svalového napětí. Napětíové změny ve svalu mohou ovlivňovat celé svalové skupiny nebo jen lokálně daný sval. Všechny tyto změny ovlivní posturální funkce (Kučera, Kolář, Dylevský, 2011, pp. 69-70).

1.2.6 Balanční reakce

Pro zajištění posturální stability reaguje organismus balančními reakcemi. Jsou to automatické reakce, které jsou specificky předprogramované, závislé na konkrétní situaci a jsou přizpůsobivější podmínkám zevního prostředí. Na zajištění posturální stability lze pohlednout ze dvou možností. První možnost se dělí na proaktivní (anticipační) strategii, kdy je posturální nastavení připraveno před vlastním pohybem a reaktivní (adaptační) strategii, což je odpověď na nepředvídané vychýlení a neočekávané zevní stimuly. Klidový stav je také jednou z možností udržení balance - při klidném stoji, sedu či běžné chůzi. Většina běžných denních aktivit zahrnuje všechny tři strategie (Vařeka, 2002, p. 123).

Druhé dělení balančních reakcí pro udržení posturální stability je statická strategie (např. rovnovážné reakce) a dynamická strategie. Statickou strategii pro udržení posturální stability reprezentují balanční mechanismy, při kterých nedochází ke změně kontaktní plochy. Pokud dojde k překročení bezpečné hranice udržení těžiště v rámci opěrné báze, změní řídicí systém statickou strategii na dynamickou. Dynamickou strategií dojde ke změně kontaktní plochy (např. úkrok, opora o horní končetinu) pro zachování posturální stability. Pokud ani dynamická strategie nestačí k udržení posturální stability, dochází k preventivně řízenému pádu. Poslední možností je nezamýšlený nekontrolovatelný pád (Vařeka, 2002, pp. 123-124).

Zajištění posturální stability je realizováno v několika fázích. První fází je detekce dané situace, druhou je vyhodnocení situace a volba strategie, třetí fáze je aktivace výkonných nástrojů (svalových skupin), čtvrtá fáze je převedené svalové síly na jednotlivé segmenty těla. Řídicí systém neustále analyzuje a vyhodnocuje přechody mezi jednotlivými fázemi, a tím dochází k jistému zpoždění. Výběr vhodné strategie závisí na strukturálním a funkčním stavu organismu, na psychickém stavu a empirii jedince (Vařeka, 2002, pp. 123-124).

Na statické strategii udržení posturální stability bez změny kontaktní plochy se podílí nejen svaly hlezna a kyčle, nýbrž celý posturální systém. Záleží na tom, v jakém režimu segmenty pracují, zda v otevřeném kinematickém řetězci (pohyby v kloubech horních končetin ve volném stoji), nebo v uzavřených kinematických řetězcích (pohyby v kloubech dolních končetin) (Vařeka, 2002, p. 125).

1.3 Traumatologie ramenního pletence

Poranění ramenního pletence patří mezi častá postižení, což je dáno zejména jeho konstitucí, která je značně fragilní k úrazům. Poranění ramenního pletence může vzniknout akutně nebo chronickým přetížením ramenního pletence a jeho opakovanou mikrotraumatizací.

1.3.1 Etiologie ramenních poranění

Traumatologie ramenního pletence je doprovázena nejen bolestivostí, ale také ztrátou funkce. Mezi akutní úrazy ramenního pletence se řadí zlomeniny, luxace, ruptury svalů, trhliny pouzdra a léze extraartikulárních a intraartikulárních struktur. Příčin poranění ramenního pletence může být několik, nejčastěji se jedná o zánětlivé nebo degenerativní poruchy svalů rotátorové manžety a jejich přetěžování (Kolář, 2009, pp. 476-477).

1.3.2 Incidence poranění ramenního pletence

Poškození ramene se za rok 2012 řadí podle počtu hospitalizovaných dle nejčastějších diagnóz na ortopedických odděleních na 6. místo. Celkově bylo hospitalizováno 5388 pacientů, což je 51,3 pacienta na 100 000 obyvatel, průměrný věk pacienta byl 52,5 a průměrná délka hospitalizace byla 3,1 dne. Do této kategorie ještě spadají zlomeniny ramene a paže, které se řadí na 13. místo s 2063 pacienty, což je 19,6 pacienta na 100 000 obyvatel s průměrným věkem 54,5 let a průměrnou délkou hospitalizace 5,3 dne. Podle Ústavu zdravotnických informací a statistiky ČR se do této skupiny nejčastějších diagnóz na ortopedických odděleních řadí adhezivní zánět ramenního kloubu, syndrom manžety rotátorů, tendinitis bicipitalis, kalcifikující tendinitida ramene, syndrom naraženého ramene, burzitida ramene a jiná poškození ramene. Dále sem patří zlomeniny klíční kosti, zlomeniny lopatky, zlomeniny horního konce pažní kosti, zlomeniny diafýzy pažní kosti, zlomeniny dolního konce pažní kosti, mnohočetné zlomeniny klíční kosti, lopatky a pažní kosti a různé zlomeniny ramenního pletence (www.uzis.cz).

1.3.3 Typy poranění ramenního pletence

Poranění ramenního pletence se dělí podle druhu poškozené struktury na poškození kostěných a měkkých struktur. Dále mohou poškození vzniknout akutní lézí nebo na chronickém podkladě vlivem dlouhodobého a neekonomického užívání. Vlivem vnějších sil vznikají různá poranění kloubu např. kontuze (pohmoždění), distorze (podvrtnutí), neúplné vykloubení (subluxace) a úplné vykloubení (luxace). Při větší síle může dojít až k luxačním zlomeninám (Chaloupka, 2011, p. 111).

1.3.4 Instability ramene

Instability jsou charakterizovány neschopností udržet kloubní hlavici v kloubní jamce. K luxacím a recidivujícím instabilitám mají větší sklon mladší jedinci. U pacientů s luxací ramene do 22 let hrozí až 70% riziko opakující se luxace. U dětí a dospívajících je to prakticky základní patologií ramenního pletence. S narůstajícím věkem klesá riziko recidivy, avšak častěji se vyskytují luxace s lézí rotátorové manžety. Stabilitu v kloubu tvoří stabilizační prvky. Obecně mezi ně patří pasivní a aktivní komponenty, které se navzájem doplňují. Stabilizačními prvky jsou kloubní plochy (jamka, hlavice), kloubní pouzdro, ligamentózní systém, kolemkloubní svaly (Brotzman, Manske, Daughter, 2011, p. 87; Dungal, 2014, pp. 540-543).

Luxace se dle příčiny rozdělují na traumatické, které vznikají náhle na základě úrazu. Tato instabilita se může rozvinout v chronickou instabilitu. Další skupinu luxací tvoří habituální luxace, které jsou zapříčiněny vrozenými vadami (glenoidální dysplázie, poruchy kloubní laxicity, různá systémová onemocnění). Další dělení je dle časového průběhu na akutní a opakující se vykloubení. Dle směru se dělí na unidirekcionální a multidirekcionální. Jiné rozdělení je podle stupně oddělení kloubních ploch od sebe na luxace, kdy dochází k dlouhodobější a úplné separaci kloubních ploch a subluxaci, kdy oddálení je neúplné a krátkodobé (Dungal, 2014, pp. 540-543).

Glenohumerální luxace a instability jsou velmi časté. Ramenní kloub je nejčastěji luxovaný kloub. Jeho tendence k luxacím je především dána na podkladě anatomické stavby. Vyznačuje se malou kloubní stabilitou (malá kloubní jamka a volné kloubní pouzdro). Mechanismus vzniku léze je přímý. Drtivou většinu (až 94 %) luxací ramenního kloubu tvoří přední luxace. Předními stabilizátory jsou kloubní jamka

s labrem, kloubní pouzdro s ligamenty a m. subscapularis. Končetina je při luxaci v abdukci, interní rotaci a humerus se opře velkým hrbolem o akromion. Při glenohumerální luxaci dochází k oddálení kloubních ploch hlavice a glenoidální jamky, trhá se slabé anteroinferiorní pouzdro, hlavice humeru ztrácí i oporu o šlachu m. subscapularis, která sklouzává nahoru. Klinicky vidíme pozměněnou konturu ramene. Nejfrekventovanější viditelné změny jsou vystouplý akromion, dislokovaná hlavice humeru, zevně rotovaný humerus, postavení v pérující abdukci. Luxace bývá často doprovázená komplikacemi (abruptce velkého hrbolu, ruptura šlachy m. supraspinatus, poranění nervů, poranění cév, zlomenina krčku humeru). Dále většinou dochází k poškození kloubního pouzdra, glenoideálního labra a dolního glenohumerálního vazů (Kolář, 2009, p. 476-479). Luxace se dělí na tři typy. Luxatio humeri anterior je nejčastější typ luxace ramenního kloubu; vzniká při pádu na ruku. Podle polohy hlavice se dále rozlišuje luxatio extracoracoidea, luxatio subcoracoidea, luxatio subclavicularis. Druhou nejčastější luxací je zadní, jež je vzácná a bývá doprovázena svalovými rupturami. Vzniká na extendované vnitřně rotované horní končetině v addukci. Třetím typem je luxatio humeri inferior, kdy hlavice vyklouzne směrem kaudálním a zde může zůstat, nebo sklouznout dopředu mezi svaly. Tato luxace vzniká přímým pádem na paži v abdukci. Při dlouhotrvající luxaci, která nebyla rozpoznána nebo léčena, dochází rychle k retrakci kloubního pouzdra a svalů rotátorové manžety, a také k vyplnění kloubní dutiny fibrózními tělísky. Repozice a následná terapie je těžší a komplikovanější, často bývá potřeba vyčistit kloubní cavitu (Dungl, 2014, pp. 541-542; Maňák, Wondrák, 2005, pp. 45-46).

Akromioklavikulární (AC) instability a luxace jsou poměrně časté zranění. K luxaci může dojít přímým násilným pádem na rameno při addukované paži u těla, kdy klíční kost zůstane ve své pozici, ale lopatka spolu s pažní kostí jsou taženy dolů. Při této patologii ční klavikula nahoru. Při subluxaci jsou roztržena ligamenta akromioklavikulární a dochází k poškození pouzdra, při luxaci jsou roztržena i ligamenta korakoklavikulární a může dojít i k poranění svalů. Druhou možností je pád na nataženou paži, ale při této variantě častěji dochází ke zlomenině klíčku (Brotzman, Manske, Daughter, 2011, p. 125). Léze AC skloubení negativně ovlivňuje dynamiku celého ramenního pletence. Dle Allmana se rozlišují 3 stupně distorze. Při distorzi I. stupně dochází k distenzi pouzdra a mikrotraumatizaci stabilizátorů. Ve II. stupni dochází

k roztržení kloubního pouzdra a akromioklavikulárního vazů. Ve III. stupni je roztržen i korakoklavikulární vaz (Kolář, 2009, p. 476-479; Maňák, Wondrák, 2005, p. 42).

Sternoklavikulární (SC) instability a luxace opět vznikají nepřímo pádem na rameno, jejich výskyt je méně častý. Častěji dochází k přední luxaci a subluxaci při pádu na přední stranu ramene. Ovšem luxace není tak častá. Sternální konec klavikuly je vysunut dopředu a dolů. Zadní luxace může způsobit dyspnoii, dysfagii nebo parestezie do horní končetiny (Dungl, 2014, p. 543; Maňák, Wondrák, 2005, p. 42; Kolář, 2009, p. 476).

Nedostatečné zhojení porušených struktur může vést k posttraumatické instabilitě a opakovaným lézím (luxacím). Nedostatečná léčba nebo pozdní léčení může být jistou predispozicí ke vzniku degenerativních onemocnění v kloubu (artrózy). Dále může docházet k paraartikulárním osifikacím v okolí kloubu nebo až k avaskulární nekróze (Chaloupka, 2011, p. 111; Kolář, 2009, p. 476-479).

1.3.5 Fraktury v oblasti ramene

Zlomenina klíční kosti ve většině případů vzniká nepřímým mechanismem přímo pádem na rameno nebo na extendovanou paži. Zlomeniny klíční kosti se dělí na 3 typy: zlomeniny střední třetiny, zlomeniny laterální třetiny, zlomeniny mediální třetiny. Nejčastěji dochází ke zlomenině ve střední a zevní třetině kosti. Často dochází k dislokaci úlomků (tahem svalů, vahou končetiny), které mohou poranit okolní struktury (cévy, kůže, nervy) (Buchtelová, 2014, p. 8; Maňák, Wondrák, 2005, pp. 41-42).

Zlomeniny lopatky nejsou příliš časté, neboť ta je chráněna okolními svaly. Vznikají přímým mechanismem, velmi vzácně nepřímým násilím přes nataženou horní končetinu. Může dojít ke zlomenině těla lopatky, která bývá zlomená při zhmoždění hrudníku a zlomeninách žeber. Další možností je zlomenina krčku lopatky, jež vzniká pádem na v lokti extendovanou horní končetinu. Může dojít k dislokaci úlomku kraniálně nebo kaudálně. Velmi vzácná je zlomenina processus acromialis, která se snadno a rychle hojí. Zlomenina processus coracoideus je někdy součástí vykloubení ramene nebo akromioklavikulárního kloubu (Maňák, Wondrák, 2005, p. 43).

Častou lézí v této oblasti je **zlomenina proximálního humeru**, jež vzniká přímým zhmožděním. Může dojít k naštípnutí, odlomení a odtržení hrbolu či k dislokaci úlomku tahem šlachy m. supraspinatus. Další možností je zlomenina krčku kosti pažní. Také vzniká přímým nárazem nebo pádem na extendovanou paži. Podle směru síly se rozlišují addukční nebo abdukční zlomeniny. Často se jedná o kombinovanou zlomeninu krčku s abrupcí velkého nebo i malého hrbolu (Maňák, Wondrák, 2005, p. 47).

1.3.6 Impingement syndrom

V subakromiálním prostoru může vzniknout bolestivý syndrom. Při patologických změnách (poúrazové změny, degenerativní změny aj.) v kloubu dochází k zúžení subakromiálního prostoru a narážení svalů rotátorové manžety na fornix humeri. Vznikající bolest je následek dráždění svalů rotátorové manžety a subakromiální burzy. Toto vede k oslabení svalstva, kloubního pouzdra a neuromuskulárním změnám. Primární impingement syndrom se může rozvinout v sekundární. Sekundární impingement vzniká při instabilitě, při svalové dysbalanci, poruchách kloubního pouzdra aj. (Dungl, 2014, pp. 544-545; Gallo, 2011, pp. 94-95).

Neer (1970) odstupňoval vývoj impingement syndromu do tří stádií. V prvním stádiu se vyskytuje otok a hemoragie, což je následek přetěžování; je reverzibilní a potíže se objevují po dobu aktivity. Typický je zejména pro mladé jedince. Ve druhém stádiu dochází k opakovanému přetěžování, což vede k mikrotrhlinám v rotátorové manžetě, k fibrotizaci a zbytnění burzy. Pacient má problém s elevací paže nad horizontálu a dochází k redukci hybnosti. Vyskytuje se u pacientů nejčastěji ve 4. decenniu. Ve třetím stádiu dochází k ruptuře manžety, kalcifikaci, změnám na akromionu a humeru. Bolesti se objevují v klidu (především v noci) i v pohybu. Toto stádium je charakteristické pro pacienty po 5. decenniu a vede k degenerativním změnám v této oblasti. Nejčastějšími příčinami primárního impingement syndromu je nepříznivý tvar akromionu, prominence AC skloubení, přední ostruha akromionu. U sekundárního impingement syndromu se nejčastěji jedná o prominence velkého hrbolu humeru, oslabení rotátorové manžety, poruchy pohybu v glenohumerálním kloubu, zbytnění burzy, porucha funkce horní končetiny (Dungl, 2014, pp. 544-545; Gallo, 2011, pp. 94-95).

1.3.7 Ruptury rotátorové manžety

Ruptury rotátorové manžety bývají následkem impingement syndromu. Jedná se o komplexní problém zapříčiněný dlouhodobým a opakovaným přetěžováním úponové části svalů rotátorové manžety. Toto inkriminované místo je špatně vaskularizované a dochází k dystrofickým až degenaritivním změnám. Tkáň nejprve reaguje otokem, později dochází k mikrotrhlinám, tkáň se reparuje jizvami a kalcifikací. Tkáň je iritována kalcifikovanými tělísky, akromionem. Ruptury vznikají nejčastěji traumatem, dlouhodobým přetěžováním či mikrotraumatizací na degenerativně poškozené tkáni. Ruptura zdravé tkáně je vzácná. K poškození rotátorové manžety mají větší předpoklady starší lidé nad 60 let, častěji muži; obvykle bývá postižená dominantní končetina. Další rizikovou skupinou jsou lidé vykonávající náročné pohyby nad úrovní hlavy (atleti, vrhači, basketbalisté, házenkáři aj.). Rychlý pohyb horní končetiny v horním zevním kvadrantu od těla vyžaduje vysoké nároky na svaly rotátorové manžety (Brotzman, Manske, Daughter, 2011, p. 95). Pacient si stěžuje na dlouhodobé problémy v oblasti ramene, omezení rozsahů pohybů, bolesti mívá pozátěžové i noční. Ruptury se hodnotí dle lokalizace velikosti trhliny do 4 stupňů. První stupeň je ruptura m. supraspinatus nebo m. subscapularis s velikostí do 1cm. Druhý stupeň je stejné lokalizace a rozsah větší do 2 cm. U třetího stupně dochází k ruptuře více svalů a velikost je do 4 cm. Ve čtvrtém stupni je poškozená celá rotátorová manžeta s úplným svlečením hlavice. Klinický obraz doprovází obraz impingement syndromu, pseudoparalýza, omezení aktivní hybnosti v kloubu (začátek ventrální flexe a abdukce), atrofie deltového svalu, dopomáhání si druhou končetinou, pozitivní odporované testy. Pasivní hybnost je volná (Dungl, 2014, p. 546; Kolář, 2009, pp. 476-477).

1.4 Vybrané testovací parametry

1.4.1 Dynamická počítačová posturografie (NeuroCom[®])

Dynamická počítačová posturografie patří mezi přístrojová vyšetření, které umožňují objektivizaci vědeckých a klinických výsledků. Posturografie prezentuje kvantitativní metodu, která objektivně hodnotí jednotlivé prvky podílející se na posturální kontrole v reálně simulovaných každodenních situacích. Modul Smart Equitest Systém hodnotí posturální stabilizaci ve vzpřímeném bipedálním stoji za standardizovaných podmínek. Modul se skládá z pohyblivé kabiny, pohyblivé, duální tenzometrické plošiny, softwarového vybavení a doplňkových komponent (Kolářová, 2012, pp. 6-7).

Motor control test (MCT) hodnotí účinnost automatických posturálních reakcí na translaci plošiny v horizontální rovině v závislosti na směru a rychlosti posunu. Testovány a hodnoceny jsou dva směry translace roviny (dopředu a dozadu) ve třech rychlostech (prahová, střední a maximální rychlost). Každá rychlost se třikrát opakuje. Velikost posunů plošiny je normovaná k tělesné výšce vyšetřovaného (Kolářová, 2012, p. 9).

Během MCT jsou testovány následující parametry: *Weight Symmetry*, parametr hodnotící průměrné rozložení tělesné hmotnosti během translací. Hodnota je udávána v procentech, průměr je vypočítán z 3 dílčích translací. Výsledek 100 znamená rovnoměrné zatížení obou dolních končetin. Výsledek menší než 100 znamená větší zatížení levé dolní končetiny a výsledek větší než 100 znamená větší zatížení pravé dolní končetiny. *Latency*, hodnotí rychlost reakce vyšetřovaného na vnější podnět. Vyjadřuje se v milisekundách, měří se mezi začátkem translace plošiny a reakcí pacienta. *Amplitude scaling*, měří pro levou a pravou dolní končetinu zvlášť amplitudu výchylek aktivní silové odpovědi na translaci plošiny. *Strenght Symmetry*, parametr hodnotící průměrnou silovou odpověď během pohybu plošiny. Výsledek se udává v procentech jako průměr z 3 dílčích měření. Výsledek 100 znamená rovnoměrné zatížení obou dolních končetin. Výsledek menší než 100 znamená větší zatížení levé dolní končetiny a výsledek větší než 100 znamená větší zatížení pravé dolní končetiny (Kolářová, 2012, p. 9).

Adaptation test (ADT) posuzuje adaptaci pohybového systému probanda na neočekávaný, rotační pohyb plošiny. Reakce jsou testovány při rotacích plošiny ve frontální rovině. Rotace probíhá v pěti opakováních v neodhadnutelných časových intervalech, ve dvou směrech „toes up“, kdy rotace vyvolává dorzální flexi chodidla a „toes down“, kdy dochází k plantární flexi chodidla. Výsledkem je reakční síla generovaná pacientem, která by se měla s počtem opakování snižovat (Kolářová, 2012, p. 9).

Limits of stability (LOS) popisuje maximální vzdálenost, které může vyšetřovaný dosáhnout v náklonu bez změny opěrné báze. Těmto limitům jedinec musí čelit v běžných každodenních aktivitách (Neurocom system operator's manual, p. 6). LOS vyšetřují schopnost pacienta aktivně měnit polohu centre of pressure (dále COP) do předem vymezených maximálních inklinací těla a tyto výchylky udržet po dobu časového limitu 8 sekund, přičemž by nemělo dojít ke změně opěrné báze. Testovaný aktivně přesouvá COP náklonem svého těla do předem definovaných maximálních limitů stability. Je testováno celkem 8 směrů (dopředu, dopředu doprava, doprava, dozadu doprava, dozadu, dozadu doleva, doleva, dopředu doleva). Pacient vychází do testovaného směru vždy ze středového pole (Kolářová, 2012, p. 11).

Během testu LOS jsou hodnoceny tyto testované parametry: *Reaction time (RT)*, je čas informující o reakční rychlosti vyšetřovaného na zvukový signál na začátku testu. Udává se v sekundách. Čím je čas kratší, tím je výsledek lepší. *Movement Velocity (MVL)* je parametr, který značí průměrnou rychlost COP při dosažení označeného bodu; udává se ve stupních za sekundu. *Endpoint excursion (EPE)*, je bod prvního, maximálního a jistého vychýlení ve směru limitů stability; udává se v procentech. *Maximal excursion (MXE)*, bod maximálního vychýlení COP ve směru limitu. *Directional control (DCL)* je kontrola přímého směru pohybu do daného konečného bodu. Výsledek 100% znamená přímý směr a hodnoty menší než 100% znamenají výchylky od přímé trajektorie pohybu. Výsledek charakterizuje pohybovou koordinaci vyšetřovaného (Kolářová, 2012, p. 11; Neurocom system operator's manual, p. 8).

1.4.2 Povrchová polyelektromyografie

Povrchová polyelektromyografie (EMG) je experimentální vyšetřovací metoda, která má unikátní schopnost snímat bioelektrický signál z aktivity svalů. Tento signál umožňuje objektivní posouzení neuromuskulární činnosti zkoumaného vzorku. V současnosti je to velice snadná a neinvazivní metoda, při kterém může být testováno několik svalů najednou při přirozeném pohybu (Kolářová, 2012, p. 15; Krobot, Kolářová, 2011, pp. 5-7).

1.4.3 Berg Balance scale

Berg Balance Scale (BBS) je klinický test hodnotící riziko pádu. Tato škála hodnotí rovnováhu během různých balančních úkolů, které vyžadují participaci různých složek posturální kontroly. Škála se skládá ze 14 úkolů (transfer ze sedu do stoje, volný stoj bez opory minimálně 2 min, sed bez opory minimálně 2 min, transfer ze stoje do sedu, přesuny, stoj se zavřenýma očima 10 s, stoj o úzké bázi po dobu 1 min, dosahy před tělem s nataženými horními končetinami, zvedání předmětu ze země, otočit se a podívat se za ramenem, otočení o 360° na obě strany, položení dolní končetiny na schod, stoj v tandemu po dobu 30 s, stoj na jedné dolní končetině po dobu 10 s) (Yelnik, Bonan, 2008, p. 444). Za každý úkol je možné získat 0 – 4 body. Nula bodů znamená nejnižší funkční úroveň a čtyři body znamenají nejvyšší funkční úroveň. Konečný výsledek se rovná součtu dosažených bodů za jednotlivé úkoly. Maximální počet dosažených bodů je 56. Výsledek nad 40 bodů značí nízké riziko pádu, pod 40 bodů znamená střední riziko pádu a pod 20 bodů znamená vysoké riziko hrozícího pádu (Berg, 1992, pp. 7-11).

2 CÍLE A HYPOTÉZY

2.1 Cíl práce

Cílem diplomové práce je zjistit, zda existují rozdíly v posturální stabilitě během balančních reakcí u pacientů s poraněním ramenního pletence v porovnání se zdravou skupinou. Dále se posuzuje variabilita zapojení vybraných svalů ramenního pletence během prováděných balančních testů na posturografu.

2.2 Vědecké otázky a hypotézy diplomové práce

2.2.1 Vědecká otázka č. 1

Existuje rozdíl v kvalitě posturální stability u vybraných posturografických testů u experimentální skupiny s poraněním ramenního pletence v porovnání s kontrolní skupinou?

H₀1 Neexistuje statisticky významný rozdíl vybraného posturografického parametru reakční síly při ADT **toes up, toes down** u experimentální skupiny oproti kontrolní skupině.

H_A1 Existuje statisticky významný rozdíl vybraného posturografického parametru reakční síly při ADT **toes up, toes down** u experimentální skupiny oproti kontrolní skupině.

H₀2 Neexistuje statisticky významný rozdíl vybraného posturografického parametru **weight symmetry, latency, amplitude scaling, weight symmetry** při podtrhu dozadu i dopředu u experimentální skupiny oproti kontrolní skupině v testu MCT.

H_A2 Existuje statisticky významný rozdíl vybraného posturografického parametru **weight symmetry, latency, amplitude scaling, weight symmetry** při podtrhu dozadu i dopředu u experimentální skupiny oproti kontrolní skupině v testu MCT.

H₀3 Neexistuje statisticky významný rozdíl vybraného posturografického parametru **RT, MVL, EPE, MXE, DCL** v testu LOS u experimentální skupiny oproti kontrolní skupině.

H_A3 Existuje statisticky významný rozdíl vybraného posturografického parametru **RT, MVL, EPE, MXE, DCL** v testu LOS u experimentální skupiny oproti kontrolní skupině.

2.2.2 Vědecká otázka č. 2

Má poranění ramenního pletence vliv na svalovou aktivitu vybraných svalů u experimentální skupiny při balančních testech v porovnání s kontrolní skupinou?

H₀4 Neexistuje statisticky významný rozdíl ve svalové aktivitě vybraných svalů při posturografickém testu ADT při náklonu plošiny **dozadu** u experimentální skupiny oproti kontrolní skupině.

H_A4 Existuje statisticky významný rozdíl ve svalové aktivitě vybraných svalů při posturografickém testu ADT při náklonu plošiny **dozadu** u experimentální skupiny oproti kontrolní skupině.

H₀5 Neexistuje statisticky významný rozdíl ve svalové aktivitě vybraných svalů při posturografickém testu ADT při náklonu plošiny **dopředu** u experimentální skupiny oproti kontrolní skupině.

H_A5 Existuje statisticky významný rozdíl ve svalové aktivitě vybraných svalů při posturografickém testu ADT při náklonu plošiny **dopředu** u experimentální skupiny oproti kontrolní skupině.

H₀6 Neexistuje statisticky významný rozdíl ve svalové aktivitě vybraných svalů při posturografickém testu MCT při podtrhu **dozadu** u experimentální skupiny oproti kontrolní skupině.

H_A6 Existuje statisticky významný rozdíl ve svalové aktivitě vybraných svalů při posturografickém testu MCT při podtrhu **dozadu** u experimentální skupiny oproti kontrolní skupině.

H₀7 Neexistuje statisticky významný rozdíl ve svalové aktivitě vybraných svalů při posturografickém testu MCT při podtrhu **dopředu** u experimentální skupiny oproti kontrolní skupině.

H_A7 Existuje statisticky významný rozdíl ve svalové aktivitě vybraných svalů při posturografickém testu MCT při podtrhu **dopředu** u experimentální skupiny oproti kontrolní skupině.

H₀8 Neexistuje statisticky významný rozdíl ve svalové aktivitě vybraných svalů při posturografickém testu LOS u experimentální skupiny oproti kontrolní skupině.

H_A8 Existuje statisticky významný rozdíl ve svalové aktivitě vybraných svalů při posturografickém testu LOS u experimentální skupiny oproti kontrolní skupině.

2.2.3 Vědecká otázka č. 3

Ovlivní poranění ramenního pletence rovnovážné schopnosti jedince hodnoceným klinickým testem Berg Balance Scale?

H₀9 Neexistuje statisticky významný rozdíl ve **skóre BBS** u experimentální skupiny oproti kontrolní skupině.

H_A9 Existuje statisticky významný rozdíl ve **skóre BBS** u experimentální skupiny oproti kontrolní skupině.

3 METODIKA VÝZKUMU

3.1.1 Charakteristika sledovaného souboru

Do výzkumu bylo začleněno 24 probandů rozdělených do dvou skupin. Experimentální skupina zahrnovala 12 probandů s poraněním ramenního pletence. Druhá, kontrolní skupina obsahovala 12 probandů s vyloučením traumatologického poranění ramenního pletence či jiné významné postižení pohybového aparátu v osobní anamnéze.

Experimentální skupina

Experimentální skupinu tvořilo 12 probandů, z toho 7 mužů a 5 žen po lézi ramenního pletence různé etiologie absolvující standardní rehabilitační péči. Všichni pacienti byli pacienti Fakultní nemocnice Olomouc. Jejich věk se rozkládal od 22 do 56 let s průměrnou hodnotou 40,17 (SO \pm 13,31) let. Hodnota tělesné výšky činila od 158 do 185 cm, s průměrnou hodnotou 173,8 (SO \pm 8,14) cm. Hodnota tělesné váhy sahala od 52 do 110 kg, s průměrnou hodnotou 79,59 (SO \pm 17,1) kg. Všichni probandi experimentální skupiny uvedli svou preferovanou horní končetinu pravou. Z celkového souboru mělo 8 probandů postiženou preferovanou pravou horní končetinu a 4 levou horní končetinu. Z hlediska diagnóz 5 probandů utrpělo luxaci glenohumerálního kloubu, 4 probandi zlomeninu klavikuly a 3 probandi utrpěli zlomeninu velkého hrbolu.

Kontrolní skupina

Kontrolní skupinu tvořilo 12 probandů, z toho 7 mužů a 5 žen bez neurologického nebo traumatologického postižení ramenního pletence a jiných patologií. Jejich věk sahal od 23 do 57 let s průměrnou hodnotou 38,4 (SO \pm 12,2) let. Hodnota tělesné výšky činila od 158 do 192 cm, s průměrnou hodnotou 172,5 (SO \pm 9,8) cm. Hodnota tělesné váhy sahala od 59 do 98 kg, s průměrnou hodnotou 77,5 (SO \pm 13,3) kg. Soubor probandů byl zvolen tak, aby typově, konstitučně a věkově odpovídal experimentálnímu souboru. U 11 probandů kontrolní skupiny byla preferovaná pravostranná horní končetina, u 1 probanda byla preferovaná levostranná horní končetina.

3.1.2 Příprava měření a klinické vyšetření

Výzkumný soubor byl seznámen s průběhem měření a zároveň souhlasil s použitím získaných dat pro výzkumné účely diplomové práce. Všichni probandi podepsali informovaný souhlas (viz příloha č. 1, pp. 86-87) potvrzující dobrovolnou účast a souhlas s měřením. Všichni probandi byli srozuměni se skutečností, že mohou kdykoliv od experimentu odstoupit.

Před samotným měřením proběhlo vyšetření všech probandů dle vyšetřovacího protokolu (viz příloha č. 2, pp. 88-91). Vyšetření se skládalo z odběru anamnestických dat, kineziologického rozboru a klinického vyšetření rovnováhy dle Berg Balance scale. V kineziologickém rozboru byla vyšetřena pasivní a aktivní hybnost ramenního pletence, vyšetření funkčních testů ramene a orientační vyšetření svalového testu.

Pro zajištění standardních podmínek bylo před jednotlivými měřeními připraveno technické vybavení (posturograf, počítač, kamera se stativem, elektromyograf a propojení kamery i elektromyografu s počítačem).

3.1.3 Průběh měření

Měření probíhalo v Kineziologické laboratoři na oddělení rehabilitace Fakultní nemocnice v Olomouci v pracovní dny od 7.00 do 15.30. Průběh měření byl shodný u všech probandů.

K objektivnímu měření elektrické aktivity svalů byl použit šestnáctikanálový polyEMGpřístroj MyoSystem firmy Noraxon® se softwarem MyoResearch propojený s počítačem prostřednictvím TeleMyo PC Interface zařízení a synchronizovaný s videozáznamem. Byly testovány 4 svaly bilaterálně. Hodnocené svaly byly:

- m. trapezius pars descendens,
- m. deltoideus pars medialis,
- m. triceps brachii caput laterale,
- m. biceps brachii.

Před aplikací elektrod značky Kendall o velikosti 30 x 24 mm byla kůže očištěna abrazivní pastou, dále omyta vlhkým ručníkem a následně suchým ručníkem vytřena dosucha. Po přesné palpaci jednotlivých svalů v izometrické kontrakci byly nalepeny dvě elektrody vedle sebe paralelně s průběhem svalových vláken ve střední části svalového bříška. Zemnicí elektroda byla umístěna na processus acromion levé horní končetiny.

Snímač EMG záznamu s páskem byl umístěn kolem pasu probanda a připojeny svody na elektrody tak, aby vše souhlasilo se seznamem vyšetřovaných svalů v počítači. Správné umístění elektrod bylo ověřeno aktivací jednotlivých svalů. Poté bylo provedeno upevnění předzesilovačů zdravotnickou samolepící páskou pro eliminaci vzniku artefaktů. Před vlastním měřením byla provedena kalibrace signálu v klidném stoji a byla naměřena klidová hodnota svalové aktivity v klidném stoji.

Posturografické zhodnocení balančních reakcí bylo provedeno na statickém modulu Smart EquitestSystem od firmy NeuroCom. Probandi byli poučeni o průběhu testování a měli možnost zhlédnout krátké instruktážní video. Všichni testovaní absolvovali testy bez ponožek pro dosažení standardních podmínek a pro lepší přizpůsobení plosky k snímací plošině. Pro testování byly použity testy v pořadí Motor control test, Adaptation test, Limits of stability. Záznam z posturografu byl zesynchronizován s EMG pomocí vysílače, zachycen anténkou v EMG snímači a zaznamenán v EMG záznamu jako channel 19.

Všichni probandi se účastnili experimentu jedenkrát, celkové měření zabralo přibližně jednu hodinu. Během měření bylo snahou zajistit standardní podmínky pro všechny probandy (eliminace hluku, přítomnosti jiných osob, zajištění stejné pokojové teploty, stejné denní doby). Po skončení byla zálohována všechna naměřená data pro další zpracování.



Obr. 1 Posturograf firmy Neurocom®
(vlastní foto, 2015)



Obr. 2 Elektromyograf (vlastní foto, 2015)



Obr. 3 Doplňkové pomůcky (vlastní foto, 2015)

3.1.4 Vyhodnocení dat z posturografu

Výsledná data z měření na posturografu byla vyhodnocena z numerického reportu jednotlivých testů a zpracována do tabulek v Microsoft Office Excel 2007. Z dílčích dat hodnocených parametrů z testů ADT a MCT byly vypočteny aritmetické průměry. Tyto testy umožňují vypočítat aritmetické průměry, neboť jednotlivé podmínky (náklony a podtrhy plošiny) se několikrát opakují. Aritmetické průměry byly vypočteny zvlášť pro pravou a levou dolní končetinu. Během testování LOS nedochází k opakování jednotlivých podmínek (směrů), proto není možné počítat s aritmetickými průměry.

3.1.5 Zpracování a vyhodnocení PolyEMG záznamu

Změřený EMG signál byl zpracován pomocí systému MyoResearch XP Master Edition 1.08 a počítačového softwaru MyoVideo. Ke zpracování naměřených dat se používal výchozí surový EMG záznam, u kterého byla provedena jako první EKG redukce, rektifikace a následně RMS vyhlazení (velikost okna 50 ms). Pro vyhodnocení signálu byl použit Average activation report, konkrétně Standard EMG Analysis. Hodnocené úseky byly označeny jednotlivými markery. Naměřené hodnoty vybraných úseků EMG záznamu byly převedeny do číselných dat a následně zpracovány a uloženy ve formátu Microsoft Office Excel 2007 ke statistickému zpracování.

3.1.6 Statistické zpracování získaných dat

Výsledné hodnoty měřených parametrů byly zpracovány v Microsoft Office Excel 2007 a následně ve statistickém softwaru Statistica12 - StatSoft. Naměřené hodnoty pro statistické zpracování jsou uvedeny v přílohách č. 3, 4, 5 na straně 92-96.

Při statistické analýze výsledků jsme použili metody deskriptivní a induktivní statistiky. Metody deskriptivní statistiky nám především umožňují výpočet potřebných ukazatelů. Metody induktivní statistiky využívají popis statistického souboru a vytváří závěry, které se týkají ověřování formulovaných hypotéz. Výsledky byly prezentovány formou tabulek, box grafů a slovním výkladem. Platnost všech stanovených hypotéz (H_01-H_09) byla ověřena pomocí neparametrického Mann-Whitney-U testu, který porovnává dvě na sobě nezávislé skupiny. Zvolený test byl prováděn na hladině signifikance 0,05.

4 VÝSLEDKY

4.1 Výsledky k vědecké otázce č. 1

Existuje rozdíl v kvalitě posturální stability u vybraných posturografických testů u experimentální skupiny s poraněním ramenního pletence v porovnání s kontrolní skupinou?

Vědecká otázka byla řešena šesti hypotézami (H_01 a H_{A1} , H_02 a H_{A2} , H_03 a H_{A3}).

VÝSLEDKY K HYPOTÉZÁM H_01 a H_{A1}

H_01 Neexistuje statisticky významný rozdíl vybraného posturografického parametru reakční síly při ADT **toes up, toes down** u experimentální skupiny oproti kontrolní skupině.“

H_{A1} Existuje statisticky významný rozdíl vybraného posturografického parametru reakční síly při ADT **toes up, toes down** u experimentální skupiny oproti kontrolní skupině.

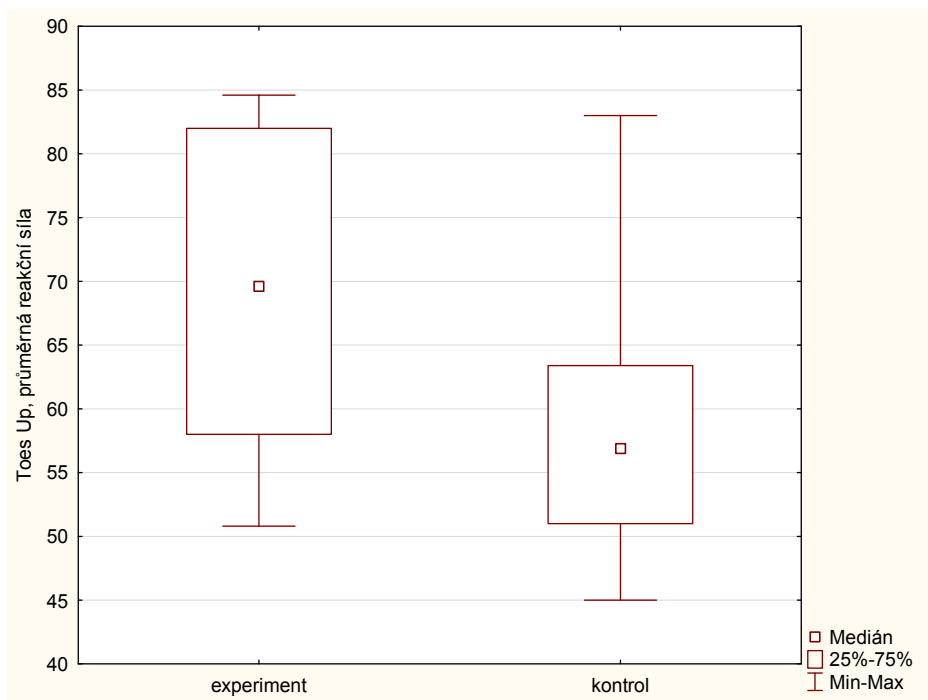
Platnost hypotéz H_01 a H_{A1} byla ověřena pomocí neparametrické metody Mann-Whitney-U testem. Testy byly provedeny na hladině signifikance 0,05.

Hypotézu H_01 lze **zamítnout** pro oba zkoumané posturografické parametry (Toes Up a Toes Down) ve prospěch alternativní hypotézy. U experimentální skupiny je zvýšená silová odpověď na rotaci silové plošiny v obou směrech. Výsledky obou parametrů jsou statisticky významné ($p \leq 0,05$). Výsledky popisné statistiky a induktivní statistiky Mann-Whitney-U testu pro hypotézu H_01 jsou uvedeny v tabulce 1 a obrázcích 4 a 5 na straně 45.

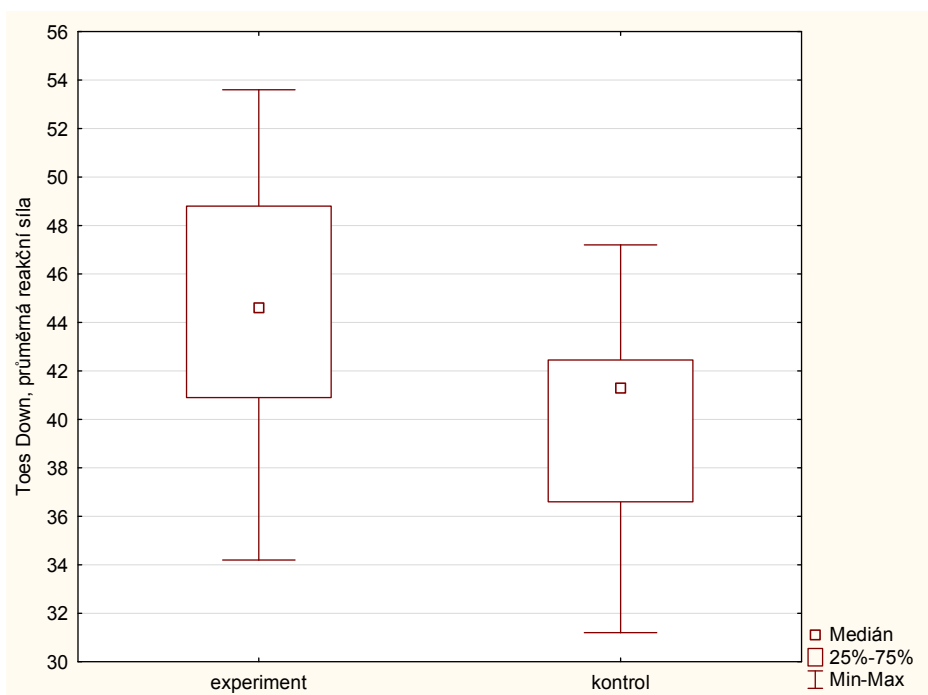
Tabulka 1: Popisná a induktivní statistika pro průměrné hodnoty parametru reakční síly ADT testu u experimentální a kontrolní skupiny

	Experimentální skupina (n = 12)				Kontrolní skupina (n = 12)				p hodnota
	Prům	Med	Min	Max	Prům	Med	Min	Max	
Toes Up	68,97	69,60	50,80	84,60	58,18	56,90	45,00	83,00	0,046292
Toes Down	44,47	44,60	34,20	53,60	39,97	41,30	31,20	47,20	0,046245

Legenda k tabulce 1: ADT – adaptation stest, Prům – průměr, Med – medián, Min – minimum, Max – maximum, p hodnota – dosažená hladina statistické významnosti příslušného testu.



Obr. 4 Průměrné hodnoty reakční síly Toes Up při testu ADT



Obr. 5 Průměrné hodnoty reakční síly Toes Down při testu ADT

VÝSLEDKY K HYPOTÉZÁM H₀₂ a H_{A2}

H₀₂ Neexistuje statisticky významný rozdíl vybraného posturografického parametru **weight symmetry, latency, amplitude scaling, strenght symmetry** při podtrhu dozadu i dopředu u experimentální skupiny oproti kontrolní skupině v testu MCT.

H_{A2} Existuje statisticky významný rozdíl vybraného posturografického parametru **weight symmetry, latency, amplitude scaling, weight symmetry** při podtrhu dozadu i dopředu u experimentální skupiny oproti kontrolní skupině v testu MCT.

Platnost hypotéz H₀₂ a H_{A2} byla ověřena pomocí neparametrické metody Mann-Whitney testem. Testy byly provedeny na hladině signifikance 0,05.

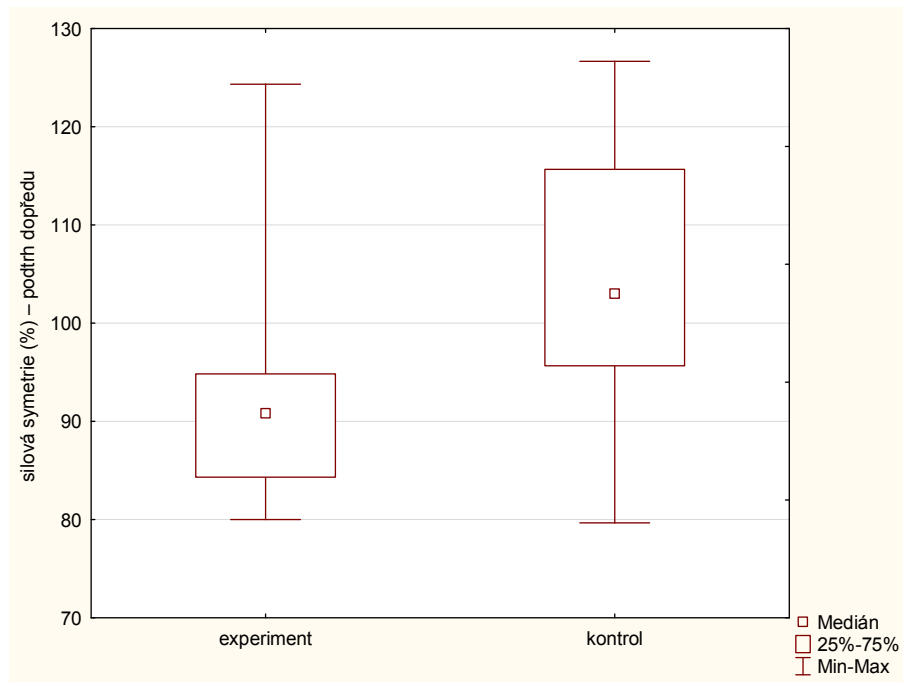
Hypotézu H₀₂ lze **zamítnout** pro parametr strenght symmetry při podtrhu plošiny dopředu ve prospěch alternativní hypotézy. U experimentální skupiny je větší silová odpověď na podtrh silové plošiny dopředu pro levou dolní končetinu. U kontrolní skupiny je větší silová odpověď na podtrh silové plošiny dopředu pro pravou dolní končetinu. Výsledky obou parametrů jsou statisticky významné ($p \leq 0,05$). Výsledky popisné statistiky a induktivní statistiky Mann-Whitney U testu pro hypotézu H₀₂ jsou uvedeny v tabulce 2 a obrázku 6 na straně 47.

Tabulka 2: Popisná a induktivní statistika pro průměrné hodnoty parametru weight symmetry, latency, amplitude scaling, strenght symmetry testu MCL u experimentální a kontrolní skupiny

	Experimentální skupina (n = 12)				Kontrolní skupina (n = 12)				p hodnota
	Prům	Med	Min	Max	Prům	Med	Min	Max	
WS B, %	96,33	95,16	90,00	109,67	98,19	98,83	91,00	106,00	0,285477
WS F, %	95,47	96,17	89,00	104,00	96,95	96,17	85,33	109,67	0,644168
Lat Left B, ms	124,36	133,33	123,33	153,33	131,39	133,33	113,33	143,33	0,772830
Lat Left F, ms	135,83	133,33	110,00	170,00	129,19	126,67	116,64	143,33	0,214495
Lat Right B, ms	133,61	135,00	110,00	153,33	130,28	131,66	113,33	143,33	0,603332
Lat Right F, ms	136,67	136,67	113,33	156,67	132,78	133,34	110,00	156,67	0,544371
AS Left B	6,42	5,67	3,00	15,00	6,75	6,33	2,00	12,00	0,976970
AS Left F	7,81	7,84	3,33	12,67	6,72	6,50	2,00	13,67	0,298698
AS Right B	5,61	5,00	3,00	12,67	6,19	6,00	3,00	13,00	0,665006
AS Right F	6,36	6,34	3,33	9,33	6,78	6,50	3,00	11,67	0,885234
SS B, %	94,61	89,50	67,33	128,00	96,81	95,50	75,00	121,33	0,583361
SS F, %	92,86	90,84	80,00	124,33	104,09	103,00	79,67	126,67	0,037668

Legenda k tabulce 2: Prům – průměr, Med – medián, Min – minimum, Max – maximum, p hodnota – dosažená hladina statistické významnosti příslušného testu, left – levý, right – pravý, B – backward

(dozadu), F – forward (dopředu), WS – weight symmetry, Lat – latency, AS – amplitude scaling, SS – strength symmetry, % – procenta, ms – milisekunda.



Obř. 6 Průměrné hodnoty parametru Strength symmetry při podtrhu dopředu při testu MCT

VÝSLEDKY K HYPOTÉZÁM H_{03} a H_{A3}

H_{03} Neexistuje statisticky významný rozdíl vybraného posturografického parametru **RT (reaction time)**, **MVL (movement velocity)**, **EPE (endpoint excursion)**, **MXE (maximum excursion)**, **DCL (directional control)** v testu LOS u experimentální skupiny oproti kontrolní skupině.

H_{A3} Existuje statisticky významný rozdíl vybraného posturografického parametru **RT (reaction time)**, **MVL (movement velocity)**, **EPE (endpoint excursion)**, **MXE (maximum excursion)**, **DCL (directional control)** v testu LOS u experimentální skupiny oproti kontrolní skupině.

Platnost hypotéz H_{03} a H_{A3} byla ověřena pomocí neparametrické metody Mann-Whitney-U testem. Testy byly provedeny na hladině signifikance 0,05.

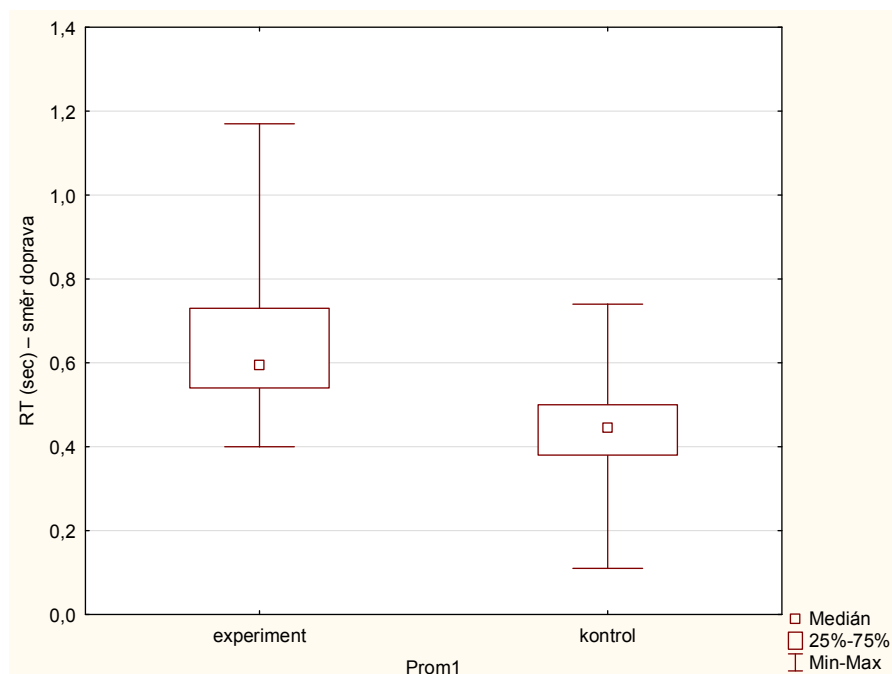
Hypotézu H_{03} lze **zamítnout** pro parametr RT ve směru 3 (doprava), pro parametr EPE také ve směru 3 (doprava), pro parametr MVL ve směru 3 (doprava) a pro DCL ve směru 6 (dozadu doleva) ve prospěch alternativní hypotézy. Výsledky všech těchto parametrů jsou statisticky významné ($p \leq 0,05$). Statisticky významné výsledky jsou

zvýrazněny tučným písmem. Výsledky popisné statistiky a induktivní statistiky Mann-Whitney-U testu pro hypotézu H_03 jsou uvedeny v tabulkách 3, 4, 5, 6, 7 a obrázcích 7, 8, 9, 10 na stranách 48-52.

Tabulka 3: Popisná a induktivní statistika pro parametr RT testu LOS u experimentální a kontrolní skupiny

RT, sec	Experimentální skupina (n = 12)				Kontrolní skupina (n = 12)				p hodnota
	Prům	Med	Min	Max	Prům	Med	Min	Max	
1	1,03	0,99	0,53	1,70	0,85	0,82	0,08	1,67	0,214495
2	0,61	0,61	0,39	0,85	0,52	0,51	0,42	0,70	0,112352
3	0,66	0,59	0,40	1,17	0,44	0,45	0,11	0,74	0,003235
4	0,48	0,51	0,33	0,64	0,48	0,42	0,29	0,77	0,544371
5	0,64	0,53	0,40	1,13	0,45	0,43	0,08	0,72	0,064673
6	0,66	0,64	0,37	1,17	0,59	0,45	0,19	1,54	0,452921
7	0,62	0,55	0,32	1,30	0,59	0,49	0,34	1,34	0,772830
8	0,55	0,55	0,33	1,03	0,55	0,52	0,44	0,96	0,953960

Legenda k tabulce 3: Prům – průměr, Med – medián, Min – minimum, Max – maximum, p hodnota – dosažená hladina statistické významnosti příslušného testu, RT – reaction time, sec – sekundy, 1 – směr dopředu, 2 – směr dopředu doprava, 3 – směr doprava, 4 – směr dozadu doprava, 5 – směr dozadu, 6 – směr dozadu doleva, 7 – směr doleva, 8 – směr dopředu doleva.



Obr. 7 Hodnoty parametru RT pro podmínku 3 (směr doprava) testu LOS

Tabulka 4: Popisná a induktivní statistika pro parametr MVL testu LOS u experimentální a kontrolní skupiny

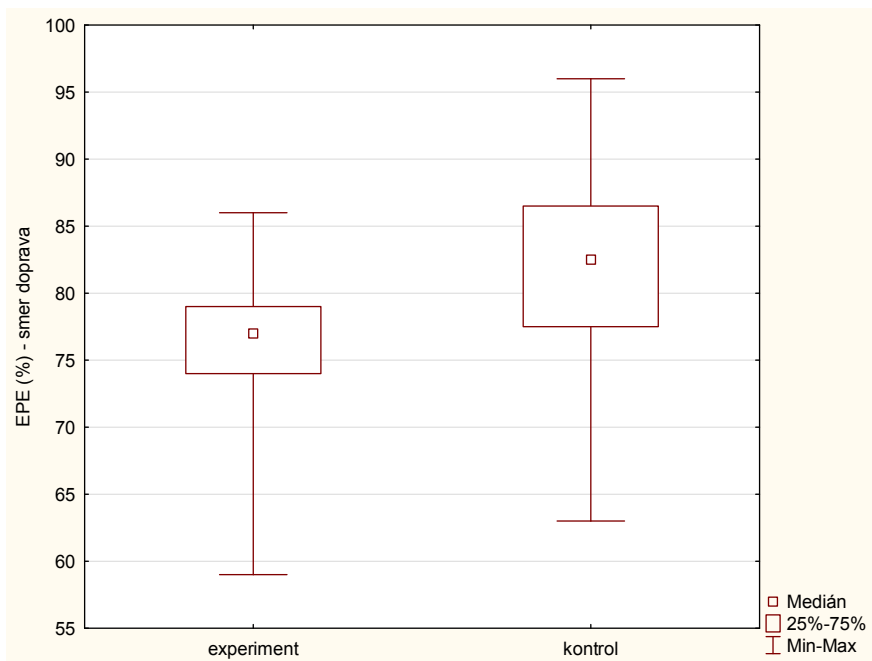
MVL, %/s	Experimentální skupina (n = 12)				Kontrolní skupina (n = 12)				p hodnota
	Prům	Med	Min	Max	Prům	Med	Min	Max	
1	4,50	4,60	2,60	6,20	4,18	3,75	2,50	7,10	0,452921
2	4,79	4,95	2,30	6,90	5,95	5,10	2,30	10,60	0,506721
3	6,02	5,90	2,70	9,20	5,62	5,10	4,00	11,60	0,470487
4	6,19	5,45	4,10	11,80	5,67	4,85	2,30	11,40	0,402504
5	3,28	3,10	2,30	5,50	4,08	4,10	2,60	6,00	0,083265
6	5,56	5,10	4,70	8,90	5,34	4,85	3,00	8,80	0,544371
7	6,91	6,35	3,60	12,80	5,57	5,05	2,80	12,20	0,148916
8	6,57	5,60	3,50	10,10	5,55	4,70	3,70	9,20	0,165858

Legenda k tabulce 4: Prům – průměr, Med – medián, Min – minimum, Max – maximum, p hodnota – dosažená hladina statistické významnosti příslušného testu, MVL – movement velocity, %/s – stupně za sekundu, 1 – směr dopředu, 2 – směr dopředu doprava, 3 – směr doprava, 4 – směr dozadu doprava, 5 – směr dozadu, 6 – směr dozadu doleva, 7 – směr doleva, 8 – směr dopředu doleva.

Tabulka 5: Popisná a induktivní statistika pro parametr EPE testu LOS u experimentální a kontrolní skupiny

EPE, %	Experimentální skupina (n = 12)				Kontrolní skupina (n = 12)				p hodnota
	Prům	Med	Min	Max	Prům	Med	Min	Max	
1	59,25	66,00	18,00	87,00	61,00	62,50	29,00	82,00	0,953960
2	74,58	73,00	52,00	93,00	78,75	80,50	54,00	109,00	0,470487
3	75,25	77,00	59,00	86,00	82,00	82,50	63,00	96,00	0,040405
4	83,75	84,50	35,00	110,00	92,83	95,00	69,00	117,00	0,326349
5	69,25	67,00	50,00	91,00	71,50	71,50	59,00	96,00	0,603332
6	78,50	76,50	30,00	112,00	95,75	96,00	70,00	113,00	0,105970
7	85,00	87,00	71,00	97,00	81,83	81,00	50,00	98,00	0,470487
8	81,00	80,50	70,00	99,00	79,00	75,50	52,00	110,00	0,644168

Legenda k tabulce 5: Prům – průměr, Med – medián, Min – minimum, Max – maximum, p hodnota – dosažená hladina statistické významnosti příslušného testu, EPE – endpoint excursion, % – procenta, 1 – směr dopředu, 2 – směr dopředu doprava, 3 – směr doprava, 4 – směr dozadu doprava, 5 – směr dozadu, 6 – směr dozadu doleva, 7 – směr doleva, 8 – směr dopředu doleva.

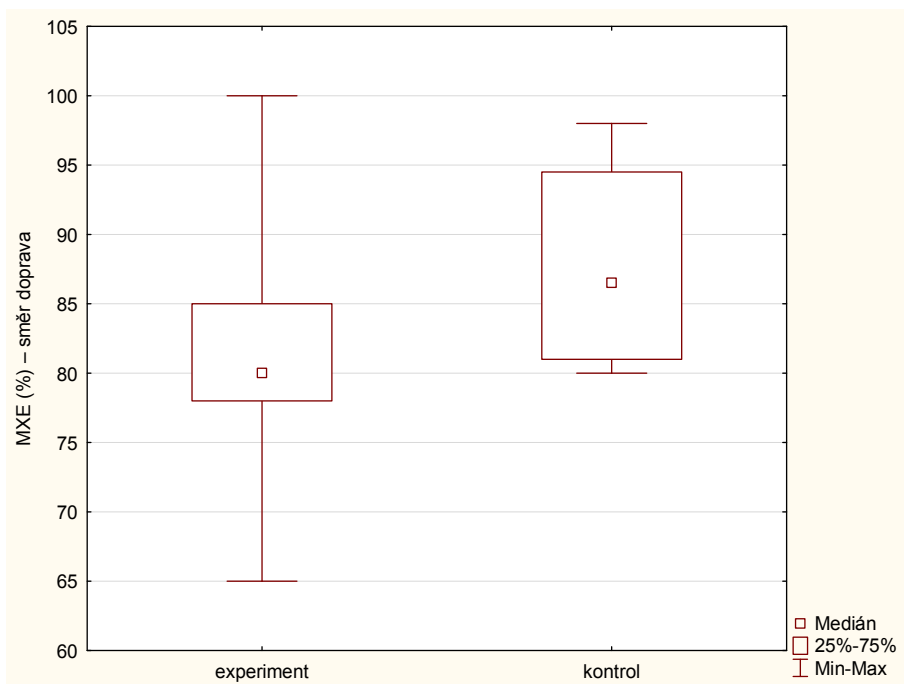


Obr. 8 Hodnoty parametru EPE pro podmínku 3 (směr doprava) testu LOS

Tabulka 6: Popisná a induktivní statistika pro parametr MXE testu LOS u experimentální a kontrolní skupiny

MXE, %	Experimentální skupina (n = 12)				Kontrolní skupina (n = 12)				p hodnota
	Prům	Med	Min	Max	Prům	Med	Min	Max	
1	76,58	79,50	61,00	90,00	79,75	81,00	62,00	96,00	0,525373
2	80,42	82,50	59,00	93,00	85,00	85,00	54,00	109,00	0,544371
3	80,83	80,00	65,00	100,00	87,92	86,50	80,00	98,00	0,037668
4	96,67	96,00	82,00	110,00	97,25	100,00	80,00	117,00	0,729035
5	81,67	82,00	62,00	98,00	86,17	87,00	73,00	96,00	0,312322
6	100,33	100,50	79,00	118,00	102,33	101,50	86,00	120,00	0,750832
7	90,00	92,00	76,00	97,00	87,75	90,00	76,00	98,00	0,285477
8	87,42	86,00	71,00	102,00	84,92	85,50	58,00	110,00	0,644168

Legenda k tabulce 6: Prům – průměr, Med – medián, Min – minimum, Max – maximum, p hodnota – dosažená hladina statistické významnosti příslušného testu, MXE – maximum excursion, % – procenta, 1 – směr dopředu, 2 – směr dopředu doprava, 3 – směr doprava, 4 – směr dozadu doprava, 5 – směr dozadu, 6 – směr dozadu doleva, 7 – směr doleva, 8 – směr dopředu doleva.

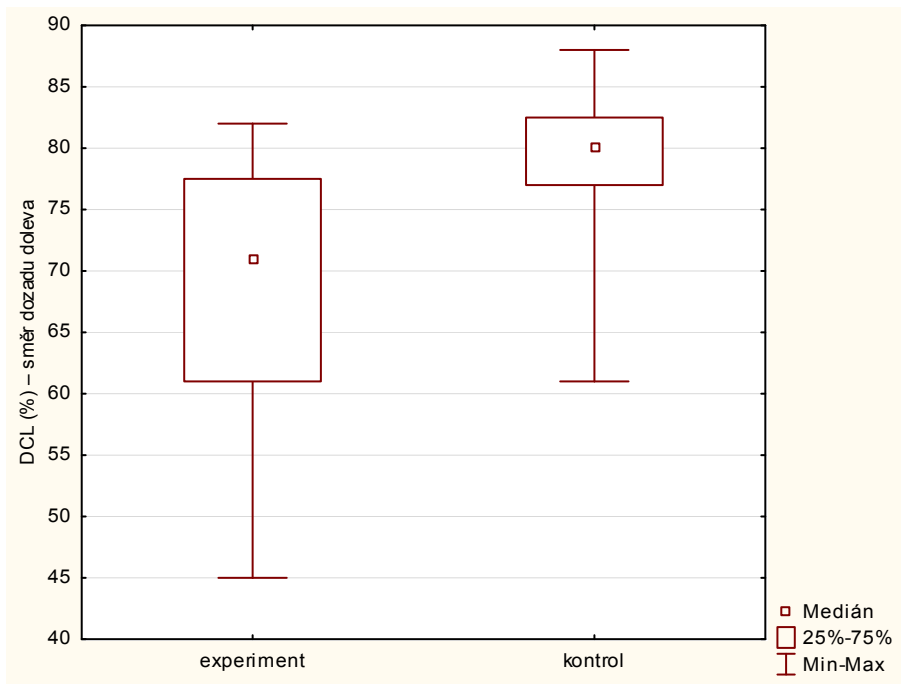


Obr. 9 Hodnoty parametru MXE pro podmínku 3 (směř doprava) testu LOS

Tabulka 7: Popisná a induktivní statistika pro parametr DCL testu LOS u experimentální a kontrolní skupiny

DCL, %	Experimentální skupina (n = 12)				Kontrolní skupina (n = 12)				p hodnota
	Prům	Med	Min	Max	Prům	Med	Min	Max	
1	89,67	89,00	82,00	96,00	85,25	86,00	72,00	97,00	0,126023
2	76,33	77,50	58,00	93,00	75,83	80,00	57,00	90,00	0,908073
3	84,92	85,00	70,00	95,00	86,75	86,50	76,00	96,00	0,452921
4	72,58	75,00	42,00	84,00	73,75	76,00	57,00	84,00	0,817361
5	71,83	77,50	18,00	88,00	75,17	78,00	50,00	87,00	0,953960
6	68,42	71,00	45,00	82,00	78,58	80,00	61,00	88,00	0,032664
7	85,08	86,50	70,00	93,00	88,17	90,00	82,00	93,00	0,644168
8	75,08	79,50	58,00	86,00	73,08	72,50	49,00	94,00	0,750832

Legenda k tabulce 7: Prům – průměr, Med – medián, Min – minimum, Max – maximum, p hodnota – dosažená hladina statistické významnosti příslušného testu, DCL – directional control, % – procenta, 1 – směř dopředu, 2 – směř dopředu doprava, 3 – směř doprava, 4 – směř dozadu doprava, 5 – směř dozadu, 6 – směř dozadu doleva, 7 – směř doleva, 8 – směř dopředu doleva.



Obr. 10 Hodnoty parametru DCL pro podmínku 6 (směr dozadu doleva) testu LOS

4.2 Výsledky k vědecké otázce č. 2

Má poranění ramenního pletence vliv na svalovou aktivitu vybraných svalů u experimentální skupiny při balančních testech v porovnání s kontrolní skupinou?

Vědecká otázka byla řešena deseti hypotézami (H_{04} a H_{A4} , H_{05} a H_{A5} , H_{06} a H_{A6} , H_{07} a H_{A7} , H_{08} a H_{A8}).

VÝSLEDKY K HYPOTÉZÁM H_{04} a H_{A4}

H_{04} Neexistuje statisticky významný rozdíl ve svalové aktivitě vybraných svalů při posturografickém testu ADT při náklonu plošiny **dozadu** u experimentální skupiny oproti kontrolní skupině.

H_{A4} Existuje statisticky významný rozdíl ve svalové aktivitě vybraných svalů při posturografickém testu ADT při náklonu plošiny **dozadu** u experimentální skupiny oproti kontrolní skupině.

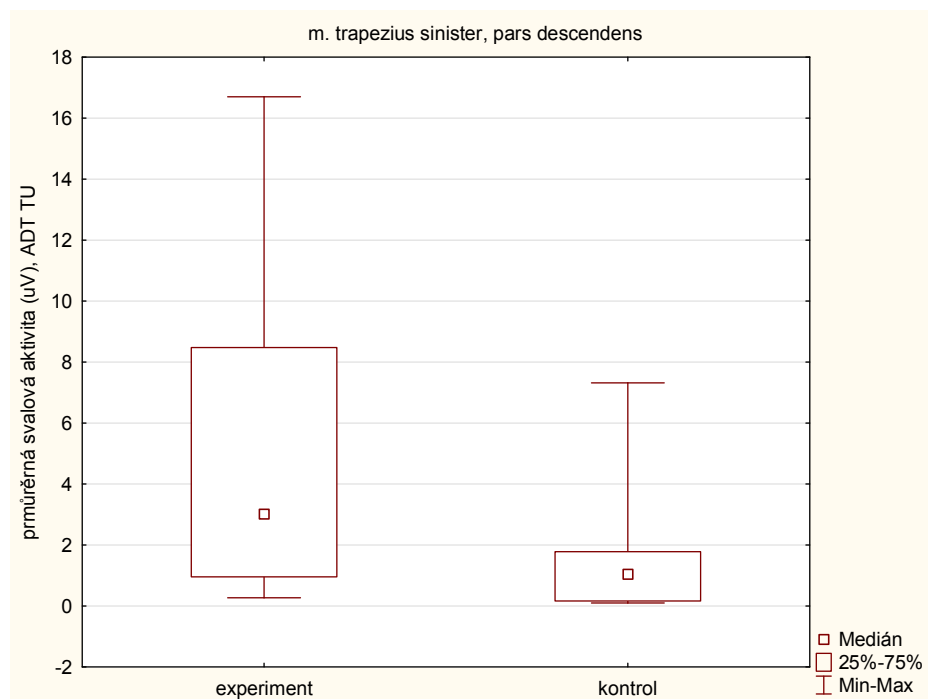
Platnost hypotéz H_{04} a H_{A4} byla ověřena pomocí neparametrické metody Mann-Whitney-U testem. Testy byly provedeny na hladině signifikance 0,05.

Hypotézu H_{04} lze **zamítnout** pro dva svaly: m. trapezius sinister et dexter, pars descendens, při prováděném testu ADT při náklonu plošiny dozadu, ve prospěch alternativní hypotézy. U experimentální skupiny je zvýšená průměrná svalová aktivita u těchto dvou svalů. Výsledky obou parametrů jsou statisticky významné ($p \leq 0,05$). Výsledky popisné statistiky a induktivní statistiky Mann-Whitney-U testu pro hypotézu H_{04} jsou uvedeny v tabulce 8 a obrázcích 11 a 12 na straně 54 a 55.

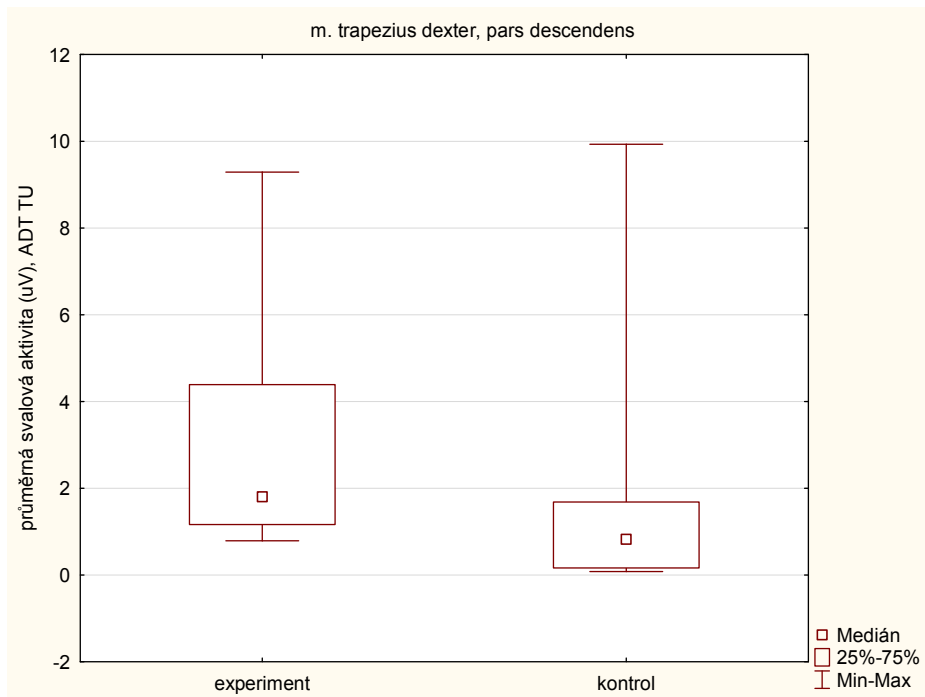
Tabulka 8: Popisná a induktivní statistika pro parametr průměrné svalové aktivity během provádění testu ADT náklon dozadu u experimentální a kontrolní skupiny

ADT TU	Experimentální skupina (n = 12)				Kontrolní skupina (n = 12)				p hodnota
	Prům	Med	Min	Max	Prům	Med	Min	Max	
LT UPPE TRAP, uV	5,56	3,02	0,27	16,70	1,56	1,05	0,10	7,32	0,040405
RT UPPE TRAP, uV	3,05	1,81	0,79	9,29	1,80	0,83	0,08	9,93	0,040406
LT MID DEL, uV	2,21	0,93	0,06	16,34	2,02	1,56	0,08	5,12	0,184210
RT MID DEL, uV	2,72	1,38	0,31	16,14	1,95	1,43	0,02	6,13	1,000000
LT LAT TB, uV	1,37	0,78	0,03	8,49	0,79	0,69	0,01	2,67	0,817361
RT LAT TB, uV	1,39	0,76	0,14	7,77	0,91	0,89	0,04	2,55	0,707454
LT BB, uV	1,02	0,61	0,03	4,29	0,84	0,72	0,01	3,33	0,930988
RT BB, uV	1,31	0,75	0,08	7,26	0,68	0,58	0,08	1,72	0,544371

Legenda k tabulce 8: Prům – průměr, Med – medián, Min – minimum, Max – maximum, p hodnota – dosažená hladina statistické významnosti příslušného testu, LT UPPE TRAP – m. trapezius, sinister, pars descendens, RT UPPE TRAP – m. trapezius dexter pars descendens, LT MID DEL – m. deltoideus, sinister, pars medialis, LT MID DEL – m. deltoideus, dexter, pars medialis, LT LAT TB – m. triceps brachii, sinister, caput laterale, RT LAT TB – m. triceps brachii, dexter, caput laterale, LT BB – m. biceps brachii, sinister, RT BB – m. biceps brachii, dexter.



Obr. 11 Hodnoty parametru průměrné svalové aktivity m. trapezius sinister pars descendens při ADT TU



Obr. 12 Hodnoty parametru průměrné svalové aktivity m. trapezius dexter pars descendens při ADT TU

VÝSLEDKY K HYPOTÉZÁM H_{05} a H_{A5}

H_{05} Neexistuje statisticky významný rozdíl ve svalové aktivitě vybraných svalů při posturografickém testu ADT při náklonu plošiny **dopředu** u experimentální skupiny oproti kontrolní skupině.

H_{A5} Existuje statisticky významný rozdíl ve svalové aktivitě vybraných svalů při posturografickém testu ADT při náklonu plošiny **dopředu** u experimentální skupiny oproti kontrolní skupině.

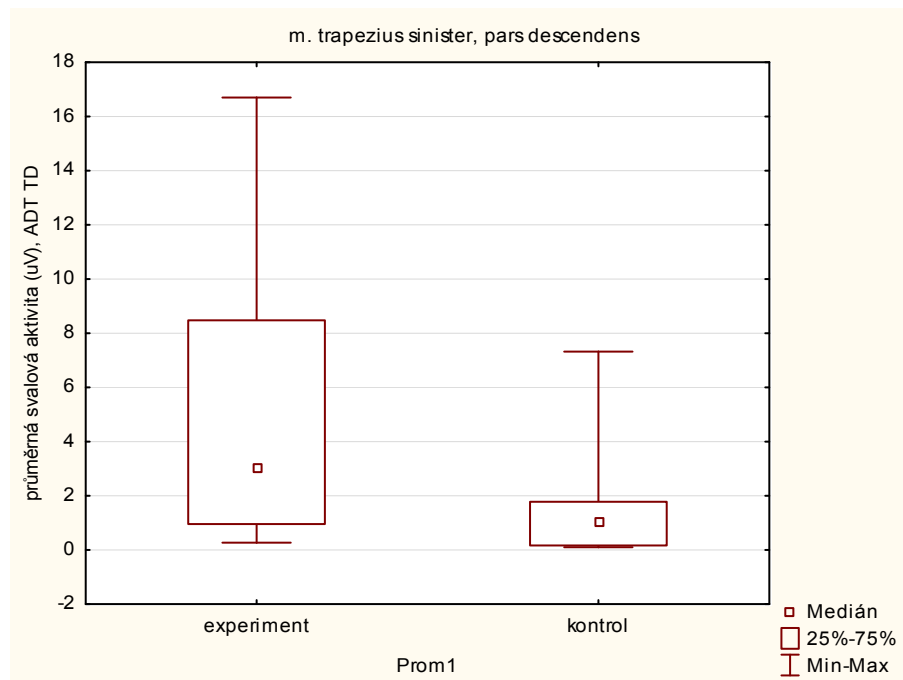
Platnost hypotéz H_{05} a H_{A5} byla ověřena pomocí neparametrické metody Mann-Whitney-U testem. Testy byly provedeny na hladině signifikance 0,05.

Hypotézu H_{05} lze **zamítnout** pro dva svaly: m. trapezius sinister, pars descendens a m. biceps brachii dexter, při prováděném testu ADT při náklonu plošiny dopředu, ve prospěch alternativní hypotézy. U experimentální skupiny je zvýšená průměrná svalová aktivita u těchto dvou svalů. Výsledky obou parametrů jsou statisticky významné ($p \leq 0,05$). Výsledky popisné statistiky a induktivní statistiky Mann-Whitney-U testu pro hypotézu H_{05} jsou uvedeny v tabulce 9 a obrázcích 13 a 14 na straně 56 a 57.

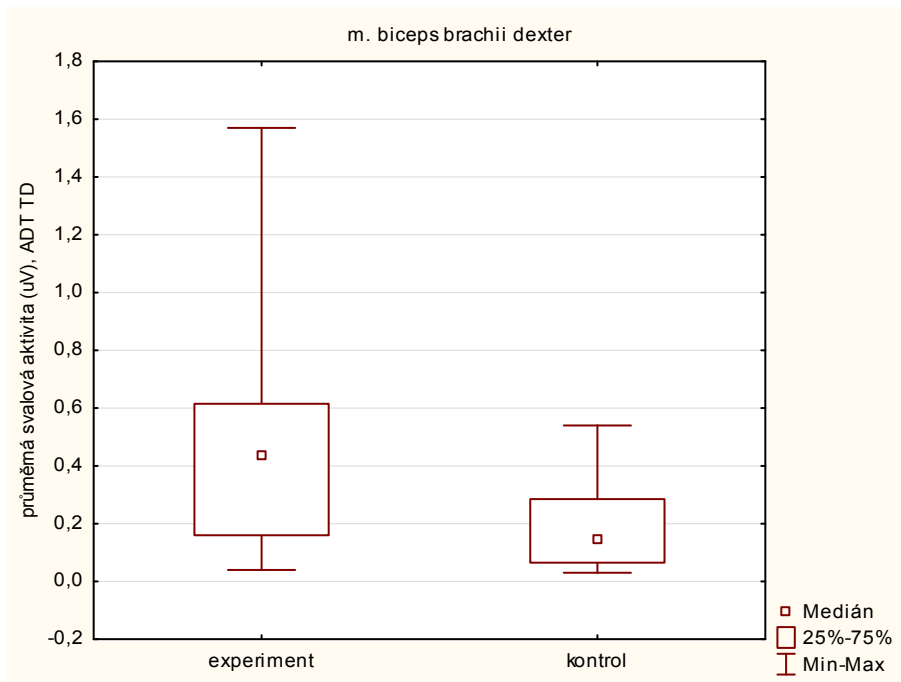
Tabulka 9: Popisná a induktivní statistika pro parametr průměrné svalové aktivity během provádění testu ADT náklon dopředu u experimentální a kontrolní skupiny

ADT TD	Experimentální skupina (n = 12)				Kontrolní skupina (n = 12)				p hodnota
	Prům	Med	Min	Max	Prům	Med	Min	Max	
LT UPPER TRAP, uV	2,73	1,39	0,10	10,89	0,78	0,44	0,09	3,16	0,022577
RT UPPER TRAP, uV	1,52	1,01	0,07	4,98	0,73	0,49	0,11	2,93	0,312322
LT MID DEL, uV	0,43	0,34	0,02	1,08	1,01	0,29	0,06	5,35	0,930988
RT MID DEL, uV	0,69	0,65	0,08	1,48	0,70	0,24	0,01	5,77	0,148916
LT LAT TB, uV	0,47	0,29	0,01	1,28	0,37	0,28	0,01	1,15	0,470487
RT LAT TB, uV	0,45	0,29	0,01	1,76	0,30	0,16	0,04	0,97	0,402504
LT BB, uV	0,42	0,27	0,02	1,56	0,35	0,27	0,02	1,50	0,729035
RT BB, uV	0,48	0,44	0,04	1,57	0,19	0,15	0,03	0,54	0,040405

Legenda k tabulce 9: Prům – průměr, Med – medián, Min – minimum, Max – maximum, p hodnota – dosažená hladina statistické významnosti příslušného testu, LT UPPE TRAP – m. trapezius, sinister, pars descendens, RT UPPE TRAP – m. trapezius dexter pars descendens, LT MID DEL – m. deltoideus, sinister, pars medialis, LT MID DEL – m. deltoideus, dexter, pars medialis, LT LAT TB – m. triceps brachii, sinister, caput laterale, RT LAT TB – m. triceps brachii, dexter, caput laterale, LT BB – m. biceps brachii, sinister, RT BB – m. biceps brachii, dexter.



Obr. 13 Hodnoty parametru průměrné svalové aktivity m. trapezius sinister pars descendens při ADT TD



Obr. 14 Hodnoty parametru průměrné svalové aktivity m. biceps brachii dexter při ADT TD

VÝSLEDKY K HYPOTÉZÁM H₀₆ a H_{A6}

H₀₆ Neexistuje statisticky významný rozdíl ve svalové aktivitě vybraných svalů při posturografickém testu MCT při podtrhu **dozadu** u experimentální skupiny oproti kontrolní skupině.

H_{A6} Existuje statisticky významný rozdíl ve svalové aktivitě vybraných svalů při posturografickém testu MCT při podtrhu **dozadu** u experimentální skupiny oproti kontrolní skupině.

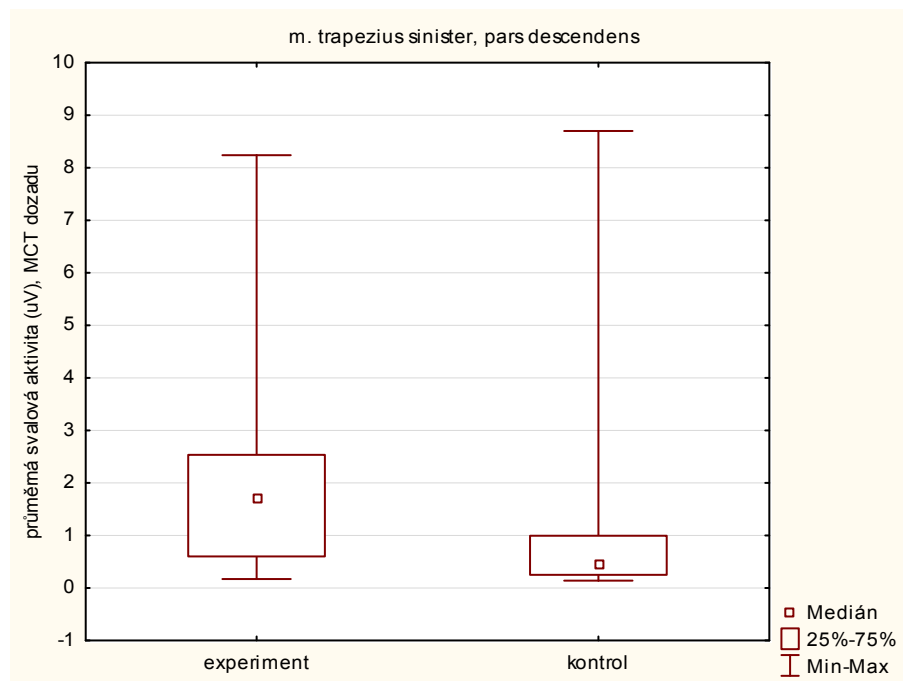
Platnost hypotéz H₀₆ a H_{A6} byla ověřena pomocí neparametrické metody Mann-Whitney-U testem. Testy byly provedeny na hladině signifikance 0,05.

Hypotézu H₀₆ lze **zamítnout** pro jeden sval: m. trapezius sinister pars descendens při prováděném testu MCT při podtrhu plošiny dozadu ve prospěch alternativní hypotézy. U experimentální skupiny je zvýšená průměrná svalová aktivita u tohoto svalu. Výsledek parametru je statisticky významný ($p \leq 0,05$). Výsledky popisné statistiky a induktivní statistiky Mann-Whitney-U testu pro hypotézu H₀₆ jsou uvedeny v tabulce 10 a obrázku 15 na straně 58.

Tabulka 10: Popisná a induktivní statistika pro parametr průměrné svalové aktivity během provádění testu MCT podtrh dozadu u experimentální a kontrolní skupiny

MCT B	Experimentální skupina (n = 12)				Kontrolní skupina (n = 12)				p hodnota
	Prům	Med	Min	Max	Prům	Med	Min	Max	
LT UPPER TRAP, uV	2,32	1,72	0,17	8,24	1,24	0,45	0,14	8,70	0,028241
RT UPPER TRAP, uV	1,23	0,91	0,12	4,22	1,12	0,40	0,01	8,42	0,157214
LT MID DEL, uV	0,63	0,31	0,08	3,07	0,69	0,35	0,01	4,29	0,729035
RT MID DEL, uV	0,73	0,52	0,10	3,17	0,88	0,29	0,02	4,22	0,386477
LT LAT TB, uV	0,54	0,28	0,070	2,06	0,39	0,41	0,12	1,07	0,885234
RT LAT TB, uV	0,59	0,33	0,04	2,84	0,69	0,17	0,04	4,05	0,326349
LT BB, uV	0,47	0,38	0,05	2,05	0,39	0,30	0,07	0,92	0,908073
RT BB, uV	0,49	0,24	0,01	1,94	0,37	0,29	0,030	1,38	0,707454

Legenda k tabulce 10: Prům – průměr, Med – medián, Min – minimum, Max – maximum, p hodnota – dosažená hladina statistické významnosti příslušného testu, LT UPPE TRAP – m. trapezius, sinister, pars descendens, RT UPPE TRAP – m. trapezius dexter pars descendens, LT MID DEL – m. deltoideus, sinister, pars medialis, LT MID DEL – m. deltoideus, dexter, pars medialis, LT LAT TB – m. triceps brachii, sinister, caput laterale, RT LAT TB – m. triceps brachii, dexter, caput laterale, LT BB – m. biceps brachii, sinister, RT BB – m. biceps brachii, dexter.



Obr. 15 Hodnoty parametru průměrné svalové aktivity m. trapezius sinister pars descendens při MCT podtrh dozadu

VÝSLEDKY K HYPOTÉZÁM H_07 a H_{A7}

H_07 Neexistuje statisticky významný rozdíl ve svalové aktivitě vybraných svalů při posturografickém testu MCT při podtrhu **dopředu** u experimentální skupiny oproti kontrolní skupině.

H_{A7} Existuje statisticky významný rozdíl ve svalové aktivitě vybraných svalů při posturografickém testu MCT při podtrhu **dopředu** u experimentální skupiny oproti kontrolní skupině.

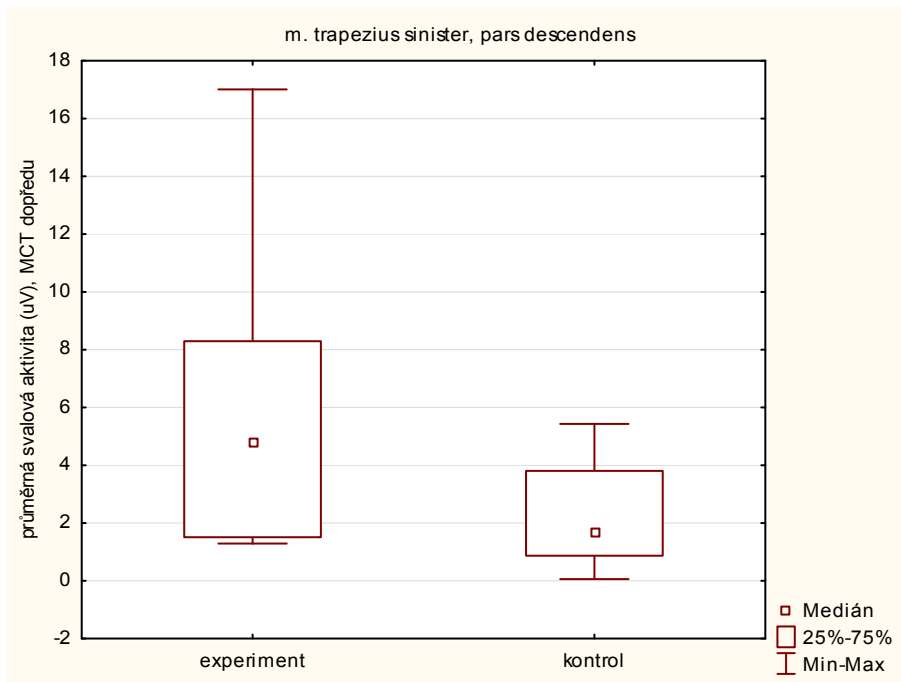
Platnost hypotéz H_07 a H_{A7} byla ověřena pomocí neparametrické metody Mann-Whitney-U testem. Testy byly provedeny na hladině signifikance 0,05.

Hypotézu H_07 lze zamítnout pro jeden sval: m. trapezius sinister pars descendens při prováděném testu MCT při podtrhu plošiny dopředu ve prospěch alternativní hypotézy. U experimentální skupiny je zvýšená průměrná svalová aktivita u tohoto svalu. Výsledek parametru je statisticky významný ($p \leq 0,05$). Výsledky popisné statistiky a induktivní statistiky Mann-Whitney-U testu pro hypotézu H_07 jsou uvedeny v tabulce 11 a obrázku 16 na straně 60.

Tabulka 11: Popisná a induktivní statistika pro parametr průměrné svalové aktivity během provádění testu MCT podtrh dopředu u experimentální a kontrolní skupiny

MCT F	Experimentální skupina (n = 12)				Kontrolní skupina (n = 12)				p hodnota
	Prům	Med	Min	Max	Prům	Med	Min	Max	
LT UPPER TRAP, uV	5,97	4,77	1,29	17,01	2,32	1,65	0,060	5,43	0,030384
RT UPPER TRAP, uV	2,06	1,63	0,12	5,07	1,56	1,08	0,43	4,45	0,976970
LT MID DEL, uV	1,61	0,73	0,03	8,65	2,63	1,54	0,20	7,74	0,157214
RT MID DEL, uV	1,82	0,98	0,24	9,55	1,89	1,34	0,18	6,48	0,707454
LT LAT TB, uV	1,73	0,53	0,04	7,46	0,85	0,59	0,22	1,77	0,544371
RT LAT TB, uV	1,67	0,79	0,09	8,30	1,48	0,72	0,19	8,63	0,930988
LT BB, uV	1,84	0,87	0,04	6,99	1,39	1,18	0,10	5,02	0,839860
RT BB, uV	1,86	0,59	0,09	7,93	0,75	0,85	0,020	1,44	0,750832

Legenda k tabulce 11: Prům – průměr, Med – medián, Min – minimum, Max – maximum, p hodnota – dosažená hladina statistické významnosti příslušného testu, LT UPPE TRAP – m. trapezius, sinister, pars descendens, RT UPPE TRAP – m. trapezius dexter pars descendens, LT MID DEL – m. deltoideus, sinister, pars medialis, LT MID DEL – m. deltoideus, dexter, pars medialis, LT LAT TB – m. triceps brachii, sinister, caput laterale, RT LAT TB – m. triceps brachii, dexter, caput laterale, LT BB – m. biceps brachii, sinister, RT BB – m. biceps brachii, dexter.



Obr. 16 Hodnoty parametru průměrné svalové aktivity m. trapezius sinister pars descendens při MCT podtrh dopředu

VÝSLEDKY K HYPOTÉZÁM H_{08} a H_{A8}

H_{08} Neexistuje statisticky významný rozdíl ve svalové aktivitě vybraných svalů při posturografickém testu LOS u experimentální skupiny oproti kontrolní skupině.

H_{A8} Existuje statisticky významný rozdíl ve svalové aktivitě vybraných svalů při posturografickém testu LOS u experimentální skupiny oproti kontrolní skupině.

Platnost hypotéz H_{08} a H_{A8} byla ověřena pomocí neparametrické metody Mann-Whitney-U testem. Testy byly provedeny na hladině signifikance 0,05.

Hypotézu H_{08} **nelze zamítnout**. Mann-Whitney-U testem nebyl prokázán statisticky významný rozdíl průměrné svalové aktivity během provádění testu LOS u experimentální a kontrolní skupiny. Nulovou hypotézu nelze zamítnout ve všech případech. Hodnota je větší než hladina signifikance 0,05. Výsledky popisné statistiky a induktivní statistiky Mann-Whitney U testu pro hypotézu H_{08} jsou uvedeny v tabulce 12 na straně 61.

Tabulka 12: Popisná a induktivní statistika pro parametr průměrné svalové aktivity během provádění testu LOS u experimentální a kontrolní skupiny

LOS	Experimentální skupina (n = 12)				Kontrolní skupina (n = 12)				p hodnota
	Prům	Med	Min	Max	Prům	Med	Min	Max	
LT UPPER TRAP, uV	2,39	1,74	0,48	9,62	1,61	1,41	0,47	4,01	0,370845
RT UPPER TRAP, uV	2,35	1,48	0,25	9,33	1,34	1,01	0,33	3,59	0,583361
LT MID DEL, uV	1,27	1,12	0,15	2,92	2,01	1,75	0,25	4,30	0,174854
RT MID DEL, uV	2,27	1,53	0,27	6,81	1,68	1,33	0,57	3,66	0,707454
LT LAT TB, uV	1,54	1,14	0,09	4,01	1,49	0,94	0,73	3,31	0,750832
RT LAT TB, uV	1,83	1,17	0,17	7,66	1,01	0,92	0,03	1,81	0,506721
LT BB, uV	1,81	0,91	0,26	5,97	1,75	0,97	0,40	9,98	0,862490
RT BB, uV	1,44	1,16	0,38	5,99	1,49	1,02	0,60	4,52	0,930988

Legenda k tabulce 12: Prům – průměr, Med – medián, Min – minimum, Max – maximum, p hodnota – dosažená hladina statistické významnosti příslušného testu, LT UPPE TRAP – m. trapezius, sinister, pars descendens, RT UPPE TRAP – m. trapezius dexter pars descendens, LT MID DEL – m. deltoideus, sinister, pars medialis, LT MID DEL – m. deltoideus, dexter, pars medialis, LT LAT TB – m. triceps brachii, sinister, caput laterale, RT LAT TB – m. triceps brachii, dexter, caput laterale, LT BB – m. biceps brachii, sinister, RT BB – m. biceps brachii, dexter.

4.3 Výsledky k vědecké otázce č. 3

Ovlivní poranění ramenního pletence rovnovážné schopnosti jedince hodnoceným klinickým testem Berg Balance Scale?

Vědecká otázka byla řešena dvěma hypotézami (H_0 a H_A).

VÝSLEDKY K HYPOTÉZÁM H_0 a H_A

H_0 Neexistuje statisticky významný rozdíl ve **skóre BBS** u experimentální skupiny oproti kontrolní skupině.

H_A Existuje statisticky významný rozdíl ve **skóre BBS** u experimentální skupiny oproti kontrolní skupině.

Platnost hypotéz H_0 a H_A byla ověřena pomocí neparametrické metody Mann-Whitney-U testem. Testy byly provedeny na hladině signifikance 0,05.

Hypotézu H_0 **nelze zamítnout**. Mann-Whitney testem nebyl prokázán statisticky významný rozdíl mezi výsledným skórem BBS u experimentální a kontrolní skupiny. Hodnota je větší než hladina signifikance 0,05. Výsledky popisné statistiky a induktivní statistiky Mann-Whitney-U testu pro hypotézu H_0 jsou uvedeny v tabulce 13 na straně 62.

Tabulka 13: Popisná a induktivní statistika pro skóre BBS u experimentální a kontrolní skupiny

BBS, skóre	Experimentální skupina (n = 12)				Kontrolní skupina (n = 12)				p hodnota
	Prům	Med	Min	Max	Prům	Med	Min	Max	
	53,75	54,50	47,00	56,00	55,00	56,00	49,00	56,00	0,157214

Legenda k tabulce 13: Prům – průměr, Med – medián, Min – minimum, Max – maximum, p hodnota – dosažená hladina statistické významnosti příslušného testu, BBS – Berg Balance Scale.

5 DISKUZE

Tato diplomová práce se zabývala hodnocením balančních reakcí po poranění ramenního pletence. Cílem diplomové práce bylo zjistit, zda existují rozdíly v posturální stabilitě během balančních reakcí u pacientů s poraněním ramenního pletence v porovnání se zdravou skupinou. Dále se posuzovala variabilita zapojení vybraných svalů ramenního pletence během daných balančních testů na posturografu. Cílem této kapitoly je diskuze nad tématem práce a výsledky práce, dále jsou zhodnoceny limity výzkumu a přínos pro klinickou praxi. Poznatky jsou konfrontovány s dostupnými studiemi zabývajícími se danou problematikou.

Metodika práce byla zvolena tak, aby komplexně obsáhla problematiku vlivu ramenního pletence na bilanci. V experimentu bylo použito kineziologické, klinické i přístrojové vyšetření probandů.

5.1 Diskuze k vědecké otázce č. 1

Existuje rozdíl v kvalitě posturální stability u vybraných posturografických testů u experimentální skupiny s poraněním ramenního pletence v porovnání s kontrolní skupinou?

Posturální stabilita je výsledkem neustálé interakce mnoha systémů a subsystémů. Dle zákona akce a reakce se jakákoliv (vnitřní či vnější) změna okamžitě promítne do řízení posturální stability a jejího udržení. Rozmanitost lidského těla, poloha a nastavení jednotlivých segmentů ovlivní držení postavy. Vychýlení jednoho segmentu ovlivní jiný segment pro udržení rovnováhy. Vzhledem k dosažení optimálních rovnovážných reakcí je důležitá konfigurace jednotlivých komponent, které dohromady vytvářejí funkční celek schopný adaptabilně reagovat na vlivy vnitřního a vnějšího prostředí.

Posturální reaktivita je neustálou interakcí dvou základních složek: statické, které je závislá na gravitaci a reakční síle, a dynamické, jež umožňuje přípravu a reakci na vnější stimul. Posturální stabilita a pohyb jsou dva pojmy, které se neustále doplňují (Bouisset et al., 2008, pp. 345-347).

K objektivnímu hodnocení posturálních funkcí se často ve vědeckých studiích používají silové plošiny. Ty zpracovávají vnější síly, které na ni působí. Pro vyšetření

balančních reakcí byla primárně použita baterie statických testů modulu Smart Equitest System, které hodnotí posturální funkce ve vzpřímeném, volném bipedálním postoji (Kolářová et al., 2014, pp. 14).

V našem výzkumu jsme testovali 3 posturografické testy: ADT, MCT, LOS. Poranění ramenního pletence se promítlo jen do některých parametrů měřených na silové plošině posturografu. Nejvíce významný statistický rozdíl mezi experimentální a kontrolní skupinou se projevil při ADT. ADT hodnotí pacientovu schopnost minimalizovat výchyly po neočekávaných a nepravidelných náklonech na silové plošině. Odpovědi na neočekávané výchyly mohou být různé, ale při opakování neočekávaných podnětů může docházet ke snižování odpovědi a jedinec si na situaci postupně zvykne (Enoka, 2008, p. 275). V našem výzkumu reagovala experimentální skupina větší reakční silou generovanou pacientem na neočekávané náklony silové plošiny v obou podmínkách (toes up, toes down) než kontrolní skupina.

Neomezená funkce ramene je do značné míry závislá na stabilitě trupu a s tím i související stabilitě dolních končetin. Ramenní pletenec musí kompenzovat ztrátu trupové stability a nedostatečné koordinace dolních končetin buď zvýšením vyvažovacích pohybů horních končetin, nebo zvýšením jejich síly. U pacientů s poraněným ramenním pletencem není zcela jednoznačné, zda poranění vzniká z důvodu deficitu v rovnováze nebo jako důsledek nějaké patologie v ramenním pletenci (Baierle et al., 2013, pp. 1-2).

Bolest ramenního pletence ovlivňuje informaci z propriocepce, což působí na celé svalové řetězce a centrální řídicí systém. Tím tedy lokální patologie ovlivňuje zbytek těla a dochází k balanční nerovnováze (Myers et al., 2006, pp. 197-198).

Baierle et al. zjišťovali, zda existuje vztah mezi bolestí v rameni a schopností udržet posturální rovnováhu. Také se zabýval intenzitou bolesti a BMI ve srovnání se vztahem s posturální stabilitou. Ve studii byla porovnávána experimentální a kontrolní skupina. Z výzkumu vyplývá, že bolestivost ramenního pletence má vliv na bilanci a posturální stabilitu, dochází k posunu symetrie směrem ke straně léze. Ovšem příčiny tohoto mechanismu jsou zatím nejasné. Ani intenzita bolesti ani BMI nijak významně neovlivnily výsledné parametry (Baierle et al., 2013, pp. 1-2).

Při testu LOS došlo k výrazným změnám při náklonu směrem doprava v parametrech reakční čas, maximální exkurze, endpoint exkurze. Což mohlo být zapříčiněno tím, že většina pacientů (8 z 12 probandů) měla poraněný pravý pletenec. Na tuto skutečnost mohlo mít vliv více aspektů např. bolest, strach z pádu, protektivní či

preventivní reakce probanda, snížení hybnosti v ramenním kloubu a tím omezení okamžité reakce horní končetiny na případný pád.

Pády jsou nejčastější příčinou zranění starších lidí. Většina pádů je způsobena zvýšeným výskytem různých senzomotorických poruch. Pro snížení tohoto rizika je užíváno častější zařazení pohybu horních končetiny k udržení rovnováhy nebo prevence vzniku pádu během stoje či chůze. Stárnutí způsobuje zpomalení a snížení pohybů horních končetin, a proto dochází ke změně pohybové strategie. Starší jedinci volí spíše ochrannou strategii, kterou se snaží mírnit následky nevyhnutelného pádu, na druhé straně mladší jedinci volí více preventivní strategii, aby vůbec nedošlo ke ztrátě rovnováhy a zabránili tak vzniku pádu (Roos et al. 2007, pp.352-353).

V jiné studii se vědci zabývali závislostí reaktibility paží při změně balance na věku. Studie se zúčastnilo 36 zdravých probandů rozdělených do 3 skupin (20-34, 35-55, 60-75 let). Opět zde byly porovnávány biomechanické a elektromyografické parametry během podtrhů plošiny různými směry. Z výsledků vyšlo, že pohyby paží během změny balance se s věkem mění. Největší výchylky byly zaznamenány u mladých, menší výchylky u střední a nejmenší výchylky u starých. Počáteční výchylky paží u mladých a středních byly ve stejném směru podtrhu, kdežto u starých šly proti. U mladých se ruce pohybovaly většinou nahoru pro vyvážení rovnováhy, naopak u starých se pohybovaly spíše dolů ve směru případného pádu (Allum et al., 2007, pp. 645-648).

Jak moc mohou přispět horní končetiny k prevenci ztráty rovnováhy a posturální stability, zkoumal Milosevic a jeho kolegové ve své studii. Studie se účastnilo 10 dobrovolníků s průměrným věkem 52,9 let. Účastníci absolvovali 4 klinické testy (Timed Up and Go, Step Test, Maximal Step Length Test a Walk along an Elliptical Line) s volnými a omezenými pohyby horních končetin. Z výsledků vyplývá signifikantní zlepšení pro možnost volně pohyblivých horních končetin u 3 ze 4 klinických testů. Při testu Walk along an elliptical line nebyl objeven velký rozdíl, z čehož plyne, že by se během terapie nácviku rovnováhy a běžných každodenních aktivit nemělo zapomínat na zlepšení zapojování horních končetin (Milosevic et al., 2011, pp. 507-509).

I jiné patologie než poranění ramenního pletence ovlivňují posturální stabilitu a balanční reakce. Mezi ně patří například jednostranný lymfédémem horní končetiny po operaci rakoviny prsu, kdy se v této problematice můžeme odkazovat na Karadibaka a jeho kolektiv. Karadibak (2014) ve svém výzkumu zkoumal faktory, které mohou ovlivňovat posturální stabilitu, a které faktory se podílejí na zvětšování posturálních výchytek, jako např. poruchy senzomotorického systému, váhová asymetrie po

amputacích, jednostranné otoky na horním trupu a horní končetině. Lymfedém je vážnou, chronickou a progresivní komplikací u pacientů s rakovinou prsu, která může způsobit i chronický otok paže, ramene, krku a horní části hrudníku. Neléčený lymfedém může zapříčinit další potíže (zánět, bolest, únavu, snížení mobility a funkce aj.). Také ovlivňuje balanční pohyby horních končetin a snižuje schopnost zajištění posturální stability, což vyplynulo i z Karadibakova výzkumu, jenž porovnával skupinu pacientek s rakovinou prsu a kontrolní skupinu. Měření bylo prováděno na posturografu a byly provedeny testy unilateral stance, limits of stability a bilateral stance (Karadibak, Yavuzen, Demirbüken, 2014, ss. 279-282). Lymfedém je plusová změna v segmentu. Na druhou stranu ztrátová změna jako je amputace horní končetiny také značně změní posturální stabilitu jedince. Amputace je spojená se ztrátou váhy segmentu, posunutí trupu na stranu amputace, skoliózu páteře, elevaci ramene a dojde i k posunutí těžiště. Tyto změny musí kompenzovat ostatní segmenty, a proto může dojít k jejich přetížení (Bertels, Schmalz, Ludwigs, 2012, pp. 166-167).

5.2 Diskuze k vědecké otázce č. 2

Má poranění ramenního pletence vliv na svalovou aktivitu vybraných svalů u experimentální skupiny při balančních testech v porovnání s kontrolní skupinou?

Povrchová elektromyografie byla do výzkumu zařazena pro objektivizaci variabilního zapojování svalů ramenního pletence při balančních reakcích.

Při dodržování všech standardních pracovních postupů během měření, zpracování a vyhodnocování dat je povrchová elektromyografie relativně snadno použitelná, dostupná a experimentálně významná metoda, ovšem s tím vyvstává riziko snadného zneužití (Zaatar, Dupalová, 2015, pp. 26).

Kolemloubní svaly ramenního pletence podílející se na posturální stabilitě také ovlivňují postavení ramenního pletence v interakci s axiálním skeletem. Optimální nastavení ovlivní pracovní výkonnost jedince a jeho kvalitu života (McNee et al., 2012, p. 557).

Výběr hodnocených svalů vznikl na základě redukce výběru hodnocených, povrchových svalů z pilotního měření. M. trapezius, pars descendens je sval, který stabilizuje lopatku, descendentní snopce elevují rameno a celý sval přitahuje lopatky k páteři. Descendentní vlákna se upínají laterálněji na lopatce, tudíž napomáhají zevní

rotaci dolního úhlu. M. trapezius patří k posturálním svalům (Dylevský, 2009, pp. 103). M. deltoideus je abdukční sval a spolu se svaly rotátorové manžety zajišťuje kompresi hlavice humeru do jamky a brání posunu ve vertikálním směru (Lucas et al., 1973, pp. 425-430). M. biceps brachii pro ramenní kloub pomáhá při abdukci (caput longum) a při addukci a ventrální flexi (caput breve). M. triceps brachii pomáhá při extenzi a addukci v ramenním kloubu.

Zajištění rovnováhy kontrakcí posturálních svalů předchází provedení jakéhokoliv pohybu. Pokud v klidném stoji začneme hýbat horními končetinami, nejprve se aktivují posturální svaly dolních končetin a potom dojde k zapojení stabilizátorů ramenního pletence. Zpoždění může být až 70 ms. Z toho vyplývá, že svaly dolních končetin mají anticipační strategii pro zajištění stability a také dochází k interkaci mezi jedincem a podložkou. Anticipační posturální nastavení dolních končetiny závisí na prováděném úkolu, okolí a neuromotorickém stavu jedince (Enoka, 2008, pp. 274-275). Centrální nervový systém (CNS) zajišťuje stejnou organizaci motorické kontroly pro anticipační posturální nastavení jak jednotlivých tělesných segmentů, tak i celého těla. To potvrdil i Cahbran ve svém bádání. Správně anticipační posturální nastavení závisí na aktivaci anticipačních posturálních svalů, které se ale nemusí účastnit posturální kontroly. CNS řídí postupnou aktivaci anticipačních posturálních svalů a posturálních svalů v předem daných synergiích, které jsou závislé na zamýšleném pohybu v souladu s gravitačními účinky a reakčními změnami (Chabran et al., 2001, pp. 133-134).

Výsledky z elektromyografického měření nastínily, že průměrná svalová aktivita u většiny vybraných svalů ramenního pletence se během balančních reakcí změnila. Nejvýraznější změna byla u m. trapezius sinister pars descendens, která se projevila v testu ADT a MCT při podtrzích i náklonech oběma směry. Při tesu LOS nedošlo ke statisticky významnému rozdílu při zapojování hodnocených svalů mezi experimentální a kontrolní skupinou.

Dr. McNee (2012) ve své studii porovnával souhru m. sternocleidomastoideus a m. trapezius pars descendens během různých posturálních aktivit. Porovnával mezi sebou muže a ženy. Z výzkumu vyplynulo, že je minimální rozdíl mezi muži a ženami. V případě, že se jednalo více o pohyby hlavy a krku, více se aktivoval m. sternocleidomasoideus. Pokud se více pohyboval trup a horní končetina, více se aktivoval horní trapéz (McNee et al., 2012, pp. 557-560).

Na výchylky celého těla z rovnovážné polohy jako např. při ADT, obvykle reagují horní končetiny velmi rychlou reakcí. Nejdříve dojde k rychlé, generalitované odpovědi

a po té k diferenciované reakci horních končetin. Odpověď horních končetin může vést, buď ke stabilizaci (vyvažování výchylek, snaha o dosah na oporu), nebo k aktivování protektivních mechanismů (horní končetiny tlumí vznikající energii při pádu). V dřívějších studiích byly tyto mechanismy testovány při relativně velkých výchylkách s většími manévry horními končetinami, to ovšem překrylo drobné reakce generalizovanými mechanismy. Nyní se od tohoto upustilo a reaktivita horních končetin při posturální stabilitě se testuje mnohem přesnějšími testy s menšími výchylkami. Toto zkoumal Philippe Corbeil ve svém výzkumu. Na výzkumu se participovalo 12 zdravých jedinců, kteří absolvovali translace dopředu a dozadu motorické plošiny, během čehož byla pomocí EMG snímána aktivita 4 svalů (m. biceps brachii, m. deltoideus medialis, m. deltoideus posteriori a m. extensor digitorum). Během podtrhu v obou směrech reagovaly všechny svaly již při prvním malém podtrhu. Ovšem reakce neměla generalizovaný charakter. Směr pohybu horních končetin je ovlivněn směrem podtrhu. Pohyby paží vznikaly především pro stabilizující a protektivní funkci. Při podtrhu dozadu se paže pohybovaly automaticky dopředu pro vyvažování. V jiných studiích není však prokázána předvídatelnost reakcí horních končetin a může docházet k různým strategiím prevence pádu (Corbeil et al., 2013, pp. 300-303).

Problematiku, jakým způsobem reagují horní končetiny při nenadálé ztrátě rovnováhy, také zkoumal Mirjam Pijnappels a jeho kolegové. Zkoumal, zda a jakou funkční roli hrají horní končetiny při ztrátě rovnováhy a jak se uplatňují při znovuoobnovení rovnováhy, když se během chůze náhle objeví překážka. Měřil aktivitu svalů po zakopnutí pomocí povrchové elektromyografie. Signifikantně rychlejší a větší odpověď zaznamenali u kontralaterálních abduktorů ramene než na straně zakopnutí o překážku. V našem případě nebyl rozdíl kontralaterálního abduktoru tak markantní a mnohdy vykazoval téměř stejnou aktivitu jak u experimentální, tak u kontrolní skupiny. Ve výsledku Pijnapplesovy studie mají asymetrické pohyby paží malý vliv na rotaci těla v sagitální a frontální rovině, ale mají značný vliv na tělo v transverzální rovině. Pohyb paží však napomáhá udržení rovnováhy. Dochází k tomu změnou momentu otáčení trupu, natočením dolního trupu na kontralaterální straně dopředu prodloužení kroku. Navzdory detailnímu popisu pohybu paží v této studii není zcela jednoznačná jejich funkce. Paže během vychýlení z rovnováhy mohou mít protektivní charakter pro zachycení vnější opory nebo se mohou předpřipravit na možný pád (McIlroy and Maki, 1995, pp. 177-180). Specifická a asymetrická svalová aktivita svalů ramenního pletence přispívá k znovuoobnovení rovnováhy po zakopnutí. Přispívá především svou protiváhou

v transverzální rovině tak, aby bylo dosaženo správné polohy těla a dolních končetin. Nejdůležitější roli na úspěšném znovunabytí rovnováhy má převod iniciální úhlové rychlosti v rameni na celé tělo (Pijnappels et al., 2010, pp. 692-698).

Chybné použití EMG a prezentování ne zcela pravdivých dat vzniká především při nedodržování doporučených standardů při aplikaci a při nekompletním metodickém popisu daného pokusu. Chyby mohou vznikat i při zdánlivých detailech (výběr elektrod, příprava kůže, lokalizace a aplikace elektrod, provedení sledovaného úkolu, zpracování a zhodnocení dat). Všechny tyto aspekty se mohou nelichotivě podílet na celkovém výsledku práce (Zaatar, Dupalová, 2015, pp. 26-29).

5.3 Diskuze k vědecké otázce č. 3

Ovlivní poranění ramenního pletence rovnovážné schopnosti jedince hodnoceným klinickým testem Berg Balance Scale?

V současné době existuje mnoho standardizovaných klinických testů na hodnocení rovnováhy. Ovšem mnoho z nich se zaměřuje jen na určitou část testování balance (Sibley et al., 2015, pp. 122-123).

Klinické testování napomáhá rozklíčovat funkční úroveň pacienta a jeho průběžný stav během léčby. Pro úspěšnost intervence je důležité precizně stanovit impairment, především přesně definovat patokineziologický stav pacienta a zhodnotit jeho disabilitu (funkční ztrátu). Na základě těchto poznatků je nutné sestavit správný algoritmus rehabilitace tak, aby pacient byl schopen vrátit se na svou původní funkční úroveň a bylo minimalizováno riziko handicapu (Bastlová et al., 2004, pp. 3-18).

U pacientů s poruchami rovnováhy se musí řešit 3 základní otázky: patofyziologie a etiologie problému, vážnost a následky problému a vývoj poruchy. Klinické testy doplňují základní anamnézu a vyšetření pacienta v ordinaci lékaře. Klinické testy jsou vhodné pro svou jednoduchou aplikovatelnost v praxi a minimální časovou náročnost. Přístrojové vyšetření podává objektivní informaci o daném problému, ale tato zařízení mají vysoké pořizovací náklady a vyskytují se pouze na specializovaných pracovištích (Yelnik, Bonan, 2008, pp. 439-444).

Klinické škály používané pro zhodnocení rovnováhy se především používají pro standardní hodnocení a porovnání s jinými subjekty. Mezi prvním byla používání Bergova balanční škála. Současné studie však poukazují na fakt, že rozdíl 8 bodů nemusí

vždy znamenat zhoršení balančních funkcí u starších lidí. BBS je velice snadný a rychlý nástroj pro zhodnocení rovnováhy, ovšem za předpokladu, že pacient je schopen chůze. Pro standardizované zhodnocení velikosti rizika pádu se v praxi nejvíce používají Test Up and Go a Unipedal Stance test. V rámci hodnocení velikosti rizika pádu je lepší použít BBS. Pro kompletní zhodnocení posturální stability je vhodné doplnit vyšetření pacienta o přístrojové vyšetření na posturografu s dalšími měřicími prostředky (akcelometry, goniometry, povrchové EMG, aj.) (Yelnik, Bonan, 2008, pp. 439-444).

V diplomové práci byla použita Bergova Balanční škála, která testuje více komponent rovnováhy (statickou stabilitu, funkční limity stability, anticipační strategii posturální kontroly, dynamickou stabilitu, senzoryckou integraci, motorickou složku a navíc testuje stabilitu v sedu) a je relativně časově nenáročná (Sibley et al., 2015, pp. 122-123). Rozdíl v dosažených výsledcích získaných bodů mezi experimentální a kontrolní skupinou je minimální. Probandi z experimentální získali méně bodů. I když je tato škála spíše vhodná pro testování rizika hrozícího pádu, pro starší pacienty a pro pacienty po cévní mozkové příhodě je velmi všeobecně využívána (Oliveira et al., 2013, pp. 1787).

5.4 Limity práce

Jedním z limitů našeho výzkumu může být malý počet probandů v experimentální i kontrolní skupině. Dalším ovlivňujícím faktorem může být nehomogenita vybraného vzorku jednotlivých skupin probandů v rámci pohlaví, věku a diagnózy probandů, fyzických i psychických dovedností, tělesných a antropometrických parametrů a jiných parametrů. Obě skupiny tvořili probandi v produktivním věku 20-65 let.

Posturografie je užitečným nástrojem pro hodnocení posturální stability, ovšem není zcela dostačujícím. Ostatně jako jakékoliv vyšetření pacienta, tak i posturografie je zatížena mnoha faktory, které ji mohou ovlivnit. Zajištění standardních podmínek během testování může být limitující a stresující pro pacienta tím pádem se může projevit ve výsledku. Důležitou roli hraje psychika vyšetřovaného (neznámé prostředí, slovní doprovod vyšetřujícího, aj.). Vyšetřovaný k vyšetření může přistupovat s nedůvěrou a to může pozměnit jeho pohybové stereotypy (Míková, 2006, p. 114).

Povrchová elektromyografie s sebou přináší také jistá rizika výskytu chyb. Jedná se o relativně snadno použitelnou metodu. Stejně jako u posturografie, zde hraje velkou roli psychika vyšetřovaného, ale existuje zde i mnoho příležitostí pro vznik chyb ze strany

vyšetřujícího. Chyby mohou vznikat jak při přípravě a aplikaci, tak i při zpracování dat a prezentování výsledků. Všechny tyto aspekty se mohou nelichotivě podílet na celkovém výsledku práce (Zaatar, Dupalová, 2015, pp. 26-29).

5.5 Přínos pro klinickou praxi

V terapii musíme každého pacienta brát jako individualitu a komplexně na něj nahlížet. Lidské tělo je jeden velký celek, kde jsou všechny jednotlivé komponenty propojeny a navzájem se ovlivňují. Lokální funkční či morfologický problém nemá přesah jen do sousedících regionů, ale promítne se vždy do celkového funkčního a motorického stavu pacienta i do jeho pohybových strategií.

Ramenní pletenec je klíčový kloub obdobně jako například kyčelní kloub a má úzký vztah s axiálním systémem. Jakékoliv poranění ramenního pletence ovlivní optimální pozici v kloubu, jakákoliv změna má vliv na kolemkloubní svaly, které dále ovlivňují přes funkční svalové řetězce celkovou posturu těla. Individuální kompenzační mechanismy jedince závisí na genetické predispozici, funkčním motorickém stavu a kognitivních funkcích. Vzájemná interakce mezi těmito systémy určuje schopnost adekvátně reagovat na stále se měnící podmínky prostředí. Tato adaptační schopnost organismu může být následným traumatem poškozena a na nás je, abychom tuto situaci terapeuticky napravili. Proto bychom na tuto skutečnost během terapie neměli zapomínat.

ZÁVĚR

Hlavním cílem DP byla snaha zjistit, zda existují rozdíly v posturální stabilitě během balančních reakcí v rámci skupiny pacientů s traumatickou lézí ramenního pletence v porovnání se zdravou skupinou. Dále jsme se zaměřili na hodnocení variabilního zapojení svalových synergií během posturografického vyšetření ve vybraných balančních testech.

Výsledky z posturografického měření ukázaly, že některé parametry jsou ovlivněny poraněním ramenního pletence, které může mít vliv na posturální funkce. Významný byl rozdíl při ADT, kdy oba směry naklonění plošiny ovlivnily reakční sílu. Při testu LOS došlo k výrazným změnám při náklonu směrem doprava v parametrech reakční čas, maximální exkurze, endpoint exkurze. Což mohlo být zapříčiněno tím, že většina pacientů (8 z 12 probandů) měla poraněný pravý pletenec. Na tuto skutečnost mohlo mít vliv více aspektů (bolest, strach, protektivní či preventivní reakce probanda).

Výsledky z elektromyografického měření nastínily, že průměrná svalová aktivita u většiny vybraných svalů ramenního pletence se během balančních reakcí změnila. Nejvýraznější změna byla u m. trapezius sinister pars descendens, která se projevila v testu ADT a MCT při podtrzích i náklonech oběma směry.

Výsledky z klinického testování Bergovou balanční škálou nepřinesly žádný větší rozdíl mezi experimentální a kontrolní skupinou.

Z těchto výsledků můžeme vyčíst, že ramenní pletenec má vliv na posturální stabilitu a ovlivňuje balanční reakce pro udržení posturální stability. Svaly ramenního pletence se primárně nepodílejí na udržení posturální stability, ale hrají důležitou roli při prevenci případných destabilit a dokonce až pádu. Díky propojení funkčních svalových smyček mohou ovlivnit i vzdálenější segmenty. Tato skutečnost by měla být zohledněna během terapie pacienta s poraněním ramenního pletence a nemělo by se zapomínat na vzájemnou interakci mezi horní končetinou a trupem. Správné zacílení a provedení terapie může předejít dalším komplikacím či recidivě poranění.

Na závěr lze říci, že traumatické léze pletence ramenního mají vliv na posturální stabilitu a balanční reakce. Ve výsledcích experimentu jsou vidět rozdíly mezi experimentální a kontrolní skupinou. Jen část výsledků je statisticky významná, na což

má pravděpodobně vliv malý soubor účastníků experimentu. Aby byla získané výsledky potvrzeny či vyvráceny, je potřeba dalších výzkumů s větším souborem účastníků.

REFERENČNÍ SEZNAM LITERATURY

- ANONYMOUS. 2010. What primary muscles make up the shoulder. *National Academy of Sports Medicine* [online]. 2010, [cit. 2015-10-06]. Dostupné z: <http://www.sharecare.com/health/shoulder/what-primary-muscles-makes-shoulders>.
- ALLUM, J. H. J., CARPENTER, M. G., HONEGGER, F., ADKIN, A. L., BLOEM, B. R. 2007. Age-dependent variations in the directional sensitivity of balance corrections and compensatory arm movements in man. *The Journal of Physiology* [online]. 2007, vol. 542, no. 2, pp. 643-663. [cit. 2014-05-20]. DOI: 10.1113/jphysiol.2001.015644. Dostupné z: <http://www.jphysiol.org/cgi/doi/10.1113/jphysiol.2001.015644>.
- BAIERLE, T., KROMER, T., PETERMANN, C., MAGOSCH, P., LUOMAJOKI, H. 2013. Balance ability and postural stability among patients with painful shoulder disorders and healthy controls. *BMC Musculoskeletal Disorders* [online]. 2013, vol. 14, no. 1, pp. 282-291. [cit. 2015-04-06]. DOI: 10.1186/1471-2474-14-282. ISSN 1471-2474. Dostupné z: <http://www.biomedcentral.com/1471-2474/14/282>.
- BARTONÍČEK, J. 2004. *Základy klinické anatomie pohybového aparátu: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. rozšířené a přepracované vydání. Praha: Maxdorf, 2004, 256 pp. ISBN 80-734-5017-8.
- BASTLOVÁ, P., KROBOT, A., MÍKOVÁ, M., SKOUMAL, P., FREIWALD, J. 2004. Strategie rehabilitace po frakturách proximálního humeru. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2004, roč. 1, č. 11, pp. 3–18. ISSN 1211-2658.
- BATRA, M., SHARMA, V. P., BATRA, V., MALIK, G. K., PANDEY, R. M. 2011. Postural Reactions: An Elementary Unit for Development of Motor Control. *Disability, CBR* [online]. 2011, vol. 22, no. 2, pp. 134-137. [cit. 2015-10-06]. DOI: 10.5463/dcid.v22i2.30. ISSN 2211-5242. Dostupné z: <http://dcidj.org/article/view/30>.

- BENĚS, J. 1990. *Homo sapiens sapiens: hominizace ve světlebiologických, behaviorálních a sociokulturních adaptacích*. 1. vydání. Brno: Univerzita J.E.Purkyně, Přírodovědecká fakulta, 1990, 219 pp. ISBN 80-210-0173-9.
- BERG, K. 1992. *Measuring balance in the elderly: validation of an instrument*. Canadian Journal of Public Health. 1992, 94 pp. (Suppl. 2).
- BERTELS, T., SCHMALZ, T., LUDWIGS, E. 2012. Biomechanical influences of shoulder disarticulation prosthesis during standing and level walking. *Prosthetics and Orthotics International* [online]. 2012, vol. 36, no. 2, pp. 165-172. [cit. 2014-05-20]. DOI: 10.1177/0309364611435499. ISSN: nezjištěno. Dostupné z: <http://poi.sagepub.com/content/36/2/165.long>.
- BOUISSET, S., DO, M. C., OUCKAMA, R., STAPLEY, P. J., BLOEM, B. R. 2008. Posture, dynamic stability, and voluntary movement. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology* [online]. 2008, vol. 38, no. 6, pp. 345-362. [cit. 2014-05-20]. DOI: 10.1016/j.neucli.2008.10.001. ISSN: nezjištěno. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0987705308001391>.
- BROTZMAN, P. B., MANSKE R. C., DAUGHTER K. 2011. *Clinical orthopaedic rehabilitation: an evidence-based approach*. 3rd ed. Philadelphia, PA: Elsevier Mosby, 2011, 586 pp. ISBN 9780323055901.
- BUCHTELOVÁ, E. 2014. *Fyzioterapie v traumatologii a ortopedii*. 1. vydání. Ústí nad Labem: Univerzita Jana Evangelisty Purkyně, Fakulta zdravotnických studií, 2014, 100 pp. ISBN 978-80-7414-728-9.
- CAHBRAN, E., MATON, B., RIBREAU, C., FOURMENT, A. 2001. Electromyographic and biomechanical characteristics of segmental postural adjustments associated with voluntary wrist movements. Influence of an elbow support. *Experimental Brain Research* [online]. 2001, vol. 141, no. 2, pp. 133-145. [cit. 2015-15-06]. DOI: 10.1007/s002210100823. ISSN: nezjištěno. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11713625>.
- CORBEIL, P., BLOEM, B. R., MEEL, M. VAN, MAKI, B. E., BLOEM, B. R. 2013. Arm reactions evoked by the initial exposure to a small balance perturbation: A pilot

- study. *Gait* [online]. 2013, vol. 37, no. 2, pp. 300-303. [cit. 2014-05-20]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2012.07.017. ISSN: 1879-2219. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636212002871>.
- ČÁPOVÁ, J. 2008. *Terapeutický koncept "Bazální programy a podprogramy"*. 1. vydání. Ostrava: Repronis, 2008, 119 pp. ISBN 978-80-7329-180-8.
- ČIHÁK, R. 2001. *Anatomie*. 2. upravené a doplněné vydání, Ilustrace Milan Med. Praha: Grada, 2001, 497 pp. ISBN 80-7169-970-5.
- DUNGL, P. et al. 2014. *Ortopedie*. 2. přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada, 2014, 1192 pp. ISBN 978-80-247-4357-8.
- DYLEVSKÝ, I. 2009. *Speciální kineziologie*. 1. vydání. Praha: Grada, 2009, 184 pp. ISBN 978-80-247-1648-0.
- ENOKA, R. M. 2008. *Neuromechanics of human movement*. 4th ed. Champaign, IL: Human Kinetics, 2008, 558 pp. ISBN 07-360-6679-9.
- FLOYD, R. 2012. *Manual of structural kinesiology*. 18th ed. New York: McGraw-Hill, 2012, 415 p. ISBN 978-00-780-2251-7.
- GALLO, J. 2011. *Ortopedie pro studenty lékařských a zdravotnických fakult*. 1. vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2011, 211 pp. ISBN 978-80-244-2486-6.
- GRÜNEBERG, C., BLOEM, B. R., HONEGGER, F., ALLUM, J. H. J. 2004. The influence of artificially increased hip and trunk stiffness on balance control in man. *Experimental Brain Research* [online]. 2004, vol. 157, no. 4, [cit. 2014-05-20]. DOI: 10.1007/s00221-004-1861-x. ISSN: nezjištěno. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00221-004-1861-x>.
- GURFINKEL, V., CACCIATORE, T. W., CORDO, P., HORAK, F., NUTT, J., SKOSS, R. 2006. Postural Muscle Tone in the Body Axis of Healthy Humans: An Elementary Unit for Development of Motor Control. *Journal of Neurophysiology* [online]. 2006, vol. 96, no. 5, pp. 2678-2687. [cit. 2015-15-06]. DOI: 10.1152/jn.00406.2006.

ISSN 0022-3077. Dostupné z:
<http://jn.physiology.org/cgi/doi/10.1152/jn.00406.2006>.

HORAK, F. B. 2006. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and aging* [online]. 2006, vol. 35, no. 2, pp. 7–11. [cit. 2015-06-04]. DOI: 10.1093/ageing/afl077 ISSN 1468-2834. Dostupné z: http://ageing.oxfordjournals.org/content/35/suppl_2/ii7.long.

CHALOUPKA, R. 2001. *Vybrané kapitoly z LTV v ortopedii a traumatologii*. 1. vydání. Brno: Vydavatelství IDVPZ, 2001, 186 pp. ISBN 80-7013-341-4.

JANDA, V., POLÁKOVÁ, Z., VÉLE, F. 1966. *Funkce hybného systému*. Praha: Státní zdravotnické nakladatelství 1966.

KAPANDJI, A. I. 2007. *The physiology of the joint*. 6th ed. Edinburgh: Churchill Livingstone, 2007, 372 pp. ISBN 978-04-431-0350-6.

KARADIBAK, S. A. D., YAVUZEN, T., DEMIRBÜKEN, I. 2014. Unilateral upper extremity lymphedema deteriorates the postural stability in breast cancer survivors. *Contemporary Oncology* [online]. 2014, vol. 18, no. 4, pp. 279-284. [cit. 2015-21-01]. DOI: 105114/wo.2014.44120. ISSN: nezjištěno. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4171475/>.

KLIKA, E. et al. 1986. *Embryologie: [učebnice pro lékařské fakulty]*. 1. Praha: Avicenum, 1986.

KONRAD, G. G., JOLLY, J. T., LABRIOLA, J. E., MCMAHON, P. J., DEBSKI, R. E. 2006. Thoracohumeral muscle activity alters glenohumeral joint biomechanics during active abduction. *Journal of Orthopaedic Research* [online]. 2006, vol. 24, no. 4, pp. 748-756. [cit. 2015-10-06]. DOI: 10.1002/jor.20062. ISSN 0736-0266. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/jor.20062>.

KOLÁŘ, P. 2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vydání. Praha: Galén, 2009, 744 pp. ISBN 978-807-2626-571.

KOLÁŘOVÁ, B. 2012. *Přístrojové vyšetřovací metody k hodnocení pohybu v klinické praxi*. 1. vydání. Olomouc: EZ Centrum, 2012, 18 pp. ISBN 978-80-260-1645-8.

- KOLÁŘOVÁ, B., MARKOVÁ, M., STACHO, J., SZMEKOVÁ, L. 2014. *Počítačové a robotické technologie v klinické rehabilitaci – možnosti vyšetření a terapie*. 1. vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2014. 138 pp. ISBN 978-80-244-4266-2.
- KROBOT, A., KOLÁŘOVÁ, B. 2011. *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. 1. vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2011, 82 pp. ISBN 978-80-244-2762-1.
- KUČERA, M., KOLÁŘ, P., DYLEVSKÝ, I. 2011. *Dítě, sport a zdraví*. 1. vydání. Praha: Galén, 2011, 190 pp. ISBN 978-80-7262-712-7.
- LUCAS, D. B., ASTON, K. I., CARRELL, D. T., ROKITO, A. S., ZUCKERMAN, J. D. 1973. Biomechanics of the shoulder joint: MR results compared to surgical findings from a multi-center study. *Archives of Surgery* [online]. 1973, vol. 107, no. 3, pp. 425–432. [cit. 2015-06-05]. ISSN 0004-0010. Dostupné z: <http://archsurg.jamanetwork.com/article.aspx?articleid=577952>.
- MALÍNSKÝ, J., LICHNOVSKÝ, V. 2008. *Přehled embryologie člověka v obrazech*. 4. vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2008, 176 pp. ISBN 978-80-244-2251-0.
- MAŇÁK, P., WONDRAK, E. 2005. *Traumatologie: repetitorium pro studující lékařství*. 5. vydání. Olomouc: Univerzita Palackého, 2005, 96 pp. ISBN 80-244-1009-5.
- McNEE, G. D. C., KIESER, J., FARELLA, M., BLOEM, B. R. 2014. Neck and shoulder muscle activity during standardized work-related postural tasks. *Applied Ergonomics* [online]. 2014, vol. 45, no. 3, pp. 556-563. [cit. 2014-05-20]. DOI: 10.1016/j.apergo.2013.07.012. ISSN: nezjištěno Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S000368701300152X>.
- MÍKOVÁ, M. 2006. *Posturografie – význam a uplatnění ve výzkumu a klinické praxi*. Dizertační práce, Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta tělesné kultury, Olomouc, 2006.
- MILOSEVIC, M., MCCONVILLE, K. M. V., MASANI, K., MAGOSCH, P., LUOMAJOKI, H. 2011. Arm movement improves performance in clinical balance

- and mobility tests: Effect of injury and rehabilitation. *Gait* [online]. 2011, vol. 33, no. 3, pp. 507-509. [cit. 2015-10-06]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2010.12.005. ISSN 09666362. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636210004182>.
- MYERS, J. B., WASSINGER, C. A., LEPHART, S. M., MAGOSCH, P., LUOMAJOKI, H. 2006. Sensorimotor contribution to shoulder stability: Effect of injury and rehabilitation. *Manual Therapy* [online]. 2006, vol. 11, no. 3, pp. 197-201. [cit. 2015-04-06]. DOI: 10.1016/j.math.2006.04.002. ISSN 1356689x. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1356689X0600049X>.
- NEER, C. P. 1970. Displaced proximal humeral fracture. I. Classification and evaluation. *The Journal of joint and bone surgery* [online]. 1970, vol. 52, no. 6, pp. 1077–1089. [cit. 2015-10-04]. DOI: nezjištěno. ISSN nezjištěno. Dostupné z: <http://75.126.16.128/data/Journals/JBJS/504/1077.pdf>.
- NEUROCOM SYSTEM OPERATOR'S MANUAL. [online]. [cit. 2015-10-06]. Dostupné z: <http://resourcesonbalance.com/neurocom/products/SMARTEquiTest.aspx>.
- OLIVEIRA, C. C., LEE, A., GRANGER, C. L., MILLER, K. J., IRVIN, L. B., DENEHY, L. 2013. Postural Control and Fear of Falling Assessment in People With Chronic Obstructive Pulmonary Disease: A Systematic Review of Instruments, International Classification of Functioning, Disability and Health Linkage, and Measurement Properties. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2013, vol. 94, no. 9, pp. 1784-1799. [cit. 2015-18-06]. DOI: 10.1016/j.apmr.2013.04.012. ISSN 00039993. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999313003183>.
- PARK, J., LEE, A., GRANGER, C. L., MILLER, K. J., IRVING, L. B., DENEHY, L. 2008. Synthesis of natural arm swing motion in human bipedal walking: A Systematic Review of Instruments, International Classification of Functioning, Disability and Health Linkage, and Measurement Properties. *Journal of Biomechanics* [online]. 2008, vol. 41, no. 7, pp. 1417-1426. [cit. 2015-04-06]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2008.02.031. ISSN 00219290. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S002192900800105X>.

- PIJNAPPELS, M., KINGMA, I., WEZENBERG, D., REURINK, G., DIEËN, J. H. VAN. 2010. Armed against falls: the contribution of arm movements to balance recovery after tripping. *Experimental Brain Research* [online]. 2010, vol. 201, no. 4, pp. 689-699. [cit. 2015-25-05]. DOI: 10.1007/s00221-009-2088-7. ISSN 0014-4819. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00221-009-2088-7>.
- RIGHETTI, L., NYLÉN, A., ROSANDER, K., IJSPEERT, A. J. 2009. *Is the locomotion of crawling human infants different from other quadruped mammals?* [online]. 2009, [cit. 2015-10-04]. DOI. nezjištěno. ISSN nezjištěno. Dostupné z: http://www.robotcub.org/misc/papers/09_Righetti_submitted.pdf.
- ROCKWOOD, Ch. A. 2009. *The shoulder*. 4th ed. Philadelphia, PA: Saunders/Elsevier, 2009, 2 v. 1649 pp. ISBN 1416034277.
- ROOS, P. E., MCGUIGAN, M. P., KERWIN, D. G., TREWARTHA. G. 2008. The role of arm movement in early trip recovery in younger and older adults. *Gait* [online]. 2008, vol. 27, no. 2, pp. 352-356. [cit. 2015-18-06]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2007.05.001. ISSN 09666362. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636207001233>.
- SHUMWAY-COOK, A., WOOLLACOTT, H. M. 2010. *Motor control*. 4th ed. Lippincott Williams&Wilkins, 2010, 656 pp. ISBN 9781451117103.
- SIBLEY, K. M., BEAUCHAMP, M. K., OOTEGHEM, K. van., STRAUS, S. E., JAGLAL, S. B. 2015. Using the Systems Framework for Postural Control to Analyze the Components of Balance Evaluated in Standardized Balance Measures: A Scoping Review. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2015, vol. 96, no. 1, pp. 122-132. [cit. 2015-18-06]. DOI: 10.1016/j.apmr.2014.06.021. ISSN 00039993. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999314005048>.
- TANG, K. S., HONEGGER, F., ALLUM, J. H. 2012. Movement patterns underlying first trial responses in human balance corrections. *Neuroscience* [online]. 2012, vol. 225, no. 6, December. pp. 140-151. [cit. 2014-05-20]. DOI: 10.1016/j.neuroscience.2012.09.004. ISSN: nezjištěno. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0306452212009074>.

- VANČATA, V. 2012. *Paleoantropologie a evoluční antropologie*. Praha: Univerzita Karlova, Pedagogická fakulta, 2012, 303 pp. ISBN 978-80-7290-592-8.
- VAŘEKA, I. 2002. Posturální stabilita (I. část): Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002, č. 4, pp. 115–121. ISSN 1803-6597.
- VÉLE, F. 2006. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. rozšířené a přepracované vydání. Praha: Triton, 2006, 375 pp. ISBN 80-725-4837-9.
- VÉLE, F. 2012. *Vyšetření hybných funkcí z pohledu neurofyzologie: příručka pro terapeuty pracující v neurorehabilitaci*. 1. vydání. Praha: Triton, 2012, 222 pp. ISBN 978-80-7387-608-1.
- VOJTA, V., PETERS, A. 2010. *Vojtův princip: svalové souhry v reflexní lokomoci a motorické ontogenezi*. 1. vydání. Praha: Grada, 2010, 180 pp. ISBN 978-802-4727-103.
- ÚSTAV ZDRAVOTNICKÝCH INFORMACÍ A STATISTIKY ČR [online]. [cit. 2015-10-02]. Dostupné z: <http://uzis.cz/>.
- YELNIK, A., BONAN, I. 2008. Clinical tools for assessing balance disorders. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology* [online]. 2008, vol. 38, no. 6, pp. 439-445. [cit. 2015-10-06]. DOI: 10.1016/j.neucli.2008.09.008. ISSN 09877053. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0987705308001354>.
- ZAFEIRIOU, D. I., SHARMA, V. P., BATRA, V., MALIK, G. K., PANDEY, R. M. 2004. Primitive reflexes and postural reactions in the neurodevelopmental examination: An Elementary Unit for Development of Motor Control. *Pediatric Neurology* [online]. 2004, vol. 31, no. 1, pp. 1-8. [cit. 2015-10-06]. DOI: 10.1016/j.pediatrneurol.2004.01.012. ISSN 08878994. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0887899404000979>.
- ZAATAR, A. M. Z., DUPALOVÁ, D. 2015. Problematika použití povrchové elektromyografie – poznámky k vybraným aspektům aplikace v léčebné rehabilitaci. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2015, roč. 22, č. 1, pp. 26-30. ISSN 1211-2658.

SEZNAM ZKRATEK

AC	acromioclaviculární kloub
ADT	adaptation test
aj.	a jiné
AJ	anglický jazyk
a kol.	a kolektiv
BBS	Berg Balance Scale
cm	centimetr
cit.	citováno
č.	číslo
ČJ	český jazyk
ČR	Česká Republika
EMG	elektromyografie
et al.	a jiní
GH	glenohumerální kloub
GS	Google Scholar
H ₀	nulová hypotéza
H _A	alternativní hypotéza
kg	kilogram
Lig., ligg.	Ligamentum, ligamenta
LOS	limits of stability
m	metr
m., mm.	musculus, muscoli
MCT	motor control test
např.	například
p hodnota	dosažená hladina statistické významnosti testu
p.	page (= strana)
pp.	pages (= strany)
popř.	popřípadě
PM	PubMed
RM	rotátorová manžeta
SC	sternoclaviculární kloub
SO	směrodatná odchylka
tj.	to je
tzn.	to znamená
tzv.	takzvaný
ÚZIS	Ústav zdravotnických informací a statistik ČR
www	World wide web

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1 Posturograf firmy Neurocom®

Obr. 2 Elektromyograf

Obr. 3 Doplnkové pomůcky

Obr. 4 Průměrné hodnoty reakční síly Toes Up při testu ADT

Obr. 5 Průměrné hodnoty reakční síly Toes Down při testu ADT

Obr. 6 Průměrné hodnoty parametru Stenght symmetry při podtrhu dopředu při testu MCT

Obr. 7 Hodnoty parametru RT pro podmínku 3 (směr doprava) testu LOS

Obr. 8 Hodnoty parametru EPE pro podmínku 3 (směr doprava) testu LOS

Obr. 9 Hodnoty parametru MXE pro podmínku 3 (směr doprava) testu LOS

Obr. 10 Hodnoty parametru DCL pro podmínku 6 (směr dozadu doleva) testu LOS

Obr. 11 Hodnoty parametru průměrné svalové aktivity m. trapezius sinister pars descendens při ADT TU

Obr. 12 Hodnoty parametru průměrné svalové aktivity m. trapezius dexter pars descendens při ADT TU

Obr. 13 Hodnoty parametru průměrné svalové aktivity m. trapezius sinister pars descendens při ADT TD

Obr. 14 Hodnoty parametru průměrné svalové aktivity m. biceps brachii dexter při ADT TD

Obr. 15 Hodnoty parametru průměrné svalové aktivity m. trapezius sinister pars descendens při MTC podtrh dozadu

Obr. 16 Hodnoty parametru průměrné svalové aktivity m. trapezius sinister pars descendens při MCT podtrh dopředu

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha č. 1 Informovaný souhlas

Příloha č. 2 Vyšetřovací formulář (vlastní tvorba)

Příloha č. 3 Tabulka základních údajů

Příloha č. 4 Data ke statistickému zpracování – posturografie

Příloha č. 5 Data ke statistickému zpracování – elektromyografie

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1: Popisná a induktivní statistika pro průměrné hodnoty parametru reakční síly ADT testu u experimentální a kontrolní skupiny

Tabulka 2: Popisná a induktivní statistika pro průměrné hodnoty parametru weight symmetry, latency, amplitude scaling, strenght symmetry testu MCL u experimentální a kontrolní skupiny

Tabulka 3: Popisná a induktivní statistika pro parametr RT testu LOS u experimentální a kontrolní skupiny

Tabulka 4: Popisná a induktivní statistika pro parametr MVL testu LOS u experimentální a kontrolní skupiny

Tabulka 5: Popisná a induktivní statistika pro parametr EPE testu LOS u experimentální a kontrolní skupiny

Tabulka 6: Popisná a induktivní statistika pro parametr MXE testu LOS u experimentální a kontrolní skupiny

Tabulka 7: Popisná a induktivní statistika pro parametr DCL testu LOS u experimentální a kontrolní skupiny

Tabulka 8: Popisná a induktivní statistika pro parametr průměrné svalové aktivity během provádění testu ADT náklon dozadu u experimentální a kontrolní skupiny

Tabulka 9: Popisná a induktivní statistika pro parametr průměrné svalové aktivity během provádění testu ADT náklon dopředu u experimentální a kontrolní skupiny

Tabulka 10: Popisná a induktivní statistika pro parametr průměrné svalové aktivity během provádění testu MCT podtrh dozadu u experimentální a kontrolní skupiny

Tabulka 11: Popisná a induktivní statistika pro parametr průměrné svalové aktivity během provádění testu MCT podtrh dopředu u experimentální a kontrolní skupiny

Tabulka 12: Popisná a induktivní statistika pro parametr průměrné svalové aktivity během provádění testu LOS u experimentální a kontrolní skupiny

Tabulka 13: Popisná a induktivní statistika pro skóre BBS u experimentální a kontrolní skupiny

PŘÍLOHY

Příloha č. 1 Informovaný souhlas

pro výzkumný projekt: **Hodnocení balančních reakcí po poranění pletence ramenního**

období realizace: 1.2.2014 – 30.5.2015

řešitelé projektu: Bc. Eva Baranová

Vážená paní, vážený pane,

obracíme se na Vás se žádostí o spolupráci na výzkumném projektu, jehož cílem je zjistit podíl vlivu svalů ramenního pletence na posturální stabilitu u zdravých probandů a u probandů po poranění ramenního pletence. Rizika plynoucí z projektu nejsou známá. 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/ka projektu mne informoval/a o podstatě výzkumu a seznámil/a 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 (nebo zákonný zástupce) a druhý řešitel projektu.

Jméno, příjmení a podpis řešitele projektu:

_____ V _____ dne: _____

Jméno, příjmení a podpis účastníka v projektu (zákonného zástupce):

_____ V _____ dne: _____

Příloha č. 2 Vyšetřovací formulář (vlastní tvorba)

VYŠETŘOVACÍ PROTOKOL PRO DIPLOMOVOU PRÁCI

Datum vyšetření:

Jméno a příjmení:

Pohlaví: muž - žena

Věk + RČ:

Tělesná výška:

Tělesná hmotnost:

BMI:

Dominantní HK:

Diagnóza:

Charakter léčebného zákroku:

Datum zákroku:

ANAMNÉZA:

NO:

OA:

PA:

SA:

KINEZILOGICKÝ ROZBOR

Stoj zepředu		
Výška ramen		
Táile		
Deviace pupku		
Postavení KOK		
Stoj z boku		
Krční lordóza		
Protrakce ramen		
Hrudní kyfóza		
Bederní lordóza		
Hyperextenze KOK		
Stoj ze zadu		
Postavení lopatek		
Tvar páteřní křivky		
Tvar pat		
Šířka stojné báze		

Poznámky:

GONIOMETRIE

LHK		Rozsah pohyblivosti ramenního pletence	PHK	
Pasivní p.	Aktivní p.		Pasivní p.	Aktivní p.
		Flexe (0°- 170°)		
		Extenze (0°- 40°)		
		Abdukce (0°- 180°)		
		Horizontální abdukce (0°- 130°)		
		Zevní rotace (0°- 90°)		
		Vnitřní rotace (0°- 70°)		

Poznámky:

SVALOVÝ TEST

LHK		PHK
	m. trapezius pars descendens	
	m. deltoideus anterior	
	m. deltoideus medius	
	m. deltoideus posteriori	
	m. biceps brachii	
	m. triceps brachii	
	mm. erectores	

Poznámky:

FUKNČNÍ TESTY RAK

LHK	Aktivní elevace s ZR	PHK
	Ústa	
	Čelo	
	Temeno	
	Zátylí	
	Trn C7	
LHK	Aktivní elevace s VR	PHK
	Axiální čára	
	Zadní plocha krusty	
	Trn L5	
	Trn Th10	

Poznámky:

VYŠETŘEÍ STOJE

Trendelenburg:

Romberg I.

Romberg II.

Romebrg III.

Unterberg

KLINICKÝ TEST - BERG BALANCE SCALE

1	ZMĚNA POLOHY ZE SEDU DO STOJE „prosím, vstaňte. Zkuste si při tom nepomáhat horními končetinami.“ (4) postaví se bez pomoci HK a nabývá rovnováhy nezávisle (3) postaví se samostatně s pomocí HK (2) postaví se s pomocí HK po několika pokusech (1) potřebujeme minimální pomoc k postavení se nebo k následné stabilizaci (0) potřebuje střední nebo výraznou pomoc při vstávání
2	STOJ BEZ OPORY „prosím, pokuste se stát 2min bez přidržovaní“ (4) schopen stát jistě celé 2min (3) schopen stát 2 min s dohledem (2) schopen stát 30s bez opory (1) po několika pokusech je schopen stát 30s bez opory (0) neschopen stát 30s bez opory
3	SEZENÍ BEZ ZADNÍ OPĚRY S NOHAMA NA PODLOŽCE „Prosím sed'te se složenýma rukama v klíně po dobu 2min.“ (4) schopen sedět jistě a bezpečně po dobu 2min (3) schopen sedět 2min pod dohledem (2) schopen sedět po dobu 30s (1) schopen sedět po dobu 10s (0) neschopen sedět bez opory ani 10s
4	ZMĚNA POLOHY ZE STOJE DO SEDU „Posaďte se, prosím.“ (4) sedá si bezpečně s minimální dopomocí HK (3) pohyb do sedu koriguje HK (2) opírá se dorzální stranou DKK o židli a kontroluje, tak pohyb do sedu (1) sedá si samostatně, ale pohyb do sedu je nekontrolovaný (0) k posazení potřebuje asistenci
5	TRANSFERY „uspořádejte židli tak, aby přesun byl s otočením. Požádejte jedince, aby se přemístil na židli s loketními opěrkami, poté na druhou bez opěrek. Pro transfery je možné využít křeslo a lůžko.“ (4) schopen bezpečného transferu s malou dopomocí HK (3) schopen bezpečného transferu s výraznou dopomocí HK (2) schopen transferu se slovním vedením nebo dohledem (1) k transferu je zapotřebí pomoc jedné osoby (0) k transferu je zapotřebí pomoc dvou osob nebo dohled kvůli bezpečí
6	STOJ BEZ OPORY SE ZAVŘENÝMI OČIMA „prosím, zavřete oči a pokuste se tak stát po dobu 10p.“ (4) schopen stát bezpečně po dobu 10s (3) schopen stát po dobu 10s s dohledem (2) schopen stát po dobu 3s (1) není schopen mít zavřené oči po dobu 3s, ale stojí stabilně (0) potřebuje pomoc, aby neupadl.
7	STOJ SPOJNÝ BEZ OPORY „prosím, dejte nohy k sobě a stůjte bez přidržení se.“ (4) schopen dát nohy k sobě a bezpečně stát po dobu 1min (3) schopen dát nohy k sobě a stát po dobu 1min s dohledem (2) schopen dát nohy k sobě, ale vydrží stát pouze 30s (1) potřebuje pomoc, aby dal nohy k sobě, ale nevydrží tak stát 15s (0) potřebuje pomoc, aby dal nohy k sobě, a nevydrží tak stát po dobu 15s
8	DOSAŽENÍ V PŘED S NATAŽENÝMI HKK BĚHEM STOJE „předpažte do 90st (pokud možno obě HKK), natáhněte prsty a sáhněte vpřed kam, až můžete.“ (4) méně než 25cm (3) méně než 12cm (2) Méně než 5cm (1) dosahuje vpřed, ale potřebuje dohled (0) ztrácí rovnováhu během pokusu/ vyžaduje zevní oporu
9	SBÍRÁNÍ PŘEDMĚTU ZE ZEMĚ V POZICI STOJE „Seberte botu/pantofel ležící před Vašima nohama.“ (4) schopen sebrat předmět jistě a snadno (3) schopen sebrat předmět, ale potřebuje dohled (2) není schopen sebrat předmět, ale dostane se do vzdálenosti 2-5 cm (1-2 palce) nad něj a udrží rovnováhu (1) není schopen sebrat předmět a potřebuje dohled při pokusu (0) neschopen provést/potřebuje pomoc, aby neztratil rovnováhu či neupadl
10	OTOČENÍ PRO PODÍVÁNÍ SE ZA SEBE PŘES PRAVÉ A LEVÉ RAMENO V POZICI STOJE „Otočte se, abyste se podívali přímo za Vás směrem přes levé rameno. Opakujte na pravou stranu.“ Vyšetřující může pobízet jedince k podívání se přímo za sebe, aby podnítl k lepšímu rotačnímu pohybu. (4) podívá se za sebe z obou stran při správných přesumech váhy (3) podívá se za sebe pouze z jedné strany, na druhou stranu méně přenáší váhu (2) otáčí jen na jednu stranu, ale udržuje rovnováhu (1) během otáčení potřebuje dohled (0) potřebuje pomoc, aby neztratil rovnováhu či neupadl
11	OTOČENÍ SE O 360 STUPŇŮ „Otočte se dokola kolem své osy. Vyčkejte. Otočte se dokola na druhou stranu.“ (4) schopen otočit se bezpečně o 360 stupňů do 4 sekund včetně (3) schopen otočit se bezpečně o 360 stupňů pouze na jednu stranu do 4 sekund včetně

	<p>(2) schopen otočit se bezpečně o 360 stupňů, ale pomalu "</p> <p>(1) potřebuje přísný dohled nebo verbální vedení</p> <p>(0) potřebuje pomoc při otáčení se</p>
12	<p>STRÍDAVÉ UMÍSTĚNÍ NOHY NA SCHOD NEBO STOLIČKU V POZICI STOJE BEZ OPORY</p> <p>„Prosím, střídavě pokládejte nohy na schod/stoličku. Pokračujte do té doby, než se každá noha dotkne čtyřikrát.</p> <p>(4) schopen nezávisle a bezpečně dokončit 8 položení nohou ve 20 sekundách</p> <p>(3) schopen stát nezávisle a dokončit 8 položení nohou >20 sekund</p> <p>(2) schopen dokončit 4 položení nohou bez pomoci s dohledem</p> <p>(1) schopen dokončit >2 položení nohou s minimální dopomocí</p> <p>(0) potřebuje asistenci, aby neupadl/neschopen provést</p>
13	<p>STOJ BEZ OPORY S JEDNOU NOHOU UMÍSTĚNOU PŘED DRUHOU (Demonstrujte jedinci.)</p> <p>„Umístěte jednu nohu přímo před druhou. Pokud cítíte, že nemůžete umístit Vaši nohu přímo před druhou, zkuste udělat krok tak daleko vpřed, aby pata Vaší přední nohy byla v úrovni před prsty druhé.“ (Ohodnoťte 3 body, pokud délka kroku by převyšovala délku druhé nohy a šířka stoje by se blížila normální šířce kroku jedince.)</p> <p>(4) schopen nezávisle umístit nohu přímo před druhou a udržet pozici 30 sekund</p> <p>(3) schopen nezávisle umístit nohu do úrovně před druhou a udržet pozici 30 sekund</p> <p>(2) schopen nezávisle udělat jeden malý krok a udržet pozici 30 sekund</p> <p>(1) potřebuje pomoc, aby udělal krok, ale je schopen udržet pozici 15 sekund</p> <p>(0) ztráta rovnováhy během kroku či stoje</p>
14	<p>STOJ NA JEDNÉ NOZE</p> <p>„Stůjte na jedné noze tak dlouho, jak dokážete bez přidržení.“</p> <p>(4) schopen nezávisle zvednout nohu a udržet ji >10 sekund</p> <p>(3) schopen nezávisle zvednout nohu a udržet ji 5-10 sekund</p> <p>(2) schopen nezávisle zvednout nohu a udržet ji 3 sekundy či déle</p> <p>(1) zkouší zvednout nohu, neschopen ji udržet 3 sekundy, ale zůstává stát nezávisle</p> <p>(0) neschopen provést nebo potřebuje asistenci, aby neupadl</p>

Příloha č. 3 Tabulka základních údajů

	number	gender	age	diagnosis	weight (kg)	high (cm)	BMI	post. KK	later. HK	later. DK
EXPERIMENTAL	1	M	56	luxace GH	94	182	28,38	P	P	L
	2	M	56	fractura velkého hrbolu	110	179	34,33	P	P	P
	3	M	47	fractura velkého hrbolu	87	181	26,56	L	P	P
	4	M	48	luxace GH	85	174	28,08	L	P	P
	5	M	47	fractura velkého hrbolu	95	175	31,02	P	P	P
	6	M	29	luxace GH	82	176	26,47	P	P	P
	7	M	22	luxace GH	88	185	25,71	L	P	L
	8	F	55	fractura claviculae	75	158	30,04	L	P	P
	9	F	44	fractura claviculae	62	169	21,71	P	P	P
	10	F	27	fractura claviculae	63	175	20,57	P	P	P
	11	F	26	luxace GH	62	170	21,45	P	P	P
	12	F	25	fractura claviculae	52	161	20,06	P	P	P
CONTROL	1	M	54	0	89	178	28,09	0	P	P
	2	M	57	0	98	167	35,13	0	P	P
	3	M	35	0	95	192	25,77	0	P	P
	4	M	49	0	81	175	26,44	0	p	P
	5	M	41	0	75	175	24,48	0	P	P
	6	M	31	0	71	174	23,45	0	L	L
	7	M	23	0	95	185	27,75	0	P	L
	8	F	52	0	68	158	27,23	0	P	P
	9	F	40	0	80	171	27,68	0	P	P
	10	F	27	0	62	161	23,91	0	P	P
	11	F	26	0	70	169	24,51	0	P	P
	12	F	26	0	59	163	22,21	0	P	P

Příloha č. 4 Data ke statistickému zpracování – posturografie

BBS	Posturografie	
	ADT	
	toes up	toes down
55	53,4	34,6
47	83,4	50
54	53	34,2
53	62,6	46,6
53	81,6	43,2
56	66,2	42,4
54	82,4	53,6
50	73	39,4
55	50,8	43,6
56	74	52,8
56	62,6	47,6
56	84,6	45,6
55	58,2	41
49	60,8	45,8
56	52,8	34,2
56	66	47,2
56	83	39,6
56	68,4	41,6
54	45	31,2
55	55,6	41,6
55	58,2	33,6
56	49,2	42,4
56	46	42,5
56	55	39

Posturografie											
MCT											
weight symmetry	forwar d	latency (msec) LEFT	forward	latency (msec) RIGHT	forward	amplitude scaling LEFT	forward	amplituda scaling RIGHT	forward	strenght symmetry	forward
		backward		backward		backward		backward		backward	
95,33	97,67	140,00	170,00	150,00	153,33	5,67	8,00	4,33	6,00	89,00	80,00
90,97	89,00	140,00	143,33	136,67	140,00	15,00	12,67	12,67	9,33	88,00	83,67
92,67	89,00	153,33	150,00	150,00	150,00	6,33	10,67	5,33	8,67	90,00	91,67
109,67	104,00	133,33	136,67	123,33	140,00	3,67	5,33	4,67	7,33	115,33	124,33
95,00	89,33	140,00	130,00	136,67	136,67	11,67	8,33	7,00	6,67	76,33	86,00
98,33	96,00	123,33	126,67	120,00	133,33	5,67	6,33	5,00	5,33	94,00	93,00
101,33	101,33	130,00	116,67	133,33	156,67	4,00	3,33	6,33	3,33	128,00	107,67
94,67	97,67	143,33	133,33	153,33	133,33	7,33	7,00	6,00	5,00	89,00	96,67
96,67	95,33	133,33	133,33	150,00	136,67	6,33	9,33	3,33	7,00	67,33	83,97
96,67	96,33	116,67	153,33	110,00	123,33	4,00	8,67	4,67	6,67	106,67	84,67
94,67	96,67	12,33	126,67	123,33	123,33	3,00	7,67	5,00	5,67	113,67	92,67
90,00	93,33	126,67	110,00	116,67	113,33	4,33	6,33	3,00	5,33	78,00	90,00
91,67	93,00	133,33	123,33	133,33	110,00	3,33	4,33	3,00	4,67	96,00	103,67
92,33	85,33	130,00	140,00	130,00	140,00	12,00	13,67	7,33	9,00	75,00	79,67
104,33	103,00	133,33	140,00	143,33	156,67	9,67	11,00	8,00	10,67	91,00	96,67
100,67	97,67	133,33	123,67	136,67	130,00	5,67	7,67	4,67	7,00	91,67	96,33
92,67	94,67	133,33	133,33	136,67	136,67	10,00	6,67	6,33	6,33	77,00	88,67
97,67	94,67	133,33	116,64	130,00	116,67	5,00	6,33	5,67	6,67	106,00	102,33
99,33	98,00	136,67	130,00	140,00	156,67	10,33	7,33	6,33	6,33	76,67	95,00
102,33	104,00	130,00	126,67	126,67	120,00	7,00	4,67	9,67	7,33	120,67	126,67
106,00	109,67	143,33	143,33	136,67	143,33	10,00	9,00	13,00	11,67	111,00	115,67
102,00	100,67	113,33	123,33	113,33	130,00	3,33	3,67	3,00	4,67	95,00	117,00
98,33	93,00	120,00	123,33	116,67	116,67	2,67	4,33	4,33	4,00	100,33	111,67
91,00	89,67	136,67	126,67	120,00	136,67	2,00	2,00	3,00	3,00	121,33	115,67

POSTUROGRAFIE																							
LOS																							
RT (sec)								MVL (deg/sec)								EPE (%)							
1	2	3	4	5	6	7	8	1	2	3	4	5	6	7	8	1	2	3	4	5	6	7	8
0,53	0,85	0,77	0,52	0,5	0,74	1,3	1,03	5,1	5,9	5,4	8,2	3,1	5,9	8,9	4,5	18	74	78	95	67	78	74	71
1,04	0,53	0,4	0,56	0,83	0,73	1,1	0,37	3,3	3,8	7,1	7,7	2,9	4,9	6,1	5,1	23	52	59	66	54	41	87	79
0,94	0,69	0,66	0,58	0,55	1,14	0,41	0,59	3,2	5,8	8,6	4,3	2,6	6,6	7,1	10,1	87	93	86	110	50	69	90	85
1,26	0,79	0,85	0,34	1,13	0,78	0,68	0,63	5,5	6,9	5,3	7,3	5,5	5,3	5,6	10	41	79	77	81	61	71	90	78
0,83	0,78	0,54	0,64	0,47	1,17	0,49	0,54	3,8	2,6	2,7	4,2	3,4	5,8	4,9	5,7	82	92	84	85	52	97	82	83
1,7	0,39	0,58	0,41	0,4	0,37	0,42	0,61	5,7	2,3	4,3	4,7	3,1	5,6	4,3	5,2	73	73	74	91	81	95	97	89
1,22	0,64	0,61	0,33	0,66	0,68	0,58	0,45	5	6,5	9,1	5,9	3,8	4,9	9,6	6,2	55	71	77	84	83	112	81	82
0,86	0,42	0,48	0,42	0,47	0,4	0,41	0,56	4,2	2,9	2,7	4,1	2,3	4,7	3,6	3,5	39	68	75	99	89	71	71	70
1,49	0,56	0,58	0,54	1,12	0,6	0,58	0,33	6,2	5,4	4,3	5,2	2,9	4,7	6,5	5,5	62	56	62	84	71	30	87	99
0,54	0,58	1,17	0,42	0,44	0,49	0,67	0,58	2,6	4,5	7,1	5,3	2,4	4,7	6,2	7,9	81	71	77	35	67	97	91	78
0,79	0,63	0,69	0,55	0,7	0,43	0,53	0,43	5,2	4,3	6,4	5,6	3,1	4,7	7,3	5,3	80	73	74	80	65	75	80	73
1,14	0,49	0,54	0,5	0,43	0,4	0,32	0,46	4,2	6,6	9,2	11,8	4,3	8,9	12,8	9,8	70	93	80	95	91	106	90	85
0,89	0,7	0,11	0,77	0,08	0,86	1,34	0,48	7,1	5	6	7,3	4,9	8,8	5,6	4,9	62	54	63	80	73	106	80	92
0,92	0,45	0,33	0,44	0,62	0,41	0,48	0,54	3,7	4,6	4	2,3	2,7	3,1	3,9	4,3	73	68	96	114	72	70	50	52
0,72	0,56	0,5	0,75	0,51	0,48	0,5	0,96	3,3	4,3	5	3,2	5,1	4,7	6,9	4,1	71	83	85	80	62	93	85	86
0,08	0,42	0,42	0,29	0,39	0,41	0,48	0,49	2,8	2,3	4,3	3,4	3,4	4,2	3,6	4,4	46	109	84	69	59	99	89	74
1,67	0,52	0,74	0,4	0,72	1,54	0,86	0,59	4,2	3	6,2	5,1	2,6	5	4,9	7,2	78	80	77	77	96	102	91	89
0,76	0,56	0,46	0,41	0,44	0,48	0,48	0,46	2,6	9,9	6,6	7,7	6	7	7,9	6,7	29	79	78	93	75	113	79	75
1,46	0,49	0,48	0,44	0,61	0,19	0,34	0,6	3,9	5,2	4,2	4	3,8	4,5	2,8	5,5	64	81	76	97	60	89	82	72
0,51	0,57	0,34	0,63	0,56	0,7	0,81	0,55	6,3	3,7	4,4	4,6	4,4	3	2,9	7,9	48	66	94	99	71	99	80	67
0,88	0,61	0,5	0,41	0,25	0,75	0,42	0,56	2,5	5,5	5,6	4,6	3,5	6,6	5,2	4,2	82	83	83	101	62	92	78	76
0,73	0,48	0,5	0,43	0,39	0,42	0,58	0,46	3,6	9,8	4,3	8,1	2,7	7,2	3,6	3,7	63	85	82	97	76	103	90	80
0,63	0,45	0,43	0,39	0,42	0,41	0,5	0,48	3,8	7,5	5,2	6,3	4,9	5,9	7,3	4,5	60	62	78	90	71	90	80	75
1,01	0,47	0,42	0,35	0,38	0,37	0,39	0,44	6,3	10,6	11,6	11,4	4,9	4,1	12,2	9,2	56	95	88	117	81	93	98	110

POSTUROGRAFIE															
LOS															
MXE (%)								DCL (%)							
1	2	3	4	5	6	7	8	1	2	3	4	5	6	7	8
88	79	80	97	78	92	76	71	87	71	81	74	77	71	84	78
62	59	65	90	71	79	92	80	91	69	87	76	61	45	70	62
87	93	100	110	69	118	90	85	92	61	80	72	18	58	78	81
78	82	90	108	86	91	93	90	88	82	84	42	63	64	85	74
90	92	85	102	62	102	82	83	94	88	93	84	70	82	88	85
82	83	83	94	96	98	97	95	96	93	91	80	84	73	91	81
61	71	80	94	85	112	92	101	92	77	82	76	78	75	93	86
64	69	77	99	98	107	89	87	88	90	95	81	86	82	92	81
66	64	66	91	81	99	88	99	89	82	85	69	81	52	90	66
81	88	79	95	83	110	93	78	88	58	85	78	88	71	84	58
90	92	80	82	81	90	92	78	82	67	70	72	74	80	73	64
70	93	85	98	90	106	96	102	89	78	86	67	82	68	93	85
62	54	80	80	78	106	85	92	88	90	86	76	71	84	90	76
80	81	96	114	73	86	76	58	83	69	87	79	60	68	90	71
96	83	87	80	95	120	94	96	96	80	95	81	81	80	91	71
95	109	91	97	85	101	91	91	84	82	90	84	87	87	89	83
79	82	80	87	96	102	91	100	88	84	86	70	78	80	84	73
83	89	95	103	90	113	90	92	72	60	76	67	50	81	84	72
85	89	82	101	89	98	84	74	88	57	96	80	78	81	90	51
66	73	94	106	91	102	81	70	80	67	89	81	84	88	90	53
82	90	86	101	80	100	82	78	92	68	93	76	71	61	85	49
71	85	86	99	84	103	91	80	80	87	82	61	76	79	93	94
70	85	80	82	91	100	90	78	75	80	77	73	80	78	90	92
88	100	98	117	82	97	98	110	97	86	84	57	86	76	82	92

Příloha č. 5 Data ke statistickému zpracování – elektromyografie

ELEKTROMYOGRAFIE															
ADT TOES UP								ADT TOES DOWN							
LT UPPE TRAP	RT UPPE TRAP	LT MID DELT	RT MID DELT	LT LAT TB	RT LAT TB	LT BB Mea n, uV	RT BB Mea n, uV	LT UPPE TRAP	RT UPPE TRAP	LT MID DELT	RT MID DELT	LT LAT TB	RT LAT TB	LT BB Mea n, uV	RT BB Mea n, uV
Mean, uV	Mean, uV	Mean, uV	Mean, uV	Mean, uV	Mean, uV	Mean, uV	Mean, uV	Mean, uV	Mean, uV	Mean, uV	Mean, uV	Mean, uV	Mean, uV	Mean, uV	Mean, uV
16,22	2,16	0,26	1,00	0,10	0,14	0,40	0,08	10,89	2,21	0,02	1,03	0,01	0,11	0,02	0,04
3,43	2,36	0,74	0,31	0,95	0,26	0,67	0,15	0,32	0,42	0,84	0,08	0,13	0,08	0,44	0,07
0,28	1,66	0,20	1,48	0,16	0,37	0,03	0,66	0,10	1,19	0,42	0,38	0,77	0,01	0,17	0,60
0,27	1,02	0,79	1,23	0,77	0,41	1,97	0,90	0,91	0,85	1,08	1,25	1,28	1,76	0,12	0,51
1,76	1,96	1,07	1,27	0,46	1,01	0,58	0,47	1,08	1,02	0,27	0,13	0,40	0,24	1,56	0,09
9,94	9,29	0,16	3,54	0,79	0,65	0,04	0,83	6,73	4,98	0,10	0,30	0,17	0,20	0,02	0,33
2,61	0,83	0,06	1,08	0,03	0,21	0,63	1,27	2,69	0,08	0,30	0,92	0,18	0,17	0,79	0,78
7,01	1,31	2,21	1,74	1,47	1,17	1,06	0,94	1,23	0,07	0,17	0,10	1,16	0,38	0,29	0,37
16,70	7,18	16,34	16,14	8,49	7,77	4,29	7,26	1,56	0,29	0,58	0,23	0,15	0,54	0,25	1,57
6,57	6,42	2,15	2,85	2,10	2,67	2,01	2,41	4,38	4,85	0,91	1,48	0,81	0,96	0,63	0,63
1,10	1,62	1,43	1,57	0,20	0,86	0,29	0,50	1,04	1,27	0,38	1,16	0,45	0,58	0,45	0,54
0,81	0,79	1,08	0,37	0,96	1,15	0,28	0,28	1,87	0,99	0,04	1,31	0,14	0,34	0,21	0,23
0,10	0,16	1,38	0,61	0,42	0,40	0,03	0,10	3,16	0,48	2,65	0,85	1,15	0,69	1,50	0,22
7,32	9,93	2,73	4,04	0,71	2,25	0,78	1,51	0,79	2,93	5,35	0,12	0,11	0,97	0,29	0,18
0,18	0,08	0,18	0,02	0,01	0,07	0,01	0,11	0,12	0,11	0,09	0,01	0,02	0,09	0,11	0,08
1,00	0,68	0,97	0,60	0,93	1,00	0,65	0,66	0,92	0,63	0,37	0,24	0,34	0,19	0,25	0,35
1,32	1,78	5,12	6,13	1,16	1,45	1,01	1,72	0,33	1,23	1,99	5,77	0,75	0,37	0,37	0,54
3,20	4,42	2,07	1,12	0,68	0,91	0,82	1,07	0,28	0,11	0,19	0,25	0,07	0,13	0,04	0,07
0,15	0,08	0,08	0,11	0,48	0,14	0,11	0,08	0,09	0,36	0,06	0,28	0,03	0,06	0,02	0,11
1,09	0,97	4,78	2,17	2,67	0,97	1,62	0,28	0,46	0,26	0,33	0,33	0,46	0,07	0,40	0,03
0,13	0,17	2,59	2,61	0,91	2,55	1,11	1,22	0,11	1,34	0,65	0,05	0,46	0,51	0,31	0,19
1,29	0,53	1,24	1,28	0,40	0,27	0,32	0,21	0,79	0,54	0,13	0,11	0,22	0,04	0,23	0,05
0,70	1,26	1,43	1,57	0,20	0,86	0,29	0,50	0,42	0,51	0,26	0,30	0,77	0,46	0,57	0,50
2,24	1,59	1,64	3,19	0,93	0,04	3,33	0,71	1,86	0,23	0,07	0,14	0,01	0,06	0,12	0,06

ELEKTROMYOGRAFIE															
MCT BACKWARD								MCT FORWARD							
LT UPPE TRAP	RT UPPE TRAP	LT MID DELT	RT MID DELT	LT LAT TB	RT LAT TB	LT BB Mea n, uV	RT BB Mea n, uV	LT UPPE TRAP	RT UPPE TRAP	LT MID DELT	RT MID DELT	LT LAT TB	RT LAT TB	LT BB Mea n, uV	RT BB Mea n, uV
Mean, uV	Mean, uV	Mean, uV	Mean, uV	Mean, uV	Mean, uV	Mean, uV	Mean, uV	Mean, uV	Mean, uV	Mean, uV	Mean, uV	Mean, uV	Mean, uV	Mean, uV	Mean, uV
8,24	2,22	0,19	0,60	0,09	0,09	0,05	0,11	17,01	3,98	0,28	0,37	0,11	0,15	0,13	0,09
1,95	0,42	0,79	0,45	1,06	0,56	0,64	0,21	1,39	0,24	0,61	0,58	0,89	1,22	0,77	0,72
0,17	0,21	0,18	0,24	0,28	0,23	0,28	0,53	6,05	2,50	3,40	3,84	7,33	3,74	6,59	7,93
1,22	1,61	0,83	0,71	0,26	0,32	0,37	0,85	1,47	0,63	0,29	0,90	0,05	0,88	0,53	0,89
0,50	0,70	0,12	0,53	0,07	0,34	0,38	0,13	1,29	0,64	0,07	0,24	0,04	0,09	0,04	0,47
3,12	4,22	0,08	0,10	0,71	0,19	0,11	0,17	4,30	5,07	0,03	0,49	0,28	0,32	0,86	0,39
1,83	0,97	0,62	0,37	0,27	0,24	0,25	0,09	5,24	0,12	0,84	1,06	0,20	0,47	0,87	0,43
0,69	0,35	0,22	0,50	0,16	0,55	0,10	0,26	2,15	0,33	0,41	0,62	0,30	0,43	0,47	0,34
6,18	2,03	3,07	3,17	2,06	2,84	2,05	1,94	14,63	4,27	8,65	9,55	7,46	8,30	6,99	6,89
1,86	0,12	0,98	0,95	1,01	1,25	0,64	1,05	7,22	3,48	2,61	1,84	2,63	2,87	1,56	2,34
1,61	1,03	0,39	0,80	0,41	0,47	0,38	0,52	1,55	2,67	1,08	1,27	0,75	0,69	1,64	1,59
0,51	0,85	0,14	0,30	0,13	0,04	0,44	0,01	9,37	0,75	1,10	1,09	0,75	0,92	1,62	0,20
0,50	0,49	0,61	0,27	0,47	0,04	0,07	0,09	3,29	1,72	1,82	0,64	0,45	0,29	0,10	0,54
8,70	8,42	0,99	4,22	0,60	2,37	0,63	1,38	3,45	4,45	6,48	2,63	0,49	1,48	0,90	0,14
0,15	0,15	0,26	0,04	0,15	0,12	0,08	0,29	4,16	1,06	0,70	0,39	0,55	0,29	0,68	0,02
0,26	0,06	0,16	0,10	0,19	0,07	0,22	0,03	1,31	1,10	1,92	1,85	1,66	1,49	1,06	1,09
0,83	0,39	4,29	3,26	1,07	0,54	0,64	0,70	0,66	0,51	3,77	3,67	1,05	0,39	0,60	0,31
0,14	0,01	0,38	0,52	0,12	0,35	0,35	0,09	1,08	2,21	1,25	0,96	0,40	0,76	0,59	0,77
1,16	1,01	0,04	0,32	0,41	0,28	0,16	0,03	0,06	0,68	0,35	0,18	0,25	0,19	1,29	0,94
0,24	0,34	0,01	0,02	0,46	0,12	0,48	0,03	1,91	0,93	5,50	2,92	1,77	1,88	1,44	1,11
0,26	0,41	0,79	0,87	0,41	4,05	0,76	0,54	4,47	0,95	0,94	1,72	1,50	8,63	1,93	1,44
0,66	0,77	0,02	0,11	0,17	0,08	0,25	0,58	5,43	2,81	7,74	6,48	1,25	1,42	1,58	1,33
1,53	1,14	0,32	0,72	0,46	0,20	0,21	0,39	1,38	1,81	0,87	0,88	0,64	0,67	1,54	1,05
0,40	0,26	0,38	0,16	0,21	0,14	0,92	0,30	0,64	0,43	0,20	0,35	0,22	0,30	5,02	0,25

ELEKTROMYOGRAFIE							
LOS							
LT UPPE TRAP Mean, uV	RT UPPE TRAP Mean, uV	LT MID DELT Mean, uV	RT MID DELT Mean, uV	LT LAT TB Mean, uV	RT LAT TB Mean, uV	LT BB Mean, uV	RT BB Mean, uV
1,93	0,56	0,78	1,70	0,35	1,38	0,26	0,85
9,62	2,36	2,08	3,03	2,56	2,37	5,16	1,11
3,52	5,01	0,78	1,46	3,10	1,73	0,91	0,97
1,73	1,57	2,22	1,60	1,32	0,86	1,02	1,21
1,35	0,84	0,18	0,28	0,09	0,17	0,48	0,38
0,79	2,44	0,35	2,97	1,32	0,64	0,57	1,51
1,75	0,29	1,45	1,06	0,51	1,03	0,41	1,23
1,35	0,42	0,15	0,27	0,15	0,72	0,83	0,44
0,48	0,25	0,71	0,93	0,79	0,78	0,90	1,29
2,34	9,33	2,92	6,81	3,32	7,66	4,08	5,99
1,47	1,39	1,65	0,90	0,96	1,30	1,07	1,47
2,33	3,69	1,98	6,22	4,01	3,34	5,97	0,82
0,89	0,61	4,30	0,62	2,68	0,32	0,65	1,27
1,86	3,59	1,34	2,49	0,77	0,94	0,76	0,80
2,02	1,11	1,97	3,66	0,73	1,81	9,98	4,52
0,47	2,62	1,02	0,75	1,45	0,87	1,40	1,19
1,85	2,12	2,78	2,25	3,30	1,48	1,27	3,38
4,01	0,81	3,04	0,82	3,31	0,89	2,46	1,61
0,65	0,33	0,25	1,52	0,97	1,48	0,46	0,96
0,87	1,39	0,49	0,57	0,83	1,37	0,40	0,64
1,65	0,90	3,85	1,13	1,43	1,28	1,18	0,86
0,57	0,35	2,45	3,58	0,81	0,84	0,57	0,60
1,17	1,38	1,08	0,79	0,77	0,71	0,69	1,08
3,26	0,84	1,52	1,95	0,91	0,03	1,18	0,92