

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství

Monika Krátká

**Vliv polohy těla na sílu úchopu u spinálních
pacientů**

Diplomová práce

Praha 2017

Autor práce: **Monika Krátká**

Vedoucí práce: **Mgr. Zuzana Hlinková**

Oponent práce: **doc. MUDr. Jiří Kříž, Ph.D.**

Datum obhajoby: **2017**

Bibliografický záznam

KRÁTKÁ, Monika. *Vliv polohy těla na sílu úchopu u spinálních pacientů*. Praha, 2017. Diplomová práce. Univerzita Karlova, 2. lékařská fakulta, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství. 64 s., vedoucí práce Mgr. Zuzana Hlinková

Anotace

Tato diplomová práce se zabývá schopností udržení stability trupu u paraplegických jedinců ve vztahu k funkčním dovednostem horní končetiny. Jejím cílem je zjistit, do jaké míry ovlivňuje poloha těla velikost svalové síly úchopu horní končetiny u těchto osob. Práce se skládá ze dvou částí. První část obsahuje úvod do problematiky míšních lézí a následně poznatky o mechanismu řízení a funkčnímu významu trupu jako celku vzhledem k postuře a ke každodenním aktivitám. Dále se zabývá možnostmi využití a způsoby měření svalové síly úchopu horní končetiny v klinické praxi. Ve druhé části jsou zpracovány výsledky měření svalové síly úchopu horních končetin u paraplegických pacientů ve třech odlišných polohách - vleže a ve dvou variantách sedu. Měřeno bylo pomocí dynamometru. Změřené výsledky jsou porovnány s poznatky získanými rešerší odborné literatury.

Klíčová slova

paraplegie, míšní léze, úchop horní končetiny, síla úchopu, svalová síla, poloha těla, stabilita trupu

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Annotation

This master's thesis deal with the ability to maintain trunk stability in paraplegic patients in the relation to the functional skills of upper extremity. Its aim is to determine the extent to which posture influences grip strength in these persons. It consists of two parts. The first part includes introduction of the spinal cord injury and findings of the mechanisms and functional significance of the torso in relation to posture and everyday activities. Further, it presents the possibilities of utilization and different ways of measurement of grip strength in clinical practice. In the second part, the results of the measurement of grip strength in paraplegic persons in three different positions - lying on the back and in two different sitting positions – are analyzed. The measurements were undertaken using a dynamometer. The results are compared with literature findings.

Keywords

paraplegia, spinal cord injury, handgrip, handgrip strength, muscle strength, body posture, trunk stability

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

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením Mgr. Zuzany Hlinkové, uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky. Dále prohlašuji, že stejná práce nebyla použita k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze, dne 21. 8. 2017

Monika Krátká

Poděkování

Velice děkuji především pacientům, které jsem měřila a díky kterým tato práce obsahuje praktickou část. Velký dík rovněž patří vedoucí práce, Mgr. Zuzaně Hlinkové, a to především za domluvení a komunikaci se všemi pacienty a za nepostradatelné připomínky a nápady.

Dále bych chtěla moc poděkovat Liborovi Štefflovi za velikou pomoc a podporu, Ladislavovi Pecenovi za konzultaci statistiky a rodině a Daniele Clarke za další cenné připomínky.

OBSAH

ÚVOD	4
1 PŘEHLED POZNATKŮ.....	6
1.1 Míšní léze.....	6
1.1.1 Mícha	6
1.1.2 Míšní léze	6
1.1.3 Etiologie	6
1.1.4 Incidence	7
1.1.5 Péče o spinální pacienty na území České republiky	8
1.1.6 Výška léze a klinický obraz.....	8
1.1.7 Stanovení výšky a rozsahu míšní léze.....	10
1.1.8 Vývoj neurologického a funkčního obrazu	11
1.1.9 Neuroplasticita a další změny v CNS.....	12
1.2 Trup	13
1.2.1 Funkce u zdravých jedinců.....	13
1.2.2 Změny u spinálních pacientů	14
1.2.3 Měření síly a stability trupu u spinálních pacientů	15
1.2.4 Terapie stabilního sedu u spinálních pacientů	17
1.3 Svalové synergie.....	17
1.3.1 Úvod.....	17
1.3.2 Aktivita trupu a horních končetin	18
1.3.3 Trup.....	19
1.3.4 Horní končetiny	19
1.3.5 Svalové synergie u spinálních pacientů.....	20
1.4 Svalová síla úchopu horní končetiny	21
1.4.1 Úvod.....	21
1.4.2 Využití.....	21
1.4.3 Síla úchopu u spinálních pacientů.....	22
1.4.4 Geografické odlišnosti a normativní data	22
1.5 Měření svalové síly úchopu	23
1.5.1 Způsoby měření	23
1.5.2 Parametry měření.....	24
1.5.3 Další faktory ovlivňující měření	25
1.5.3.1 Poloha.....	25

1.5.3.2	Výška, váha a pohlaví	26
1.5.3.3	Věk	26
1.5.3.4	Dominance horní končetiny	27
1.5.3.5	Velikost držadla	27
1.5.3.6	Psychický stav	27
1.5.3.7	Ostatní	27
2	CÍLE A HYPOTÉZY	29
3	METODIKA	31
3.1	Vstupní kritéria	31
3.2	Soubor probandů	31
3.3	Měřicí zařízení	32
3.4	Polohy a pořadí	33
3.4.1	Poloha vsedě s oporou zad	33
3.4.2	Poloha vsedě bez opory zad	34
3.4.3	Poloha vleže na zádech	35
3.5	Instrukce a průběh	35
3.6	Zpracované hodnoty	36
3.7	Statistické zpracování	36
4	VÝSLEDKY	38
4.1	Porovnání poloh	38
4.2	Porovnání prvního a druhého měření	39
4.3	Porovnání dominantních a nedominantních horních končetin	40
4.4	Muži a ženy	41
4.5	Testování hypotéz	42
5	DISKUSE	44
	SOUHRN	48
	ZÁVĚRY	50
	REFERENČNÍ SEZNAM	51
	SEZNAM PŘÍLOH	64
	PŘÍLOHY	65

SEZNAM ZKRATEK

ADL - běžné denní činnosti (*anglicky: Activities of Daily Living*)

AIS - ASIA škála postižení (*anglicky: ASIA Impairment Scale*)

ASHT - Americká společnost terapeutů ruky (*anglicky: American Society of Hand Therapists*)

ASIA - Americká asociace míšních poranění (*anglicky: American Spinal Injury Association*)

C - krční (*latinsky: cervicalis*)

EMG - elektromyografie

ISCoS - Mezinárodní míšní společnost (*anglicky: The International Spinal Cord Society*)

ISNCSCI - Mezinárodní standardy pro neurologickou klasifikaci míšního poranění (*anglicky: International standards for neurological classification of spinal cord injury*)

L - bederní (*latinsky: lumbalis*)

m. - sval (*latinsky: musculus*)

mm. - svaly (*latinsky: musculi*)

MVC - maximální volní kontrakce (*anglicky: Maximal Voluntary Contraction*)

T/Th - hrudní (*latinsky: thoracis*)

VNZ - poloha vleže na zádech

VSB - poloha vsedě bez opory zad

VSS - poloha vsedě s oporou zad

ÚVOD

Míšní léze je závažné a ve většině případů nevratné postižení, které zásadně změní život každého jedince, kterého se týká (Kříž, 2013; Kříž, Chvostová, 2009). V České republice dojde každoročně ke 200 až 300 novým případům (Kříž, Hlinková, 2016; kolektiv Spinální jednotky, 2015; Kříž, 2013). Velká část těchto osob musí následně používat pro lokomoci invalidní vozík (Kříž, Hlinková, 2016; kolektiv Spinální jednotky, 2015). Důvodem je porucha motoriky v místě a pod úrovní léze. Klinický obraz a míra postižení funkčních schopností jedince závisí na neurologické úrovni a rozsahu poranění (Ambler et al., 2009).

Schopnosti vykonávat každodenní činnosti z pozice vsedě je jednou ze základních podmínek samostatnosti a nezávislosti jedince (Gabison et al., 2014). Jedním z předpokladů pro její zajištění je adekvátní aktivita a koordinace trupových svalů (Gabison et al., 2014; Sprigle, 2007; Chen, 2003). Ty mají na starosti stabilitu trupu (Bjerkefors et al., 2009). Zároveň do velké míry ovlivňují funkci svalů horních končetin a určují tak možnosti a kvalitu prováděných pohybů (Takahashi et al., 2015).

Pohyby na končetinách a trupu jsou u zdravých (Ehsan et al., 2015; Bizzi, Cheung, 2013; Castellini, van der Smagt, 2013; Zariffa et al., 2012; Ajiboye, Weir, 2009) i u spinálních pacientů (Gagnon et al., 2009b), řízeny centrální nervovou soustavou a to v rámci aktivace svalových synergií. Jedná se o schémata současně zapojených svalů, které jsou koordinovány jako jeden celek (Hirashima, Oya, 2016). To umožňuje efektivní řízení pohybu segmentů i celého lidského těla (Ehsan et al., 2015; Bizzi, Cheung, 2013). V případě míšní léze mohou být některé synergie pozměněny (Bjerkefors et al., 2009). Například u paraplegických jedinců je porušena nebo není přítomna volní aktivita svalů na dolních končetinách a částečně i na trupu (Gabison et al., 2014). To vede k nerovnováze mezi jednotlivými svaly (Clare et al., 2013) a následně ke změně svalových synergií (Bjerkefors et al., 2009). Důsledkem je pak snížení efektivity vykonávaných pohybů (Clare et al., 2013).

Jednou z možností, jak zjistit efektivitu užívaných synergií, a tedy i míru funkčních schopností, je vyšetření svalové síly úchopu horní končetiny pomocí dynamometru. Jedná se o efektivní a spolehlivý způsob, jak získat informace o funkčních schopnostech ruky u zdravých (Anjum et al., 2012; Puh, 2010; Werle et al., 2009) i paraplegických osob (Sisto, Dyson-Hudson, 2007).

Cílem této diplomové práce je zjistit, zda poloha těla ovlivní svalovou sílu úchopu horní končetiny u paraplegických osob. Základem je předpoklad, že méně stabilní poloha společně

s porušenou inervací některých trupových svalů a změněnými svalovými synergiemi sníží u těchto pacientů svalovou sílu úchopu. Práce se skládá dvou částí, teoretické, která má za cíl shrnout poznatky na toto téma, a praktické, která popisuje výsledky naměřené u souboru probandů. Pro účely této práce se silou úchopu rozumí přístrojem naměřená hodnota.

1 PŘEHLED POZNATKŮ

1.1 Míšní léze

1.1.1 Mícha

Mícha, jakožto část centrálního nervového systému člověka, představuje strukturu zprostředkovávající jak aferentní, tak eferentní informace probíhající mezi periferií a mozkem. Je válcovitého tvaru a prochází páteřním kanálem kraniálně od foramen occipitale magnum, kaudálně po obratel L1 (Ambler et al., 2008).

Úsek míchy, z něhož se sbíhají kořenová vlákna do jednoho páru míšních nervů, se nazývá míšní segment. Celkem je 31 míšních segmentů a tedy i 31 párů míšních nervů. Z toho je 8 krčních, 12 hrudních, 5 bederních, 5 křížových a 1 kostrční. Prvních sedm párů míšních nervů vystupuje nad prvními sedmi obratli, následujících osmnáct pak pod obratli, ke kterým přísluší (Čihák, 2011).

V oblasti krční a bederní páteře tvoří mícha rozšíření nazývaná se intumescentia cervicalis et lumbalis. Odtud odstupují nervy tvořící pleteně - plexus brachialis et lumbosacralis, jež zásobují horní a dolní končetiny. Na svém kaudálním konci se pak mícha zužuje a tvoří ze segmentů S3 až S5 conus medullaris. Ten je lokalizovaný na úrovni obratle L1 či obratlové ploténky L1/L2. Kraniálně nad ním se nachází epiconus a kaudálně pak cauda equina, složená již jen z míšních kořenů L2 až S5 (Ambler et al., 2008).

1.1.2 Míšní léze

Míšní léze znamená poškození míchy, conus medullaris či caudy equina v důsledku traumatické či netraumatické události (Biering-Sørensen et al., 2014). Důsledkem toho vzniká částečné či úplné postižení motorických, senzitivních a autonomních funkcí v a pod místem léze (Bjerkefors et al., 2009, Ambler et al., 2008).

1.1.3 Etiologie

Míšní léze se dají podle etiologie rozdělit na úrazové a neúrazové. První skupina, která se u nás vyskytuje častěji, zahrnuje úrazy, u kterých dojde ke kompresi míchy luxovanými obratli či jejich úlomky. Mezi ně patří především pády, dále pak dopravní nehody a sportovní úrazy. Druhá skupina zahrnuje poškození míchy zánětlivé etiologie či na podkladě degenerativních

spondylotických změn, výhřezů meziobratlových plotének, vrozených vad páteře či perioperačních komplikací (kolektiv Spinální jednotky, 2015).

1.1.4 Incidence

Počet nově vzniklých míšních lézí v České republice činí 200 až 300 za rok (Kříž, Hlinková, 2016; kolektiv Spinální jednotky, 2015; Kříž, 2013), z toho přibližně 200 z těchto osob musí nadále pro lokomoci používat vozík (Kříž, Hlinková, 2016; kolektiv Spinální jednotky, 2015). Ze 73,7 % se jedná o muže a z 26,3 % o ženy, přičemž tento poměr se za sledované období, tj. v letech 2006 až 2015, nemění. Průměrný věk pacientů je 49,1 let se zvyšující se tendencí v průběhu sledování (kolektiv Spinální jednotky, 2015).

Traumatická léze míchy postihne jak v rozvojových, tak vyspělých zemích především muže ve věku 18 až 32 let a ve vyspělých zemích muže i ženy nad 65 let. Důvodem druhého jmenovaného je stárnutí populace a s tím spojené aspekty stárnutí jako je snižující se svalová síla, schopnost udržet stabilitu a zvýšené riziko pádů. Stejný zdroj uvádí celkovou incidenci traumatických míšních lézí na 23 případů na jeden milion, přičemž v Severní Americe je to 40 na jeden milion, v západní Evropě 16 na jeden milion a v Austrálii 15 na jeden milion (Lee et al., 2014). I přes to, že si úrazové léze stále drží první místo, jejich výskyt se za poslední roky snižuje. Podle dat ze všech spinálních rehabilitačních ústavů v České republice z let 2006 až 2015, je patrný pokles úrazových míšních lézí z přibližně 200 na 150 nových případů za rok a zároveň nárůst lézí neúrazových (kolektiv Spinální jednotky, 2015). Co se týče ostatních vyspělých zemí světa, situace je podobná (Lee et al., 2014; Noonan VK et.al, 2011). Existuje například studie informující o již převažujícím výskytu neúrazových míšních lézí nad úrazovými na území Austrálie (New PW, Sundararajana, 2008).

Poměry výskytu neurologických úrovní (NLI - Neurological Level of Injury), měřených podle Mezinárodních standardů pro neurologickou klasifikaci míšního poranění (ISNCSCI - International Standards for Neurological Classification of Spinal Cord Injury), a rozsahu lézí dle AIS (ASIA Impairment Scale), se během let 2006 až 2015 nezměnily. Nejvíce se vyskytují úrazy v oblasti krční páteře, na druhém místě je oblast hrudní a následně bederní a křížová. Co se týče rozsahu podle AIS, nejčastěji se setkáváme s rozsahem AIS D poté AIS C, A a B (kolektiv Spinální jednotky, 2015), kde písmeno A označuje kompletní lézi bez zachování motorických a senzitivních funkcí v sakrálních segmentech. B označuje lézi senzitivně nekompletní, C a D

motoricky nekompletní a E se rovná normálním motorickým i senzitivním funkcím ve všech segmentech (Kříž, Chvostová, 2009).

1.1.5 Péče o spinální pacienty na území České republiky

V České republice existuje od roku 2002 díky Metodickému opatření Ministerstva zdravotnictví komplexní a strukturovaná péče o spinální pacienty. V rámci takzvaného Spinálního programu jsou pro jednotlivá stadia stanovena specializovaná pracoviště zajišťující péči a léčbu. Pro akutní 1.a stadium, v rozmezí jednoho až dvou týdnů po zranění, to jsou spondylochirurgická pracoviště, zajišťující dekompresi míchy, stabilizaci páteře a následnou péči s intenzivní rehabilitací. Pro subakutní 1.b stadium v období třetího až dvanáctého týdne po zranění, je určena jedna ze čtyř spinálních jednotek. Podmínkou pro přeložení na Spinální jednotku je kardiopulmonální kompenzace pacienta. Dochází zde k lékařské, ošetrovatelské, rehabilitační a psychologické péči s cílem dosažení maximální možné soběstačnosti. Následně je pacient v rámci chronického 2. stadia přeložen do jedné ze tří spinálních rehabilitačních jednotek. Zde pokračuje intenzivní rehabilitace zhruba po dobu pěti měsíců. Spinální jednotky se nacházejí v Praze, Brně, Liberci a Ostravě a spinální rehabilitační jednotky v Kladrubech, Lužičkošumberku a Hrabyni (Kříž, 2013). Po propuštění do domácího prostředí by měl být pacient nadále sledován svým praktickým lékařem a v případě potřeby ambulantně ošetřen či hospitalizován na spádové Spinální jednotce (Kříž, 2013).

1.1.6 Výška léze a klinický obraz

Výsledný klinický obraz je určen rozsahem a výškou léze. Z hlediska rozsahu může být poranění buď kompletní či nekompletní a vypovídá o tom, jak velká část míchy je při pohledu na její horizontální řez poškozena (Ambler et al., 2008). Neurologická výška léze pak popisuje, v jaké úrovni míchy k poškození došlo, respektive po jaký nejkaudálnější segment je mícha intaktní (Kříž, Chvostová, 2009).

Podle výšky léze, a s tím souvisejícího motorického a/nebo senzitivního postižení, se dají míšní poranění rozdělit do tří skupin - pentaplegie, tetraplegie a paraplegie. V případě motoricky nekompletních pak na tetraparézu či paraparézu (Kříž, Hlinková, 2016). O pentaplegii mluvíme v případě léze nad třetí krční segment, kde je poškozena i inervace bránice v podobě nervus phrenicus, jež má zásobení z kořenů C3 až C5 (Ambler et al., 2008). Zároveň je narušena

hybnost horních a dolních končetin, svalů trupu. Tetraplegie vzniká při lézi krční oblasti míchy (Kříž, Hlinková, 2016), tedy segmentů C5 až C8 (Kirshblum et al., 2011). Podle výšky léze vzniká různě rozsáhlé poškození svalů horních končetin, a dále pak trupu a dolních končetin. O paraplegii mluvíme při poranění v oblasti hrudní a bederní páteře. V případě léze segmentů T1 až T12 následuje ztráta hybnosti dolních končetin a podle úrovně léze také svalů trupu, konkrétně svalů interkostálních, zádočných a břišních (Ambler et al., 2008). Při tomto postižení je funkce horních končetin zachována (Kirshblum et al., 2011). Někteří autoři rozdělují paraplegii na vysokou (T1 až T8) a nízkou (T9 až T12) (Takara et al., 2010). Při poškození míchy v úrovni L1 až S2 se postižení projevuje poškozením hybnosti dolních končetin (Ambler et al., 2008) společně s některými svaly pánevního dna zásobených ze sakrálních segmentů (Čihák, 2001), a protože se jedná o poškození cauda equina, tedy kořenových nervů, jde o poškození periferní (Pfeiffer, 2007).

V případě poškození tractus corticospinalis se budou výše zmíněná poškození hybnosti projevovat v rámci syndromu centrální parézy, tedy spasticitou, hyperreflexií šlachookosticových reflexů, pozitivními spastickými pyramidovými jevy a svalovou slabostí. V případě léze předních rohů míšních, nejčastěji v oblasti krční či bederní intumescence, může dojít ke kombinaci s periferní parézou. Ta se projevuje svalovou slabostí, hypotonií, hypo- až areflexií, a fascikulacemi (Ambler et al., 2008).

Kromě výše popsaných motorických dysfunkcí se vyskytují i poruchy senzitivní a autonomní, lišící se podle místa a rozsahu léze (Ambler et al., 2008).

Svaly trupu lze rozdělit na svaly trupu inervované buď částečně nebo zcela z hrudních segmentů, uvedeny v tabulce (Tabulka 1). Kromě nich mohou být z prvních dvou hrudních segmentů inervovány i některé svaly horních končetin a to z důvodu jejich větvení do brachiální pleteně. Svaly, kterých se to týká, jsou mm. interossei palmares et dorsales, mm. lumbricales, m. abduktor digiti minimi, m. abduktor pollicis brevis, m. pronator teres a m. flexor digitorum superficialis et profundus (Corna; 2008).

Sval (musculus)	Segmentální inervace	Funkce
Pectoralis major	C5 až T1	flexe, addukce, vnitřní rotace horní končetiny
Pectoralis minor	C8 a T1	tah lopatky dolů dopředu a mediálně, pomocný výdechový sval
Intercostales interni	T1 až T6	deprese žeber
Intercostales externi	T2 až T6	elevace žeber
Serratus posterior superior	T1 až T4	elevace horních žeber
Serratus posterior inferior	T9 až T12	deprese dolních žeber
Rectus abdominis	hrudní nervy z T7 až T11, subkostální nervy	flexe trupu
Transversus abdominis	hrudní nervy z T7 až T11, iliohypogastrický a ilioinguinální nerv (z bederního plexu)	flexe, rotace trupu
Obliquus internus abdominis	hrudní nervy z T7 až T11, iliohypogastrický a ilioinguinální nerv (z bederního plexu)	flexe, rotace trupu
Obliquus externus abdominis	hrudní nervy z T7 až T11, iliohypogastrický a ilioinguinální nerv (z bederního plexu)	flexe, rotace trupu
Errector spinae	C1 až S5	extenze a lateroflexe páteře nebo hlavy, rotace páteře
Quadratus lumborum	T12 až L4	extenze a lateroflexe trupu, fixace 12. žebra

Tabulka 1. Seznam svalů inervovaných z hrudních míšních segmentů (de Paleville et al., 2011; Corna, 2008; Michalek, 2007; Tank, 1995)

1.1.7 Stanovení výšky a rozsahu míšní léze

Jak je popsáno v předchozí části, klinický obraz je určený jednak neurologickou úrovní a dále rozsahem léze. Pro jejich stanovení se používají Mezinárodní standardy pro neurologickou klasifikaci míšních poranění (ISNCSCI), definované ASIA (Kirshblum et al., 2011).

Neurologická úroveň (NLI) označuje nejnižší míšní segment s normální motorickou a senzitivní funkcí na obou stranách (Kříž, Chvostová, 2009). Pro její stanovení je třeba provést

vyšetření motorické úrovně pomocí klíčových svalů a senzitivní úrovně prostřednictvím klíčových bodů.

Pro určení rozsahu slouží škála AIS (ASIA Impairment Scale). Definuje pět skupin rozsahu léze - A až E. Kromě zhodnocení motorických a senzitivních funkcí pod úrovní léze se k jejímu určení využívá vyšetření volní anální kontrakce a hlubokého análního tlaku (Kříž et al., 2014). Absence obou složek nasvědčuje na AIS A, tedy na motoricky i senzitivně kompletní lézi. Přítomnost alespoň jedné složky svědčí o nekompletní lézi (Kříž, Hlinková, 2016). Ta může být buď senzitivně nekompletní a označuje se AIS B, nebo motoricky nekompletní AIS C a D. V případě intaktních motorických i senzitivních funkcí všech segmentů se jedná o AIS E. Pro preciznější odlišení motoricky kompletních a nekompletní léze se od roku 2013 využívá také vyšetření neklíčových svalů (Kříž et al., 2013).

1.1.8 Vývoj neurologického a funkčního obrazu

I přes závažnost a rozsah poranění, které míšní léze způsobí, může dojít v následujících týdnech a měsících k částečné obnově motorických i senzitivních funkcí. Těsně po úrazu dochází k nástupu míšního šoku charakteristického útlumem míšních funkcí. Klinicky se projevuje vyhaslými reflexy, sníženým svalovým tonem a anezií pod úrovní léze. Po jeho odeznění, které nastává týdny až měsíce po poranění, se objevuje první neurologické zlepšení. Dochází postupně k obnově hybnosti a/nebo citlivosti pod úrovní léze, čemuž se říká „spontánní zotavení“ (Hedel, 2006).

Zlepšení neurologického obrazu se může objevit i s odstupem po odeznění míšního šoku. Ve studii, která měřila neurologický vývoj u sto třinácti pacientů během prvního roku po traumatickém poranění míchy, došlo ke zlepšení senzomotorických funkcí hodnocených podle ISNCSCI a to jak u nekompletních, tak kompletních poranění. Ve skupině nekompletních lézí se téměř polovina měřených zlepšila o jeden segment. U druhé skupiny došlo rovněž ke zlepšení a zároveň se ve 30 % změnila léze na nekompletní (Kříž, Hyšperská, 2013). Obdobné informace podává studie od Steeves JD et al., kde došlo ke zlepšení motorických funkcí v prvním roce po kompletní traumatické lézi krční míchy u sedmdesáti procent vyšetřovaných a to minimálně o jednu motorickou úroveň (Steeves et al., 2011).

Curt et al. zároveň udávají významné funkční zlepšení taktéž v prvním roce po úraze. Shledali však rozdíl mezi kompletními a nekompletními lézemi. U skupiny nekompletních lézí došlo ke zlepšení jak funkčních schopností, tak neurologického deficitu. U kompletních poranění

došlo díky využívání kompenzačních strategií ke zlepšení funkce ovšem nezávisle na změně neurologického obrazu. Kromě kompenzace uvádí autoři také neuroplasticitu, jako druhý faktor podílející se na zlepšení klinického stavu jedinců (Curt et al., 2008).

1.1.9 Neuroplasticita a další změny v CNS

Neuroplasticita je podle definice v Merriam Webster's Medical Dictionary „*kapacita mozku a nervového systému žijícího organismu pro neustálé změny a úpravy nervových drah a synapsí, jako odpověď na různé zkušenosti či zranění*“ (Lynskey et al., 2008). Jedná se tedy o odpověď nervového systému jak na fyziologické procesy, jako je například učení, tak na patologické změny akutního či chronického rázu. Uskutečňuje se na základě formování a přestavby nervových sítí a remodelování nervových synapsí (Moxon et al., 2014). Dospělý centrální nervový systém savců je tak schopen ve zdraví i nemoci značné neuroplasticity (Lynskey et al., 2008).

V případě míšní léze se ihned po poranění začnou odehrávat změny v mozku, v rámci kterých dochází k reorganizaci kortikálních map (Moxon et al., 2014). Stupeň plasticity a zotavení pak závisí na několika faktorech, jako je úroveň léze a následná chirurgická, lékařská a rehabilitační péče (Lynskey et al., 2008). Podle Hoffman a Field-Fote je tak při intenzivním a pravidelném tréninku po míšním poranění krční a hrudní páteře podpořena kortikální plasticita a reorganizace kortikálních map (Hoffman, Field-Fote, 2007). Studie provedené na lidských i zvířecích probandech ukazují, že rehabilitační postupy využívají tohoto procesu - a to nejen pod ale i nad úroveň poranění - a zlepšují tak celkové zotavení (Lynskey et al., 2008). Na druhou stranu i přes zásadní roli neuroplasticity v uzdravení a rehabilitaci, mohou tyto změny zahrnovat i nechtěné, tedy maladaptivní, přizpůsobení se nervového systému nastalým změnám (Moxon et al., 2014).

Za fyziologických podmínek mozek zpracovává nejrůznější sensorické informace z celého těla, na základě kterých utváří korové mapy jednotlivých segmentů. V případě míšní léze dojde k přerušení komunikačních drah, jež tyto informace zprostředkovávají. Studie zaměřená na paraplegické a paraparetické pacienty uvádí, že u kompletních lézí je narušena korová představa a povědomí o nohou, jakožto deafferentovaných částech těla, zatímco povědomí a vnímání rukou zůstává zachováno. Zároveň bylo zjištěno, že celkový obraz těla je nezávisle na poloze těla narušen úměrně s úrovní a rozsahem léze. Z toho se dá usoudit, že korová reprezentace těla je dynamická a adaptabilní na momentální situaci (viz výše). V případě jejího

narušení pak dochází ke kompenzaci pomocí většího zapojení sensorického systému (Ionta et al., 2015). Také Serra-Ano et al. potvrzují ve své studii se spinálními pacienty větší podíl sensorické aference. U paraplegických osob je totiž zároveň narušena kontrola a řízení rovnováhy pomocí drah mozečku. S cílem dosažení co největší posturální kontroly pak dochází k její substituci zapojením sensorického aparátu (Serra-Ano et al., 2013).

Další prokázaná změna v centrální nervové soustavě, nastupující po míšním poranění, je snížení korové dráždivosti, nastupující několik týdnů po poranění. Toto snížení dráždivosti platí jak pro svaly pod, tak nad úrovní léze a může přetrvávat i s odstupem dvou až tří let po míšní lézi (Kříž et al., 2012).

1.2 Trup

1.2.1 Funkce u zdravých jedinců

Stabilita páteře je závislá na dynamické koordinaci jednotlivých svalů. Ty zajišťují precizní kontrolu kloubů účastnících se nejrůznějších pohybů v rámci aktivit každodenního života. Jeden z parametrů ovlivňující tuto stabilitu je intraabdominální tlak, jehož velikost a účinek se liší dle pozice jednotlivých segmentů vůči sobě a podle vykonávaného pohybu (Clare et al., 2013). Kromě něj se na udržení stabilní postury podílí aktivita trupových svalů (Gauthier et al., 2012) jako jsou hluboké flexory krční páteře, extenzory páteře v krční, hrudní a bederní oblasti, bránice, všechny břišní svaly a svaly pánevního dna. Souhrnně se tyto svaly nazývají integrovaný stabilizační systém (Bitnar, 2011). Jeho funkce by měla být zajišťována prostřednictvím centrální nervové soustavy automaticky tak, aby poskytla stabilní základnu pro aktivitu ostatních svalů (Kolář et al., 2012). Kromě těchto svalů je podle Gauthier et al. pro docílení trupové stability zapotřebí také aktivity svalů dolních končetin a proprioceptivní informace (Gauthier et al., 2012).

Pro představu potřebné míry aktivity břišních a zádových svalů vsedě u zdravých jedinců, se v klidném sedu, a bez působení vnější síly, tonická aktivita břišních svalů pohybuje mezi 1 až 3 % a aktivita hrudní a bederní části vzpřimovače trupu mezi 4 až 6 % jejich maximální volní izometrické kontrakce (MVC - Maximal Voluntary Contraction). Při odolávání vnějším silám závisí fázická aktivita trupových svalů na směru působení dané síly. (Masani et al., 2009). Ve

stoi je tato aktivita větší než 5 % MVC a nejvíce aktivní sval je musculus obliquus internus abdominis (Takahashi et al., 2015).

1.2.2 Změny u spinálních pacientů

Schopnost efektivně provádět každodenní činnosti ze sedu na vozíku je důležitou podmínkou pro aktivní způsob života paraplegických jedinců. S tím přímo souvisí adekvátní stabilita sedu a kontrola trupu, která je nezbytná pro jakýkoliv pohyb horních končetin a přímo souvisí s mírou funkčních schopností jedince (Gabison et al., 2014; Sprigle, 2007; Chen, 2003). U osob s míšním poraněním pak přirozeně dochází ke konfliktu mezi mírou zajištění stability trupu (Larson et al., 2010) a jeho dostatečnou volností umožňující pohyb horních končetin (Sprigle et al., 2007). Posturální stabilita sedu u osob s míšní lézí využívajících vozík je nižší než u zdravých jedinců (Serra-Ano et al., 2013; Grangeon et al., 2012) či u osob s míšní lézí, jež jsou schopni chůze (Gabison et al., 2014). Zároveň je tím nižší, čím vyšší je úroveň léze (Shin et al., 2013, Serra-Ano et al., 2012) a to i přes to, že je ovlivňována faktory jako jsou zkušenosti a dovednosti jedince, provedené chirurgické operace či přítomnost spasticity (Serra-Ano et al., 2012).

V případě paraplegie není přítomna volní aktivita svalů na dolních končetinách a částečně i na trupu (Gabison et al., 2014). Protože změny v neuromuskulární aktivaci na trupu či končetinách mohou narušit iniciaci a vykonání koordinovaného pohybu v rámci celého těla, dochází kromě zhoršení stability také ke zvýšení aktivity jiných svalů ve snaze o kompenzaci nastalých změn. To vede k jejich následnému přetížení. Zároveň v případě narušení vzájemné synergistické práce jak celého těla, tak jeho částí, dochází k poklesu schopnosti efektivně přenést sílu přes trup a končetiny (Clare et al., 2013).

Podle některých autorů tak může dojít pro dosažení a udržení pozice vsedě k zapojení místo břišních svalů, jejichž inervace je u jedinců s míšní lézí narušena, k použití svalů krku, horní části trupu, případně svalů horních končetin. Tak například lidé s paraplegií používají „neposturální“ svaly jako m. latissimus dorsi, m. trapezius či m. pectoralis major spolu s inervovanými břišními a paravertebrálními svaly (Seelen et al., 2001; Janssen-Potten et al., 2000).

Podle Grangeon et al. dochází u spinálních pacientů ke změně používaných posturálních strategií. Patří mezi ně opora horních končetin, která mimo jiné ovlivňuje stabilitu sedu u těchto osob (Grangeon et al., 2012).

1.2.3 Měření síly a stability trupu u spinálních pacientů

Cílem rehabilitace u pacientů s míšní lézí je dosažení maximální funkčnosti a zvládnání každodenních aktivit (ADL - Activities of Daily Living) z pozice vsedě. Z tohoto pohledu je zásadní úroveň a rozsah postižení trupových svalů, jelikož právě ony zajišťují žádanou stabilitu trupu. Získat představu o jejich stavu ale není jednoduché (Bjerkefors et al., 2009). V rámci hodnocení neurologické úrovně podle ISNCSCI není totiž testování trupových svalů zahrnuto. V hrudní oblasti se ke stanovení výšky léze používá pouze testování senzitivních funkcí (Kirshblum et al., 2011) a stav trupových svalů tak není nijak vyšetřen ani ohodnocen (Bjerkefors et al., 2009).

Existuje řada studií, zabývajících se testováním trupových svalů, ovšem vždy z pohledu trupu jako celku a nikoliv jednotlivých svalů. Hodnotí se jak funkční schopnosti trupu a jeho posturální stabilita, tak celková síla trupových svalů.

Ve studii Bjerkefors et al. porovnávali aktivitu trupových svalů u paraplegické osoby a osoby bez neurologického postižení. V případě paraplegie se jednalo o lézi neurologické úrovně T3 s kompletním rozsahem, tj. stupněm A podle AIS. Aktivita svalů, jako je vzpřimovač trupu, přímý, vnější šikmý, vnitřní šikmý a příčný břišní sval, byla zaznamenávána pomocí EMG vsedě při maximálních volných kontrakcích proti odporu do čtyř směrů, a následně ve stejné pozici při vychýlení vozíku předním a zadním směrem. Bylo zjištěno, že osoba s paraplegií byla schopna při maximálních volných kontrakcích zapojit všechny měřené svaly tedy i ty, nacházející se pod úrovní léze. Při druhém úkonu byly obě osoby schopny udržet vzpřímený sed. Ovšem u jedince s míšní lézí došlo zároveň k použití méně specifických svalových synergií, respektive k větší aktivaci neposturálních svalů, jako jsou m. pectoralis major, m. trapezius a m. latissimus dorzi. Také došlo k výraznější koaktivaci ventrální a dorzální muskulatury a ke změně timingu svalové kontrakce. Možným důvodem k zapojení svalů pod místem léze by mohlo být podle autorů jednak neurologické zlepšení v období mezi neurologickým vyšetřením a měřením ve studii, a to díky rehabilitaci a neuroplasticitě, a dále přenesení aktivity ze svalů nad úrovní léze na svaly pod ní. Podle autorů by tak mělo být pro přesnější zhodnocení stavu zahrnuto do vyšetření spinálních pacientů i motorické testování svalů trupu (Bjerkefors et al., 2009).

Při testování funkčních schopností lidí s míšní lézí se ukázal jako signifikantní ukazatel úspěšnosti vykonávání ADL maximální bilaterální dosah. Zároveň byl tento parametr naměřen větší u lidí s delší dobou od zranění, nehledě na výšku léze. Ta má podle stejných autorů také vypovídající hodnotu o zvládnání ADL, nicméně menší, než maximální bilaterální dosah (Sprigle et al., 2007).

Podle Serra-Ano byla u paraplegických pacientů s lézí v úrovni T4 až L1 snížena jak předozadní, tak laterolaterální stabilita, nicméně pouze laterolaterální závisela na výšce hrudní léze. U paraplegiků s nižší lézí byla stabilita větší. Podle autorů může být důvodem částečná aktivita břišních svalů u těchto pacientů zajišťující lepší stabilitu latero-laterálním směrem. U lidí s vyšší lézí je stabilita podmíněna především jejich sedacími hrboly, fungujícími jako body opory (Serra-Ano et al., 2013). Zároveň Takara et al. potvrzují u osob s lézí T2 až T12 sníženou předozadní stabilitu oproti laterolaterální. Testování probíhalo s otevřenými a zavřenými očima a na třech různých typech sedacích polštářů. Vždy se jednalo o výdrž v dané pozici po dobu jedné minuty. Zajímavé je, že ani zraková kontrola ani typ sedacího polštáře neměly vliv na velikost měřených stabilit (Takara et al., 2010).

Oproti zmíněným studiím je překvapivý závěr měření od Larson et al., kde u dvaceti devíti osob po míšní lézi v úrovni od C4 po L1 a v rozsahu AIS A až D nebyly nalezeny rozdíly ve velikosti maximální síly trupu v předozadních ani bočních směrech, a to navzdory tomu, že jedinci s míšní lézí často udávají slabost ventrálních a dorzálních svalů trupu (Larson et al., 2010).

Chen et al. poukazují na fakt, že dva hlavní ukazatele dynamické stability, která je pro uživatele vozíku zásadní (Field-Fote, Ray, 2010), nejsou u paraplegických jedinců síla flexe nebo extenze trupu, ale délka trupu a úroveň léze. Pacienti s nízkou paraplegií tak mají dynamickou stabilitu lepší než pacienti s vysokou paraplegií (Chen et al., 2003).

Triolo et al. stimulovali u osmi osob s míšní lézí v oblasti dolní krční a hrudní páteře gluteální a paravertebrální svaly. Zjistili, že jejich stimulace má významný pozitivní vliv na extenzi trupu, postavení pánve, výšku ramen a přispívá tak k dosažení fyziologického zakřivení páteře a větší stability jak při statickému sedu, tak při bimanuálních úlohách. Z těchto výsledků plyne nezastupitelná funkce stimulovaných svalů (Triolo et al., 2013).

Existují doporučení, jaký parametr je pro měření posturální stability vsedě u lidí s míšní lézí nejlepší. Podle Shin et al. je vhodné použít takzvaný virtual time to contact, který se vypočítá z rozsahu maximálních náklonů trupu vsedě aniž by měřený ztratil rovnováhu. Tento parametr, na rozdíl od měření funkční plochy, udával nižší stabilitu u probandů s vysokou paraplegií (Shin et al., 2013). Podle jiných autorů je zase testování exkurzí trupu (Field-Fote, Ray, 2010) předním, levým postero-laterálním a pravým laterálním směrem téměř perfektní ukazatel dynamické posturální stability sedu u spinálních pacientů (Gauthier et al., 2012). Tento způsob měření je s výhodou používán v případě obtíží s vykonáváním pohybů horních končetin v průběhu testování dosahu horních končetin (Field-Fote, Ray, 2010).

1.2.4 Terapie stabilního sedu u spinálních pacientů

Z hlediska rehabilitace a zhoršené stability sedu u spinálních pacientů se předpokládá, že cílená terapie může tuto schopnost zlepšit. Zda tomu tak ovšem skutečně je, není zcela jasné.

V rámci studie od Boswell-ruys et al. byla prováděna terapie třiceti paraplegických osob s lézí v oblasti T1 až T12, s cílem zlepšit stabilitu sedu bez opory. Probíhala trénováním konkrétních činností v této poloze po dobu jedné hodiny, třikrát týdně, šest týdnů. Probandi byli testováni před zahájením a po skončení terapií. Ačkoliv došlo ke zlepšení ve všech čtyřech prováděných testech, což pacienti ohodnotili i subjektivním zlepšením stability sedu, pouze jeden (maximální náklon anteroposteriorním směrem) dosáhl signifikantního zlepšení v porovnání s kontrolní skupinou, která terapii nepodstoupila. Podklad zlepšení není zcela objasněn. Může se jednat o zlepšení na základě naučení nové „kompenzační“ strategie, která umožní lepší kontrolu těžiště v opěrné bázi. Dalším mechanismem může být proces neuroplasticity, který probíhá na podkladě změn senzomotorických drah díky absolvovanému tréninku. Také je zajímavé, že ke zlepšení došlo i v některých testech u kontrolní skupiny, ovšem ne k tak velikému, jako u testovaných osob (Boswell-Ruys et al., 2010).

Zároveň bylo u osob na vozíku prokázáno po dvou týdnech terapie významné zlepšení v Multidirectional Reach Test, tedy dosahu horní končetiny v horizontální poloze v různých směrech měřené v pozici vsedě (Gabison et al., 2014).

1.3 Svalové synergie

1.3.1 Úvod

Protože řídit každý sval trupu i končetin jednotlivě by při složitějších pohybech bylo velice náročné, setkáváme se se specifickým způsobem jejich zapojení a kontroly. Jedná se o svalové synergie řízené centrální nervovou soustavou (Ehsan et al., 2015; Bizzi and Cheung, 2013; Castellini, van der Smagt, 2013; Zariffa et al., 2012; Ajiboye, Weir, 2009). Ty jsou popsány jako neměnná schémata simultánně aktivovaných svalů (Leo et al., 2016; Roh et al., 2015) řízených jako jeden celek (Hirashima, Oya, 2016). Jejich existence je pozorována od devadesátých let dvacátého století (Castellini, van der Smagt, 2013) a i přesto, že se jedná o kombinaci jednotlivých svalů, podle Hirashima a Oya nemusí být počet svalových synergií menší než počet zapojených svalů. Jeden sval se tedy může účastnit více svalových synergií (Hirashima, Oya, 2016).

Tagliaube et al. potvrdili přítomnost nejen svalových synergií, ale i synergií kinematických, které reprezentují sled pohybu v daném segmentu či celém těle. Tyto synergie jsou provázány, přičemž svalová synergie koreluje a předchází synergií kinematické (Tagliabue et al., 2015).

Svalové synergie mohou být pro několik různých pohybů interindividuálně obdobné, jak bude popsáno v následujících odstavcích. Podle Ajiboye, Weir je však častější výskyt intraindividuálních podobností (Ajiboye, Weir, 2009).

1.3.2 Aktivita trupu a horních končetin

Pro zdravé osoby i osoby používající vozík, je z hlediska soběstačnosti zcela zásadní aktivita horních končetin. Jednou z podmínek pro její provedení, a společně s tím faktorem určujícím funkční schopnosti jedince, je schopnost stability sedu a kontroly trupu (Takahashi et al., 2015; Gabison et al., 2014; Sprigle, 2007; Chen, 2003). Ty jsou podle Matija et al. řízeny pomocí již zmíněných svalových synergií, jejichž výsledná podoba je podle stejných autorů závislá na směru pohybu (Matija et al., 2012).

Tak například ve vzpřímeném stoji u zdravých osob při elevaci jedné horní končetiny je zapotřebí koordinované aktivity vzpřimovačů trupu a vnějších a vnitřních šikmých břišních svalů. Zapojení jednotlivých svalů pak závisí na rychlosti prováděné elevace. Podle fáze elevace se pak při pomalém i rychlém provedení různí poměr zapojení vnějších a vnitřních šikmých břišních svalů. Dalším svalem podílejícím se na elevaci horní končetiny je m. serratus anterior. V klidném stoji je jeho aktivita zanedbatelná. Při pomalé elevaci se zvyšuje s rozsahem a při rychlé elevaci je tento sval vysoce aktivní po celou dobu pohybu. Toto odpovídá zvětšujícímu se úhlu rotace lopatky, na níž se tento sval podílí.

Kromě toho byly pozorovány vzorce pohybu trupu nezávislé na rychlosti elevace a to do extenze, lateroflexe a rotace na kontralaterální stranu. Předpokládá se, že tato rotace trupu má za úkol pomoci pohybu lopatky při elevaci horní končetiny (Takahashi et al., 2015).

Stejně tak Morris et al. potvrzují zapojení specifických diagonálních vzorců při asymetrické aktivitě horních končetin, které korespondují se směrem pohybu. Tyto vzory se však podle autorů interindividuálně částečně liší (Morris et al., 2013).

Z hlediska zapojení jednotlivých svalů trupu je zajímavé, že při pohybu horními končetinami ve stoje nedochází u zdravých osob k oboustrannému zapojení příčného břišního

svalu, jak se předpokládalo, ale pouze k jeho jednostranné aktivitě. K tomu dochází v rámci aktivace diagonálních svalových vzorců. Tyto sice nebyly u měřených osob konstantní, nicméně výše zmíněná jednostranná aktivita příčného břišního svalu se vyskytovala u většiny probandů. Měření probíhalo pomocí EMG (Morris et al., 2013).

1.3.3 Trup

Co se týče samostatné aktivity trupu, ve studii od Ehsan et al. jsou popsány svalové synergie zajišťující u zdravého člověka pohyb trupu ve všech třech rovinách. Bylo měřeno dvanáct břišních a zádočných svalů při úkonech do dvanácti směrů. U každého testovaného se zjistili čtyři synergie, jejichž vektory se nelišily a byly tak mezi probandy konzistentní.

Byly popsány následující synergie:

- pro rotaci doprava levý m. obliquus externus abdominis, pravý longissimus thoracis, pravý quadratus lumborum a pravý obliquus internus abdominis
- pro rotaci doleva stejné svaly jen kontralaterálních stran
- pro extenzi m. longissimus lumborum bilaterálně a iliocostalis lumborum bilaterálně
- pro flexi m. obliquus externus abdominis bilaterálně a rectus abdominis bilaterálně (Ehsan et al., 2015)

Bylo prokázáno, že stálost těchto synergií se mění s věkem. Jedinci nad 65 let mají jednak zvýšenou aktivitu všech svalů podílejících se na pohybu a také aktivují odlišné svalové synergie v rámci zádočných a břišních svalů. Důvodem může být zvýšená tuhost páteře a pomalejší nábor motorické aktivity (Quirk, Kozey, 2014).

1.3.4 Horní končetiny

Stejně tak i horní končetiny jsou při úkonech jako je pohyb v otevřeném kinematickém řetězci, úchop či statická výdrž, řízeny pomocí svalových synergií (Tagliabue et al., 2015; Castellini, van der Smagt, 2013; Krishnamorty et al., 2007). Ty jsou interindividuálně obdobné a závisí na směru vykonávaného pohybu (Roh et al., 2015) a v případě úchopu jsou aktivovány již ve fázi natahování končetiny směrem k uchopovanému předmětu (Tagliabue et al., 2015).

Castellini a van der Smagt blíže zkoumali řízení pohybu ruky, jakožto segmentu s nápadně mnoha stupni volnosti, než mohou být v jednu chvíli využívány. Zjistili, že i ta je při úchopové funkci řízena svalovými synergii. Popsali tři synergie, jež objasňují většinu pohybů z pěti testovaných úchopů. Dále uvedli, že tyto synergie jsou srovnatelné napříč jedinci a že se jedná o fyziologickou reprezentaci svalové aktivity v rámci úchopu horní končetiny (Castellini, van der Smagt, 2013).

Johnston et al. popsali konkrétní svalové synergie, jež aktivuje CNS při úkonech zahrnujících pohyb zápěstí. Zaznamenávali aktivitu dlouhých, vnějších svalů probíhající přes zápěstí a krátkých, vnitřních svalů majících svůj začátek i úpon pouze v rámci ruky (Johnston et al., 2010). V druhém případě se jedná o lumbrikální a palmární a dorzální interoseální svaly (Mateo et al., 2015). Autoři zjistili, že synergie obsahují aktivitu obou zmíněných skupin svalů, kde zapojení vnitřních svalů je reakcí na změnu délky svalů vnějších (Johnston et al., 2010).

Dále bylo zjištěno, že svalovým synergii ruky předchází neurální aktivace odpovídajících vzorů v rámci primární motorické kůry v oblasti reprezentující motorické funkce ruky (Leo et al., 2016). Pohyby ruky jsou tedy řízeny specifickou částí primárního motorického kortexu. S tím souvisí proces relaxace svalu následující po jeho aktivaci. Vypadá to, že i ten je do určité míry řízen centrální nervovou soustavou a to z důvodu snížené kortikospinální excitability v průběhu relaxace (Li, 2013).

1.3.5 Svalové synergie u spinálních pacientů

U spinálních pacientů také dochází k aktivaci svalových synergii (Gagnon et al., 2009a). Jejich obsah se však může v porovnání se synergii zdravých jedinců lišit (Bjerkefors et al., 2009). Záleží především na výšce léze a lokalizaci pohybovaného segmentu či segmentů.

Například přesun z vozíku na vozík či na jiný objekt, představuje jeden ze základních úkonů. Zde dochází k zapojení synergii, jež zahrnují aktivitu musculus biceps a triceps brachii, m. deltoideus, m. pectoralis major a m. latissimus dorzi (Gagnon et al., 2009a). V jiné studii bylo zjištěno, že není rozdíl ve svalové aktivitě paraplegických jedinců při srovnání svalové aktivity v průběhu přesunů na preferovanou a méně preferovanou stranu. Zahrnuty byly stejné svaly jako v předchozí studii. V případě porovnání používaných svalů byl jediný rozdíl ve vyšší aktivitě předních vláken m. deltoideus u horní končetiny na straně směru přesunu (Gagnon et al., 2009b).

Pro udržení stabilního sedu také dochází u paraplegických jedinců k většímu zapojení neposturálních svalů, než je tomu u zdravých osob. Děje se tak z důvodu potřeby nahrazení

svalové aktivity poškozených či zcela vyřazených svalů (Bjerkefors et al., 2009; Seelen et al., 2001; Janssen-Potten et al., 2000). Konkrétní svaly jsou diskutovány v předešlé kapitole (1.2.2 Změny u spinálních pacientů a 1.2.3 Měření síly a stability trupu u spinálních pacientů).

1.4 Svalová síla úchopu horní končetiny

1.4.1 Úvod

Ruka, jakožto nejdiferencovanější muskuloskeletální segment lidského těla, zastupující nepostradatelný nástroj stejně tak jako důležitý sensorický orgán (Barut, Demirel, 2012), představuje v poměru k její velikosti oblast s největšími nároky na funkci nervového systému. Její nepoškozená funkce a přiměřená síla jsou předpokladem pro zvládnání aktivit každodenního života (Angst et al., 2010). Na základě těchto skutečností patří svalová síla úchopu k jednomu z nejdůležitějších a efektivních ukazatelů funkce ruky (Mohammadian et al., 2014; Anjum et al., 2012; Puh, 2010; Werle et al., 2009).

1.4.2 Využití

Vzhledem k výše popsané důležitosti a komplexnosti ruky jakožto tělesného segmentu, má velikost svalové síly úchopu celou řadu výpovědních informací. V první řadě může sloužit pro diagnostiku a průběžné hodnocení terapie a léčby u lidí s poškozením jedné či obou horních končetin (Mohammadian et al., 2014). Podle Sisto a Dyson-Hudson se tak jedná o spolehlivý způsob zhodnocení ztráty motorických funkcí a jejich následné změny u spinálních pacientů (Sisto, Dyson-Hudson, 2007). Využití ji ovšem lze i jako součást hodnocení u muskuloskeletálních změn ruky vlivem revmatoidní artritidy (Angst et al., 2010) či nervových poruch u pacientů po cévní mozkové příhodě (Aguiar et al., 2016).

Kromě funkce ruky poukazuje síla úchopu na možné ekonomické důsledky nemoci a postižení (Flipon et al., 2009; Silventoinem et al., 2009)

Další možnost využití měření síly úchopu popisují studie, které prokázaly významný nepřímý úměrný vztah mezi velikostí síly úchopu a rizikem pádů z důvodu přítomnosti sarkopenie, tedy úbytku a snížené funkčnosti svalové tkáně (Roberts et al., 2011), u starší populace (Roberts et al., 2011; Sayer et al., 2006). Síla úchopu je dokonce jedinou doporučenou

vyšetřovací technikou svalové síly starších lidí a to zejména pro její jednoduché provedení a technickou nenáročnost (Roberts et al., 2011).

Podle dalších autorů svalová síla dokonce významně koreluje s mortalitou (Angst et al., 2010; Gale et al., 2007). Gale et al. tvrdí, že snížená svalová síla úchopu je spojena s vyšším rizikem mortality z nejrůznějších příčin, mezi které patří kardiovaskulární či respirační nemoci (Gale et al., 2007). Rovněž podle Bohannon poukazuje nízká svalová síla měřená dynamometrem u lidí ve středním a vyšším věku na větší pravděpodobnost předčasného úmrtí, stejně tak jako na riziko komplikací či pomalého zotavování po chirurgických zákrocích. Autor zároveň udává, že se jedná o významný ukazatel vitality a měl by se používat v rámci vyšetření u takto starých osob (Bohannon, 2008a). Obdobně tvrdí Bohannon et al., že svalová síla vypovídá o celkové funkční kapacitě starších lidí (Bohannon, 2008a).

Na druhou stranu není jednoznačné, zda brát sílu úchopu jako ukazatel celkové síly. Existují studie, které tento vztah vyvracejí (Bohannon, 2008b), ale i potvrzují (Roberts et al., 2011).

1.4.3 Síla úchopu u spinálních pacientů

U osob s míšním poraněním dochází mimo jiné ke snížení svalové síly, jež může zásadně omezit provádění každodenních aktivit. Míra postižení jednotlivých svalů, a tedy i případné funkční omezení, pak závisí na výšce léze. Stejně jako u zdravých osob nebo osob s jiným než míšním postižením promítajícím se do funkce ruky, je potřeba mít i u těchto jedinců k dispozici spolehlivý způsob měření svalové síly. To umožní jednak zhodnocení ztráty motorických funkcí a porovnání jejich změn a tedy i efektivitu terapie. Pro měření svalové síly u spinálních pacientů jsou k dispozici obdobné způsoby měření jako u zdravých lidí. Jedná se o manuální svalové testy a různé typy dynamometrů, popsané na začátku kapitoly (Sisto, Dyson-Hudson, 2007).

1.4.4 Geografické odlišnosti a normativní data

Aby se naměřené hodnoty daly srovnávat a měly tak výpovědní hodnotu, je zapotřebí mít k dispozici soubor normativních dat zdravých jedinců. Při následném porovnávání naměřených dat s normativy je pak velice důležité si uvědomit, že není možné srovnávat tyto hodnoty s normativními daty získanými u jedinců z odlišných socioekonomických podmínek (Werle et al., 2009). Podle Angst et al. především z takových, kde se vyskytuje větší počet osob žijících se

těžkou manuální prací (Angst et al., 2010). Dále i Anjum et al. poukázali na mezinárodní odlišnosti. Při porovnání síly úchopu u asijské a evropské populace zjistili vyšší hodnoty u evropských jedinců. Data pro evropskou populaci se tedy nedají použít pro asijské či jiné populace. To samé platí i v opačném případě (Anjum et al., 2012). Také ve studii na australských jedincích se ukázaly odlišnosti v porovnání s ostatními publikovanými mezinárodními normativními daty (Massy-Westropp et al., 2011) a nejinak tomu bylo i u švýcarských obyvatel, kde se data rovněž významně lišila od hodnot naměřených u jiných populací (Werle et al., 2009). Těmto výsledkům v podstatě odpovídá i závěr studie od Mohammadiana et al. Autoři tvrdí, že největší vliv na sílu úchopu má lidská rasa v porovnání s geografickými údaji, nutričními nedostatky či sociokulturním zázemím (Mohammadian et al., 2014).

Kromě stejné populace by se měla data porovnávat i v rámci stejných typů přístrojů (Sisto, Dyson-Hudson, 2007).

1.5 Měření svalové síly úchopu

1.5.1 Způsoby měření

Svalovou sílu úchopu lze v klinické praxi změřit více způsoby. Mezi ně patří využití manuálních svalových testů, ručních dynamometrů (Aguiar et al., 2016; Hogrel, 2015), myometrů či modifikovaných tonometrů (Chandrasekaran, 2010). Manuální svalové testy jsou sice jednoduché na provedení a nevyžadují žádnou speciální pomůcku, jejich reliabilita nad svalovou sílu stupně 3 je však sporná (Sisto, Dyson-Hudson, 2007). Ruční dynamometry jsou k dostání v několika typech lišících se mechanismem měření (Hogrel et al., 2015). Jedná se o dynamometry hydraulické, pneumatické, mechanické a elektrické (Sisto, Dyson-Hudson, 2007; Roberts et al., 2011). Jejich výčet, mechanismus měření, výhody a nevýhody jsou zobrazeny v tabulce (Příloha č. 1). V případě jejich použití je měřena síla, kterou primárně vykonávají flexory ruky a předloktí (Hogrel, 2015). Setkáváme se tak s měřením v pozici válcového úchopu. Jedná se o velkou úchopovou formu, která je charakteristická flexí druhého až pátého prstu a palcem stojícím v opozici. Rozsah flexe se řídí velikostí uchopovaného předmětu (Fialová, 2007).

Nejčastěji používaným ručním dynamometrem je Jamar dynamometr (Obrázek 1) (Hogrel, 2015; Roberts et al., 2011; Bohannon et al., 2006). Jedná se o hydraulický typ dynamometru. Je přenosný a poměrně malé velikosti. Jeho velkou výhodou je kromě častého

používání v rámci různých studií po celém světě (Werle et al., 2009; Sayer et al., 2007; Massy-Westropp et al., 2004), a tedy velkými možnostmi porovnání, také prokázaná dostatečná reliabilita (Gerodimos, 2012), konkrétně test-re test, inter-rater a intra-rater reliabilita (Roberts et al., 2011). Test-retest reliability prokázal i Hogrel (Hogrel, 2015). Jamar dynamometr je také doporučován ASHT (Bohannon et al., 2006) a je „zlatým standardem“ v rámci měření úchopu ruky (Hogrel, 2015).



Obrázek 1. Jamar dynamometr (PhysioParts [online])

1.5.2 Parametry měření

Aby se data jednotlivých souborů dala mezi sebou porovnávat, jsou kromě způsobu měření rozhodující i parametry a postup. Ty by měly být vždy uvedeny a dostatečně popsány. Například u Jamar dynamometru, který se řadí mezi nejpoužívanější, nejsou podle Roberts et al. vždy uvedeny všechny potřebné informace. Toto pak zásadně ztěžuje možnost objektivního srovnávání mezi jednotlivými studii (Roberts et al., 2011).

Mezi důležité údaje patří například délka fáze měření a odpočinku (Sisto, Dyson-Hudson, 2007), počet měření, zda byly použity maximální či průměrné naměřené hodnoty a o jakou končetinu se z hlediska dominance jednalo. Stejně tak je důležité uvést, zda byly měřené osoby povzbuzovány či nikoliv. Všechny tyto údaje mohou ovlivnit závěrečný výsledek (Roberts et al., 2011).

Co se týče použitých dat, výsledky studií zabývající se vlivem počtu provedených měření a zpracováním buď maximálních či průměrných hodnot se liší. Například ASHT doporučuje průměr ze tří měření díky vyšší test-retest reliabilitě (Fess, 1992). El-Sais a Mohammad jsou

naopak názoru, že je výhodnější použít maximální hodnotu ze tří měření a to pro vyloučení vlivu únavy (El-Sais, Mohammad, 2014) a také z důvodu použití maxima i v jiných studiích (Roberts et al., 2011; Tsang, 2005) a tedy možnosti srovnávání. Konkrétní studii provedli Haidar et al. s cílem porovnat reliabilitu použití průměru a maximální hodnoty ze tří měření. Výsledkem překvapivě byly nulové statisticky významné odlišnosti těchto dvou způsobů a zároveň jejich vysoká stálost (Haidar et al., 2004). Za povšimnutí dále stojí, že i u jednoho pokusu měření byla prokázána dostatečná intra- a inter-rater reliabilita (Aguiar et al., 2016).

1.5.3 Další faktory ovlivňující měření

Existují další faktory, které ovlivňují výsledné hodnoty svalové síly. Mezi ně patří poloha měřeného (El-Sais, Mohammad, 2014; Sisto, Dyson-Hudson, 2007), jeho věk, pohlaví, výška, váha (Chandrasekaran et al., 2010) a další antropometrické hodnoty jako například obvod ruky (Hogrel, 2015). Ovšem také stravování či způsob trávení volného času mohou mít vliv na měřené hodnoty (Gale et al., 2007).

1.5.3.1 Poloha

Pozice těla a jednotlivých segmentů je tedy jedním z vlivů působících na velikost úchopu (Sisto, Dyson-Hudson, 2007; El-Sais, Mohammad, 2014). Pro potřeby srovnávání dat napříč studii Americká společnost terapeutů ruky doporučuje následující standardní pozici: vzpřímený sed s opřenými zády, ramenní klouby v addukci a neutrální rotaci, loketní kloub flektovaný do 90 stupňů, předloktí v neutrálním postavení a zápěstí v dorzální flexi 0 až 30 stupňů (Fess, 1992). Protože se jedná o jediné takovéto doporučení, vyskytuje se v pracích od doby jeho vzniku až do dnešních dnů (El-Sais, Mohammad, 2014; Mohammadian et al., 2014; Werle et al., 2009; Bohannon et al., 2006; Massy-Westropp et al., 2005). Zároveň však existují studie poukazující na významně odlišné výsledky získané z jiných poloh. Momentálně tak neexistuje jednotný názor, která pozice je tou neoptimálnější (El-Sais, Mohammad, 2014). V následujících odstavcích jsou uvedeny výsledky některých studií zkoumajících různé polohy těla a jeho segmentů ve vztahu k velikosti svalové síly úchopu.

Při porovnávání měření svalové síly úchopu Jamar dynamometrem u zdravých jedinců v různých polohách, se ukázaly vyšší hodnoty ve stoji a následně pak vsedě s oporou zad v porovnání s polohami na zádech, na boku a na břiše, kde se výsledky příliš nelišily (El-Sais, Mohammad, 2014). Na rozdíl od toho Richards nepotvrdil rozdíl mezi silou úchopu vleže na

zádech a vsedě. Podle jeho názoru tak můžou být dokonce výsledky z těchto dvou pozic mezi sebou srovnávány (Richards et al., 1996).

Co se týče měření ve stoji a vsedě s oporou zad, poukazují někteří autoři na vyšší naměřené hodnoty u stojících osob (El-Sais, Mohammad, 2014).

Stejně tak jsou k dispozici výsledky, kde u dospělých jedinců nebyl zjištěn zásadní rozdíl síly úchopu ve stoje s nataženým a pokrčeným loktem (Li et al., 2009; Kumar et al., 2008). Co se týče pozice loktu vsedě, není sice příliš současných studií, výsledky se ovšem liší. Mathiowetz et al. tvrdí, že vyšší síla je naměřena v 90 stupních flexe (Mathiowetz et al., 1985). Naproti tomu je Su et al. názoru, že větších hodnot je dosaženo při plně extendovaném loketním kloubu (Roberts, Su et al., 1994). Dále byly u flektovaného loketního kloubu v 90° zjištěny větší hodnoty při nepodepřeném v porovnání s podepřeným předloktím (El-Sais, Mohammad, 2014; Hillman et al., 2005). Vysvětlením by mohla být větší aktivita synergistických svalů v případě absence podpory (El-Sais, Mohammad, 2014). Sed s nepodepřeným předloktím tak například doporučují Lindstrom-Hazel et al. (Lindstrom-Hazel et al., 2009).

Rovněž postavení předloktí ve smyslu supinace a pronace může mít vliv na sílu úchopu. Nejvyšší hodnoty byly naměřeny v supinaci a nejmenší naopak v pronaci (Richards et al., 1996).

1.5.3.2 Výška, váha a pohlaví

Výška, váha a BMI mohou rovněž ovlivnit sílu úchopu. Podle Angst et al. patří mezi významné korelující ukazatele svalové síly při měření Jamar dynamometrem právě výška, dále pohlaví, věk a nakonec váha (Angst et al., 2010). To stejné, pouze bez uvedení korelace s pohlavím, udávají i další studie (Werle et al., 2009; Gale et al., 2007). To ovlivňuje velikost síly úchopu ve smyslu dosažení větších hodnot u mužů v porovnání se ženami (Mohammadian et al., 2014; Budziareck et al., 2010; Res et al., 2010; Gale et al., 2007).

1.5.3.3 Věk

Také věk mění různým způsobem naměřené hodnoty síly úchopu (Budziareck et al., 2008; Gale et al., 2007). Při testování dospělých jedinců ve věku 18 až 93 let vyšla najevo významná souvislost mezi zvyšujícím se věkem a snižující se svalovou silou úchopu, stejně tak jako snižující se zručností. Měřeno bylo dynamometrem Takei (Martin et al., 2015). Obdobné závěry týkající se věku platí i pro dynamometr Jamar (El-Sais, Mohammad, 2014; Mohammadian et al., 2014 Res et al., 2010; Werle et al., 2009).

1.5.3.4 Dominance horní končetiny

Podle Roberts et al. a Hogrel je u praváků svalová síla dominantní končetiny významně vyšší než končetiny nedominantní (Hogrel, 2015; Roberts et al., 2011; Res et al., 2010). Toto ovšem neplatí u leváků (Hogrel, 2015). Gerodimos naopak neshledal významné odlišnosti mezi naměřenými hodnotami na dominantních a nedominantních horních končetinách (Gerodimos, 2012).

1.5.3.5 Velikost držadla

Některé dynamometry, jako je Jamar, Takei či EMG Systeme of Brazil dynamometr mají nastavitelnou velikost držadla (Amaral et al., 2012). I ta může ovlivnit velikost naměřených hodnot (Boadella et al., 2005).

V případě Jamar dynamometru se dá nastavit jeho držadlo do pěti různých velikostí. Nejčastěji se však využívá pozice číslo dvě, tedy druhá nejmenší (Roberts et al., 2011), která je zároveň doporučována Americkou společností terapeutů ruky (El-Sais, Mohammad, 2014; Boadella et al., 2005). Zda se jedná o nejvhodnější pozici pro naměření maximální síly úchopu, není ovšem zcela jasné. Roberts et al. sice tvrdí, že je tato pozice nejspolehlivější a zároveň v ní lze dosáhnout největší síly (Roberts et al., 2011). Na druhou stranu Boadella et al. poukazují na fakt, že největších hodnot v pozici vsedě dle ASHT, bylo dosaženo při měření v pozici držadla dle výběru probanda. Ve všech případech se jednalo o pozici druhou či třetí (Boadella et al., 2005).

1.5.3.6 Psychický stav

Z hlediska psychických faktorů nebyl prokázán významný vliv například deprese. Vypadá to, že psychický stav jedince ovlivňuje především to, jak se pacient cítí, než objektivně měřené hodnoty svalové síly (Watson and Ring, 2008).

1.5.3.7 Ostatní

Podle Hogrel, je nejspolehlivějším údajem vypovídajícím o velikosti úchopu obvod ruky a to jak u dětí a dospělých, tak u mužů a žen. Zároveň se jedná o velmi dobrý ukazatel celkového tělesného vzrůstu. Kromě tohoto údaje byly do studie zahrnuty hodnoty váhy, výšky, věku, pohlaví, BMI, procent tělesného tuku, délky ruky a obvodu předloktí (Hogrel, 2015).

Kromě výše zmíněných faktorů ovlivňujících velikost síly úchopu existují další, jako například kalorický příjem, zdravotní stav jedince, ne/kuřáctví či trávení volného času fyzicky náročnějšími aktivitami (Gale et al., 2007).

2 CÍLE A HYPOTÉZY

Cílem této diplomové práce bylo shrnout a v praktické části ověřit dostupné poznatky o vlivu polohy těla na sílu úchopu horní končetiny u spinálních pacientů. Hypotézy byly stanoveny na základě předpokladu, že různě stabilní poloha ovlivní svalovou sílu horní končetiny. Objasnění tohoto vztahu a využití poznatků i výsledků z měření pak může pomoci v sestavení efektivní a cílené terapie u těchto osob.

Hypotéza 1

H0: Velikost svalové síly úchopu horní končetiny v poloze vleže na zádech nebude statisticky významně odlišná v porovnání s polohou vsedě s oporou zad

HA: Velikost svalové síly úchopu horní končetiny v poloze vleže na zádech bude statisticky významně odlišná v porovnání s polohou vsedě s oporou zad

Hypotéza 2

H0: Velikost svalové síly úchopu horní končetiny v poloze vleže na zádech nebude statisticky významně odlišná v porovnání s polohou vsedě bez opory zad

HA: Velikost svalové síly úchopu horní končetiny v poloze vleže na zádech bude statisticky významně odlišná v porovnání s polohou vsedě bez opory zad

Hypotéza 3

H0: Velikost svalové síly úchopu horní končetiny v poloze vsedě s oporou zad nebude statisticky významně odlišná v porovnání s polohou vsedě bez opory zad

HA: Velikost svalové síly úchopu horní končetiny v poloze vsedě s oporou zad bude statisticky významně odlišná v porovnání s polohou vsedě bez opory zad

Hypotéza 4

H0: Velikost svalové síly úchopu horní končetiny při prvním měření nebude statisticky významně odlišná v porovnání s velikostí síly úchopu při druhém měření

HA: Velikost svalové síly úchopu horní končetiny při prvním měření bude statisticky významně odlišná v porovnání s velikostí síly úchopu při druhém měření

Hypotéza 5

H0: Velikost svalové síly úchopu dominantní horní končetiny nebude statisticky významně odlišná v porovnání s velikostí síly úchopu nedominantní horní končetiny

HA: Velikost svalové síly úchopu dominantní horní končetiny bude statisticky významně odlišná v porovnání s velikostí síly úchopu nedominantní horní končetiny

3 METODIKA

3.1 Vstupní kritéria

Kritéria pro výběr probandů byla jednak neurologická výška léze nižší než C8 tak, aby nebyly motoricky ani senzitivně postiženy horní končetiny, a dále první pooperační vertikalizace provedená dva až tři týdny před prvním vyšetřením. Další podmínkou byla nepřítomnost jakéhokoliv faktoru, jako například bolesti, spasmů, omezeného rozsahu pohybu kloubů, snížení svalové síly horních končetin na neurologickém podkladě (testovány byly klíčové svaly podle ISNCSCI), zhoršení rovnováhy vsedě či jiného limitujícího faktoru, jež by mohl ovlivnit naměřené hodnoty. Jejich případné zjištění proběhlo v rámci vstupního vyšetření.

3.2 Soubor probandů

Bylo měřeno sedm dospělých paraplegických osob s neurologickou úrovní léze T1 až T12 a rozsahem A a B podle AIS. Jednalo se o pět mužů a dvě ženy ve věku 31 až 68 let, kteří byli v rozmezí dvou až tří týdnů po první pooperační vertikalizaci do sedu. Vstupní vyšetření u žádného z probandů neprokázalo vlivy, které by mohly ovlivnit či zkreslit měřené hodnoty. Všichni zúčastnění byli toho času v subakutní fázi míšní léze hospitalizováni na Spinální jednotce Fakultní nemocnice v Motole.

Každý z účastněných absolvoval v rámci rehabilitační péče standardní terapii poskytovanou na Spinální jednotce Fakultní nemocnice v Motole. Jednalo se o dvě šedesátiminutové individuální cvičební jednotky. Jejich náplň byla sestavena fyzioterapeutem dle momentálních potřeb pacienta a byly prováděné denně kromě víkendů a dvou všedních dnů, kde jedna z nich byla nahrazena skupinovým cvičením. Dále probandi cvičili každý den dolní končetiny pasivně na MotoMedu a pokud to zdravotní stav dovolil, byli rovněž každý den vertikalizováni pomocí vertikalizačního stolu nebo stojanu. V tabulce níže jsou uvedeny hlavní charakteristiky měřeného souboru osob (Tabulka 2).

Proband	Pohlaví	Věk (roky)	Úroveň léze	Rozsah léze (AIS)	Příčina	Dominantní horní končetina
1	muž	31	T1	kompletní (A)	traumatická	levá
2	muž	63	T5	kompletní (A)	traumatická	pravá
3	žena	68	T6	kompletní (A)	netraumatická	pravá
4	muž	45	T12	senzitivně nekompletní (B)	traumatická	pravá
5	žena	67	T12	senzitivně nekompletní (B)	traumatická	pravá
6	muž	53	T4	senzitivně nekompletní (B)	netraumatická	pravá
7	muž	38	T12	kompletní (A)	traumatická	pravá

Tabulka 2. Seznam hlavních charakteristik souboru probandů

3.3 Měřicí zařízení

K měření byl použit Biometrics Ltd. dynamometr (Obrázek 2). Jedná se o hydraulický dynamometr (viz kapitola Měření svalové síly úchopu - Způsoby měření), konstrukčně totožný s Jamar dynamometrem, o hmotnosti 630g. Měří s přesností na 0,1 kg a minimální hodnota je 0,1 kg. Možný rozsah velikosti stisku je 0 až 90 kg případně 0 až 200 lb, v tomto měření byly použity kilogramy. Zařízení bylo propojeno s počítačem. Pomocí softwaru DataLOG byly na monitoru zobrazovány a v počítači ukládány měřené hodnoty. Kalibrace přístroje proběhla vždy bezprostředně před měřením. Poloha držadla byla po celou dobu nastavena v pozici číslo dvě.



Obrázek 2. Způsob použití Biometrics Ltd. dynamometru (Biometrics Ltd. [online])

3.4 Polohy a pořadí

Měřilo se ve třech polohách. Polohy vsedě byly prováděny podle doporučených standardů Americké společnosti terapeutů ruky a stejně tak v poloze na zádech bylo dodrženo stejné postavení trupu a měřené horní končetiny. Sled jednotlivých poloh byl vybírán náhodně tak, aby nedošlo k ovlivnění výsledků kvůli stejnému pořadí.

3.4.1 Poloha vsedě s oporou zad

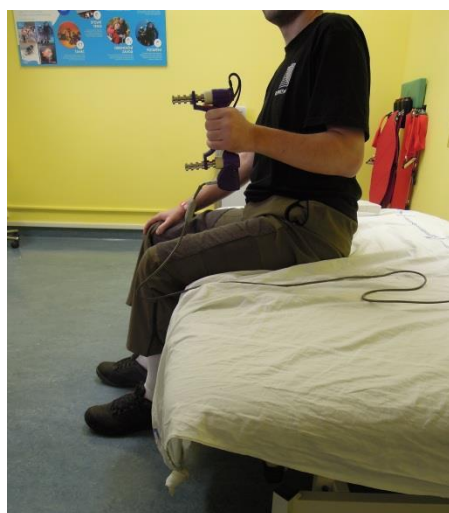
Poloha vsedě s oporou zad byla měřena na vozíku, na který je pacient zvyklý. Záda byla opřena, ramenní klouby v neutrálním postavení. Neměřená horní končetina byla volně položena dlaní na stejnostranném stehnu. Měřená horní končetina byla podél těla, v loketním kloubu flektována přibližně v 90° , předloktí v neutrálním postavení, zápěstí v 0 až 30° dorzální flexi a nulové dukci. Předloktí nebylo položeno na opěrce ani jinak podpíráno. Dolní končetiny byly flektovány v kolenních kloubech v 90° a nohy byly položeny na stupačkách na šířku kyčelních kloubů (Obrázek 3 a 4).



Obrázek 3 a 4. Poloha vsedě s oporou zad

3.4.2 Poloha vsedě bez opory zad

Poloha vsedě bez opory zad se uskutečnila na lehátku s nastavitelnou výškou. Probandi seděli, stejně jako vsedě s oporou zad, s rameny v neutrální pozici, neměřená horní končetina byla volně položena dlaní na stejnostranném stehnu. V případě, že takto nebylo možné udržet rovnováhu, opírala se tato končetina o lehátko těsně vedle stejnostranného stehna. Druhá horní končetina byla podél těla, v loketním kloubu flektována v 90°, předloktí v neutrálním postavení, zápěstí v 0 až 30° dorzální flexi a nulové dukci. Ani zde nebylo předloktí nijak podpíráno. Dolní končetiny byly flektovány v kolenních kloubech přibližně v 90° a výška lehátka přizpůsobena tak, aby nohy byly položeny celými chodidly na zemi a zároveň byly od sebe na vzdálenost kyčelních kloubů (Obrázek 5 a 6).



Obrázek 5 a 6. Poloha vsedě bez opory zad

3.4.3 Poloha vleže na zádech

Třetí poloha, poloha vleže na zádech, byla měřena taktéž na lehátku. V případě potřeby byla mírně podložena hlava, neměřená horní končetina byla položena volně podél těla. Druhá horní končetina byla taktéž podél těla, v loketním kloubu flektována v 90°, předloktí v neutrálním postavení, zápěstí v 0 až 30° dorzální flexi a nulové dukci. Dolní končetiny byly volně nataženy ve vzdálenosti na šířku pánve a kolenní klouby podloženy tak, aby nedocházelo k hyperextenčnímu postavení (Obrázek 7).



Obrázek 7. Poloha vleže na zádech

3.5 Instrukce a průběh

Nejprve byli pacienti seznámeni s průběhem měření, byly jim zodpovězeny případné dotazy a následně každý z nich podepsal informovaný souhlas (Příloha č. 14). Poté jim bylo ukázáno požadované držení dynamometru a proběhla zkouška na nečisto tak, aby si proband vše vyzkoušel a předešlo se případným chybám v měření v důsledku nesprávného úchopu, špatného postavení jednotlivých segmentů či nedostatečné rovnováhy. Měření byli dvakrát v rozestupu jednoho týdne. Průběh a způsob měření byl totožný.

V každé poloze byly měřeny tři pokusy, každý v délce deseti sekund. Pacienti měli za úkol vyvinout maximální sílu úchopu. Mezi měřeními následovala pauza v délce jedné minuty, aby se předešlo případné únavě a zkreslení výsledků. Mezi jednotlivými polohami byla zvolena pauza třímínutová pro zvládnutí přesunu a změny pozice. Nejprve se měřila dominantní horní končetina v jedné a následně nedominantní v té stejné poloze. Poté následovala změna polohy a obdobný postup. Před každým začátkem měření byl pacient upozorněn na zbývající čas tak, aby se stihl dostatečně připravit. Při samotném měření byli pacienti povzbuzováni. Z každého pokusu byla zaznamenána vždy nejvyšší dosažená hodnota síly úchopu.

3.6 Zpracované hodnoty

Všechny osoby úspěšně absolvovaly kompletní měření kromě Probanda 7, který se kvůli zdravotním komplikacím nemohl dostavit na druhé měření.

Zpracovány byly vždy maximální hodnoty ze všech tří pokusů, ze všech poloh i všech proběhlých měření. Pouze v jednom případě byla zpracována jiná hodnota než maximální. Proband 2 nedodržel optimální pozici v poloze vsedě bez opory zad, a to i přes předchozí instrukce a zkoušení na nečisto. Kvůli snížené rovnováze se proband opíral dynamometrem o lehátko a pouze při jednom pokusu byl schopen dodržet požadovanou polohu. Započítána byla hodnota z tohoto pokusu.

3.7 Statistické zpracování

Statistické zpracování proběhlo pomocí softwaru Microsoft Excel verze 2010. Nejprve byly porovnány maximální hodnoty mezi jednotlivými polohami. Srovnávaly se vždy dvě polohy mezi sebou, každá s každou. Samostatně byly zpracovány hodnoty z prvního měření na dominantních a nedominantních horních končetinách. Stejně tak tomu bylo u měření druhého. Celkově tedy proběhlo dvanáct porovnávacích výpočtů. Vzhledem k tomu, že se jednalo o metrická data dvou na sobě závislých výběrů, byl použit Studentův párový t-test s oboustranným rozdělením. Hladina významnosti byla ve všech případech stanovena na $\alpha = 0,05$.

Stejným způsobem byly srovnány velikosti úchopů mezi dominantními a nedominantními horními končetinami v každé z poloh v prvním i druhém měření. V tomto případě se jednalo o šest výpočtů.

Párový t-test byl rovněž použit pro porovnání prvního a druhého měření mezi sebou. Odděleně byly srovnány dominantní a nedominantní horní končetiny a celkově tak došlo k šesti porovnáním.

Zpracovány byly i výsledky vztahující se k oběma pohlavím. Ty ovšem nemohly být porovnány, jak je tomu v předešlých případech, a to z důvodu příliš malého vzorku žen, a tedy velkého rizika zkreslení výsledků v případě atypického chování jedné z měřených osob. Značné riziko použití Studentova t-testu pro porovnání takto malého souboru s nerovnoměrným zastoupením porovnávaných hodnot potvrzuje i studie od de Winter (de Winter, 2013). Vypočítány byly průměry maximálních hodnot a odhady směrodatných odchylek, tedy výběrové

směrodatné odchylky, v konkrétních polohách samostatně u žen a u mužů. Použity byly hodnoty získané při prvním i druhém měření, ve všech polohách a u obou horních končetin.

Pro úplnost byly rovněž vypočítány průměry maximálních hodnot a jejich výběrové směrodatné odchylky v jednotlivých polohách a měřeních (Příloha č. 6 až 9.).

4 VÝSLEDKY

Výsledky jsou uvedeny ve stejném pořadí jako hypotézy. Nejprve je popsáno porovnání jednotlivých poloh mezi sebou, následně srovnání prvního a druhého měření a na závěr pak porovnání dominantních a nedominantních horních končetin. Kromě toho jsou také pomocí deskriptivní statistiky zdokumentovány rozdíly mezi hodnotami získanými od mužů a žen. Veškerá naměřená a zpracovaná data jsou k nahlédnutí v tabulkách a v přílohách (Tabulka 3 až 12, Příloha č. 2 až 13)

4.1 Porovnání poloh

V rámci jednotlivých poloh byl jediný statisticky významný rozdíl zjištěn u prvního měření mezi polohami vsedě bez opory zad a vsedě s oporou zad u dominantních horních končetin. Maximální hodnoty vsedě bez opory zad byly významně větší než vsedě s oporou zad (Tabulka 3). Při druhém měření nebyly zjištěny statisticky významné rozdíly mezi jednotlivými polohami (Tabulka 4).

Porovnávané polohy z 1. měření	Výsledky párového t-testu (p)	
	Dominantní horní končetina	Nedominantní horní končetina
VNZ - VSS	0,625947	0,633797
VNZ - VSB	0,267136	0,574120
VSS - VSB	*0,009118	0,102303

*Tabulka 3. Výsledky párového t-testu při porovnávání dvou poloh zvláště dominantních a nedominantních horních končetin z prvního měření, hladina významnosti $\alpha = 0,05$, p = pravděpodobnost odpovídající párovému Studentovu t-testu s oboustranným rozdělením, VNZ = vleže na zádech, VSS = vsedě s oporou zad, VSB = vsedě bez opory zad; * statisticky významný rozdíl*

Porovnávané polohy z 2. měření	Výsledky párového t-testu (p)	
	Dominantní horní končetina	Nedominantní horní končetina
VNZ - VSS	0,649504	0,800000
VNZ - VSB	0,959514	0,500000
VSS - VSB	0,431663	0,600000

Tabulka 4. Výsledky párového t-testu při porovnávání dvou poloh zvláště dominantních a nedominantních horních končetin z druhého měření, hladina významnosti $\alpha = 0,05$, p = pravděpodobnost odpovídající párovému Studentovu t-testu s oboustranným rozdělením, VNZ = vleže na zádech, VSS = vsedě s oporou zad, VSB = vsedě bez opory zad

4.2 Porovnání prvního a druhého měření

Další signifikantní rozdíly byly vypočítány mezi prvním a druhým měřením. U dominantních horních končetin se jednalo o polohu vsedě s oporou zad (Tabulka 5) a u nedominantních horních končetin o polohy vsedě s oporou zad a vleže na zádech (Tabulka 6). Ve všech třech případech byly statisticky významně větší hodnoty úchopů u druhých měření.

Poloha	p
VNZ	0,113146385
VSS	*0,011351041
VSB	0,133756400

*Tabulka 5. Porovnání síly úchopu prvního a druhého měření v jednotlivých polohách na dominantních horních končetinách, hladina významnosti $\alpha = 0,05$, p = pravděpodobnost odpovídající párovému Studentovu t-testu s oboustranným rozdělením, VNZ = vleže na zádech, VSS = vsedě s oporou zad, VSB = vsedě bez opory zad, * statisticky významný rozdíl*

Poloha	p
VNZ	*0,017379892
VSS	*0,028324713
VSB	0,200722377

*Tabulka 6. Porovnání síly úchopu prvního a druhého měření v jednotlivých polohách na nedominantních horních končetinách, hladina významnosti $\alpha = 0,05$, p = pravděpodobnost odpovídající párovému Studentovu t -testu s oboustranným rozdělením, VNZ = vleže na zádech, VSS = vsedě s oporou zad, VSB = vsedě bez opory zad, * statisticky významný rozdíl*

4.3 Porovnání dominantních a nedominantních horních končetin

Při porovnání horních končetin mezi sebou nebyly nalezeny žádné statisticky významně odlišné rozdíly a to ani při prvním ani při druhém měření (Tabulka 7 a 8).

Poloha	p
VNZ	0,247685
VSS	0,116846
VSB	0,646014

Tabulka 7. Porovnání síly úchopu dominantních a nedominantních horních končetin z prvního měření, hladina významnosti $\alpha = 0,05$, p = pravděpodobnost odpovídající párovému Studentovu t -testu s oboustranným rozdělením, VNZ = vleže na zádech, VSS = vsedě s oporou zad, VSB = vsedě bez opory zad

Poloha	p
VNZ	0,819019
VSS	0,948486
VSB	0,803310

Tabulka 8. Porovnání síly úchopu u dominantních a nedominantních horních končetin z druhého měření, hladina významnosti $\alpha = 0,05$, p = pravděpodobnost odpovídající párovému Studentovu t -testu s oboustranným rozdělením, VNZ = vleže na zádech, VSS = vsedě s oporou zad, VSB = vsedě bez opory zad

4.4 Muži a ženy

Při pohledu na níže uvedené tabulky (Tabulka 8 až 11) s hodnotami průměrů maximálních hodnot a výběrových směrodatných odchylek úchopů u každého z pohlaví je patrná větší naměřená síla úchopu u mužů, a to v každé z poloh, u obou horních končetin a při prvním i druhém měření.

	VNZ	VSS	VSΒ
Muži - průměr	43,6	43,7	44,8
Muži - SD	3,806179	6,093603	5,733934
Ženy - průměr	21,9	19,8	22,1
Ženy - SD	1,979899	2,757716	1,767767

Tabulka 9. Porovnání výsledků u žen a mužů při prvním měření na dominantních horních končetinách. Zobrazeny jsou průměry maximálních hodnot a jejich výběrové směrodatné odchylky (SD) v jednotlivých polohách; VNZ = vleže na zádech, VSS = vsedě s oporou zad, VSΒ = vsedě bez opory zad

	VNZ	VSS	VSΒ
Muži - průměr	45,1	45,9	44,4
Muži - SD	5,099804	5,472202	7,238923
Ženy - průměr	23,3	23,7	21,5
Ženy - SD	3,535534	2,969848	2,262742

Tabulka 10. Porovnání výsledků u žen a mužů při prvním měření na nedominantních horních končetinách. Zobrazeny jsou průměry maximálních hodnot a jejich výběrové směrodatné odchylky (SD) v jednotlivých polohách; VNZ = vleže na zádech, VSS = vsedě s oporou zad, VSΒ = vsedě bez opory zad

	VNZ	VSS	VSΒ
Muži - průměr	49,8	50,3	50,4
Muži - SD	6,312422	6,807349	8,054967
Ženy - průměr	23,5	24,0	22,0
Ženy - SD	3,323402	2,404163	1,838478

Tabulka 11. Porovnání výsledků u žen a mužů při druhém měření na dominantních horních končetinách. Zobrazeny jsou průměry maximálních hodnot a jejich výběrové směrodatné odchylky (SD) v jednotlivých polohách; VNZ = vleže na zádech, VSS = vsedě s oporou zad, VSΒ = vsedě bez opory zad

	VNZ	VSS	VSΒ
Muži - průměr	49,3	49,3	48,2
Muži - SD	3,568847	4,840455	5,622796
Ženy - průměr	25,7	26,5	25,2
Ženy - SD	4,808326	1,838478	4,030509

Tabulka 12. Porovnání výsledků u žen a mužů při druhém měření na nedominantních horních končetinách. Zobrazeny jsou průměry maximálních hodnot a jejich výběrové směrodatné odchylky (SD) v jednotlivých polohách; VNZ = vleže na zádech, VSS = vsedě s oporou zad, VSΒ = vsedě bez opory zad

4.5 Testování hypotéz

Hypotéza 1

H0 byla potvrzena

HA byla zamítnuta, vzhledem k absenci statisticky významnému rozdílu svalové síly v poloze vleže na zádech a vsedě s oporou zad

Hypotéza 2

H0 byla potvrzena

HA byla zamítnuta, vzhledem k absenci statisticky významnému rozdílu velikostí svalové síly v poloze vleže na zádech a vsedě bez opory zad

Hypotéza 3

H0 byla zamítnuta, vzhledem k signifikantně odlišným výsledkům velikosti svalové síly v poloze vsedě s oporou zad a vsedě bez opory zad

HA byla potvrzena

Hypotéza 4

H0 byla zamítnuta vzhledem k signifikantně odlišným hodnotám mezi prvním a druhým měřením

HA byla potvrzena

Hypotéza 5

H₀ byla potvrzena

H_A byla zamítnuta vzhledem k absenci statisticky významnému rozdílu mezi dominantními a nedominantními horními končetinami

5 DISKUSE

Stabilita a kontrola trupu, která je zásadní pro pohyb horních končetin (Takahashi et al., 2015; Gabison et al., 2014; Sprigle, 2007; Chen, 2003), je u pacientů s paraplegií narušena. Důvodem je porucha inervace svalů trupu a dolních končetin (Gabison et al., 2014; Ambler et al., 2008), jež se velkou mírou podílí na jejím udržení (Gauthier et al., 2012; Bitnar, 2011). Důsledkem jsou kromě větší aktivity neposturálních svalů a rizikem jejich přetížení (Clare et al., 2013) také změny svalových synergií a snížená posturální stabilita (Grangeon et al., 2012; Serrano et al., 2013). Zároveň pak dochází k ovlivnění úchopu horní končetiny (Gabison et al., 2014; Sprigle, 2007; Chen, 2003), která mimo jiné určuje samostatnost a nezávislost jedince (Angst et al., 2010). Jak ukazují jiné práce, v případě potřeby jejího vyšetření, je jedním ze spolehlivých ukazatelů svalová síla úchopu (Mohammadian et al., 2014; Anjum et al., 2012; Puh, 2010; Werle et al., 2009).

Na základě zmíněné narušené aktivity svalů u spinálních pacientů zajišťujících stabilitu trupu a skutečnosti, že poloha těla může i u zdravých jedinců ovlivnit svalovou sílu úchopu (El-Sais, Mohammad, 2014; Sisto, Dyson-Hudson, 2007), se dá u osob po míšní lézi předpokládat značná závislost velikosti síly úchopu na poloze těla ve smyslu snížení síly úchopu při posturálně náročnější pozici. Co se týče zdravých osob, existují studie, které tuto závislost potvrzují (El-Sais, Mohammad, 2014), ale i vyvracejí (Richards et al., 1996). Posouzení míry vlivu polohy těla na velikost úchopu u zdravých jedinců tedy zůstává otevřené a může tak být námětem pro další práce. Porovnání obdobné závislosti u spinálních pacientů bylo cílem této diplomové práce.

Při statistickém zpracování byly použity maximální, nikoliv průměrné naměřené hodnoty. Důvodem bylo zamezení vlivu únavy (El-Sais, Mohammad, 2014) a také použití maxima i v jiných studiích (Tsang, 2005; Roberts et al., 2011). Při porovnávání poloh mezi sebou byl prokázán jediný statisticky významný rozdíl a to v případě prvního měření mezi polohami vsedě bez opory zad a vsedě s oporou zad u dominantních horních končetin. Maximální hodnoty vsedě bez opory zad byly významně větší než vsedě s oporou zad. Tento výsledek je poměrně zajímavý. Předpokladem plynoucím z teoretické části bylo totiž snížení svalové síly úchopu u paraplegických jedinců v posturálně náročnějších pozicích, a to především díky snížené schopnosti koordinace a stability trupu (Gabison et al., 2014), jež podmiňují funkci horních končetin (Takahashi et al., 2015; Gabison et al., 2014; Sprigle, 2007; Chen, 2003), a také díky změně svalových synergií řídících jednotlivé pohyby (Bjerkefors et al., 2009). Na druhou stranu, důvodem pro vyšší hodnoty úchopu v náročnějších polohách by mohlo být v případě polohy bez

opory zad větší zapojení synergistických svalů. Stejně jako je tomu vsedě při absenci opory předloktí, kde byla naměřena větší síla úchopu než u podpíraného (El-Sais, Mohammad, 2014).

Další oblastí zájmu této práce bylo porovnání prvního a druhého měření, která proběhla v rozestupu jednoho týdne. I v tomto případě se dala předpokládat změna naměřených hodnot a to na základě existence studií potvrzujících, že neurologický i funkční stav jedince po míšní lézi se může během několika týdnů až měsíců po zranění změnit. Porovnávány byly všechny polohy. Statisticky významný rozdíl byl naměřen ve třech případech - v poloze vsedě s oporou zad u dominantní i nedominantní horní končetiny, a vleže na zádech u nedominantní horní končetiny. Ve všech případech došlo ke zlepšení naměřené síly.

Podle dosavadních zdrojů může dojít ke změně stavu hned z několika důvodů. Jedním je odeznění míšního šoku, po kterém následuje takzvané „spontánní zotavení“ (Hedel, 2006). I v následujícím období se však můžeme setkat se zlepšením daného stavu, a to jak z hlediska neurologického, tak funkčního (Kříž, Hyšperská, 2013; Steeves et al., 2011; Curt et al., 2008) u kompletních i nekompletních míšních lézí (Kříž, Hyšperská, 2013). Důvodem může být jednak zlepšení kompenzace ztracených motorických funkcí prostřednictvím změny používaných posturálních strategií (Curt et al., 2008) využívajících například oporu horních končetin (Grangeon et al., 2012). Dalším možným důvodem je přítomnost neuroplasticity (Curt et al., 2008). Ta popisuje schopnost centrálního nervového systému neustále upravovat a měnit nervové dráhy a spojení jako odpověď na zkušenosti a momentální stav jedince (Moxon, 2014; Lynskey et al., 2008). Pravidelným tréninkem zaměřeným na poškozené funkce lze tuto schopnost ještě podpořit (Hoffman a Field-Fote, 2007) a pomoci tak procesu rehabilitace u pacientů po míšním poranění (Lynskey et al., 2008).

Další výsledky zahrnovaly porovnávání dominantních a nedominantních horních končetin. Ani v jedné poloze a v žádném ze dvou testování nebyla naměřena statisticky významně odlišná hodnota mezi preferovanými a nepreferovanými horními končetinami. Co se týče dosavadních studií na toto téma, situace není jednoznačná. V případě praváků poukazují některé na větší sílu úchopu preferované horní končetiny (Hogrel, 2015; Roberts et al., 2011; Res et al., 2010). U leváků však toto podle Hogrel neplatí (Hogrel, 2015; Roberts et al., 2011; Res et al., 2010). Jiné výsledky zdokumentoval Gerodimos, který nepotvrdil významně odlišné hodnoty při porovnání dominantních a nedominantních horních končetin (Gerodimos, 2012).

Statisticky nevýznamné změny mezi silou úchopu horních končetin získané z poslední jmenované studie a stejně tak z této práce, mohou souviset s výsledky měření, kde byla porovnávána svalová aktivita musculus biceps a triceps brachii, m. deltoideus, m. pectoralis

major a m. latissimus dorzi při přesunu na preferovanou a nepreferovanou stranu u paraplegických jedinců. Výsledky ukázaly, že svalová aktivita se mezi přesuny neliší (Gagnon et al., 2009b). Vypadá to tedy, že osoby po míšním poranění používají při těchto aktivitách obě horní končetiny obdobně. Důvodem může být prostředím daná nutnost zvládat dané aktivity co možná nejvíce na obě strany a zároveň limitovaná schopnost změnit okolní podmínky ve prospěch preferované strany.

Ve výsledcích této práce je zahrnuta i síla úchopu dokumentující výsledky u mužů a u žen. Vzhledem k nemožnosti porovnat obě pohlaví mezi sebou díky nedostatečnému zastoupení žen, byly vypočítány průměry maximálních hodnot a jejich výběrové směrodatné odchylky. Z těchto hodnot je možné pozorovat, že ve všech pozicích a při obou měřeních dosáhli muži větší síly úchopu než ženy. To souhlasí s výsledky studií, které rovněž potvrzují statisticky významně větší sílu úchopu u mužů v porovnání s ženami (Mohammadian et al., 2014; Budziareck et al., 2010; Res et al., 2010; Gale et al., 2007). Zároveň zde mohl hrát roli i věk, který byl vyšší u žen. Je známo, že s věkem se svalová síla úchopu snižuje (El-Sais, Mohammad, 2014; Mohammadian et al., 2014 Res et al., 2010; Werle et al., 2009).

Výsledky tak poskytují informace, které mohou být podkladem pro zajištění efektivní a cílené terapie pacientů po míšní lézi. Například se jeví jako zajímavé dosažení větší síly úchopu u stabilně náročnější pozice. To může být potvrzením, že je vhodné zařadit méně stabilní a tedy posturálně náročnější pozice do terapie a následně do každodenních činností jedince. Může se tak jednat o způsob, jak dosáhnout lepších výsledků v rámci terapie zaměřené na funkci horních končetin, a díky tomu i způsob, jak docílit větší soběstačnosti a funkčních schopností pacienta. Další informací je fakt, že již po jednom týdnu standardní terapie na Spinální jednotce může dojít k významnému zlepšení síly úchopu horní končetiny a tedy i ke zlepšení funkčních schopností a celkového stavu jedince v subakutní fázi. Jedná se tak o období, ve kterém je možné do značné míry ovlivnit stav dané osoby za poměrně krátkou dobu. Zároveň se lze domnívat, že stejně tak, jak můžeme očekávat významné zlepšení, může v tomto období dojít i ke zhoršení momentálního stavu. Důvodem může být například nemožnost účastnit se terapií kvůli přítomnosti infekce, proleženinám, či jiným komplikacím. Správná a dostatečná péče a terapie by pak byly jedinou prevencí přítomností těchto komplikací a zhoršení pacientova stavu. Další informací, jež tato práce poskytuje, je přítomnost jen minimálního rozdílu mezi dominantními a nedominantními horními končetinami. Na základě toho můžeme předpokládat, že je možné pacienta naučit potřebné aktivity nehledě na preferovanou horní končetinu. To má výhody především v případech, kdy není možné změnit okolní prostředí ve prospěch preferované strany.

Závěrem tato práce poukazuje na u zdravých jedinců empirií i studii potvrzený fakt, že ženy dosahují menších hodnot úchopu než muži i v případě osob po míšní lézi.

Co se týče limitujících faktorů této práce, hlavním takovým byl omezený počet probandů. Ten závisel na počtu osob, jež byly v patnáctiměsíční době měření hospitalizovány na Spinální jednotce v Motole, a zároveň splňovaly kritéria nutná pro zařazení do studie. Možným cílem dalších prací či studií by tak mohlo být změření a vypočítání obdobných parametrů na větším vzorku osob a doplnění výsledků této práce.

Další možností pro budoucí studie je srovnání velikosti úchopu u paraplegických osob s normativními daty u zdravých jedinců či ještě lépe vytvoření samostatných normativů pro spinální pacienty. Utvoření takových dat a možnost jejich porovnání by mohlo pomoci jak v diagnostice poruch funkce ruky (Anjum et al., 2012; Puh, 2010; Werle et al., 2009), ať už z důvodu míšní léze či přetížení svalového či kloubního aparátu, tak při hodnocení celkového stavu jedince. Síla úchopu ruky totiž představuje mimo jiné významný ukazatel vitality u lidí ve středním a vyšším věku (Bohannon, 2008a). Zajímavé by také mohlo být porovnání velikosti úchopu a výšky či váhy. U zdravých jedinců je tato závislost prokázána (Angst et al., 2010; Werle et al., 2009; Gale et al., 2007) a nabízí se tak tyto vztahy ověřit i u spinálních pacientů.

Pro zhotovení dalších prací či studií zpracovávajících hodnoty úchopu horní končetiny u spinálních pacientů získané ručním dynamometrem hovoří také fakt, že se jedná o v klinické praxi snadno proveditelný způsob vyšetření.

SOUHRN

Úchop horní končetiny je jedna ze schopností určující samostatnost jedince (Angst et al., 2010). Podmínkou pro její vykonání je zajištění stabilní postury v požadované pozici pomocí dostatečné kontroly trupu (Takahashi et al., 2015; Gabison et al., 2014; Sprigle, 2007; Chen, 2003). Ta je ovšem u paraplegických jedinců narušena, z důvodu porušení inervace některých svalů trupu a dolních končetin (Ambler et al., 2008).

Východiskem této práce byl předpoklad, že výše popsaná omezení společně s posturálně náročnější polohou sníží funkční schopnosti ruky, a tedy sníží i sílu úchopu. Cílem pak bylo zjistit, zda a do jaké míry ovlivní poloha těla sílu úchopu horní končetiny u paraplegických jedinců. Kromě toho byly hodnoty zpracovány a následně porovnány velikosti síly úchopu mezi prvním a druhým měřením a mezi dominantními a nedominantními horními končetinami.

Jednou z možností hodnocení úchopu, jak u zdravých osob (Aguiar et al., 2016; Hogrel, 2015), tak spinálních pacientů (Sisto, Dyson-Hudson, 2007), je jeho vyšetření dynamometrem. Proto byl použit dynamometr Diametrics Ltd, hydraulický dynamometr, který je označován za nejpoužívanější ruční dynamometr (Hogrel, 2015; Roberts et al., 2011; Bohannon et al., 2006). Měření byly obě horní končetiny ve třech polohách - vsedě s oporou zad, vsedě bez opory zad a vleže na zádech. Probandi měli za úkol vyvinout po dobu deseti sekund co největší sílu úchopu, k dispozici měli tři pokusy. Měření probíhalo dvakrát v rozestupu jednoho týdne.

Testování se zúčastnilo sedm dospělých paraplegických osob toho času hospitalizovaných na Spinální jednotce Fakultní nemocnice v Motole. Jednalo se o pacienty v subakutním stadiu míšní léze, s rozsahem léze A a B podle AIS a etiologií jak traumatickou tak netraumatickou. V době mezi prvním a druhým měřením všichni absolvovali standardní terapii poskytovanou Spinální jednotkou.

Statistické zpracování výsledků ukázalo závislost velikosti úchopu na poloze těla pouze v jednom případě, a to při vzájemném porovnání polohy vsedě s oporou zad a vsedě bez opory zad. Ve druhé zmíněné poloze byly naměřeny vyšší hodnoty při prvním měření na dominantní horní končetině. Z toho vyplývá, že tvrzení, že poloha těla je jeden z hlavních parametrů určující u paraplegických jedinců sílu úchopu a také, že méně stabilní opora těla sníží sílu úchopu, nelze navzdory předpokladům potvrdit.

Porovnání velikostí úchopu dominantních a nedominantních horních končetin ukázalo statisticky nevýznamný rozdíl mezi naměřenými hodnotami. Tyto výsledky tak potvrzují studii od Gerodimos (Gerodimos, 2012) a zároveň tak poskytují předpoklad, že z hlediska funkčních

schopností můžeme očekávat obdobné výsledky nezávisle na preferenci končetiny. Na druhou stranu jsou v rozporu se závěry autorů, kteří tvrdí, že u praváků je velikost úchopu na preferované horní končetině významně vyšší než na té méně preferované (Horle, 2015; Roberts et al., 2011; Res et al., 2010).

Třetí zjištění, které tato práce poskytla, pramenilo ze srovnání prvního a druhého měření. Najevo vyšly signifikantní rozdíly ve dvou polohách - v poloze vsedě s oporou zad a vleže na zádech. V obou případech se jednalo o získání vyšších hodnot při druhém měření. Již po jednom týdnu standardní terapie na Spinální jednotce je tedy možné dosáhnout významného zlepšení funkčních schopností, což koreluje se studiemi, jež tvrdí, že funkční a v některých případech i neurologický obraz spinálních pacientů se může až do jednoho roku po zranění významně zlepšit (Kříž, Hyšperská, 2013; Steeves et al., 2011; Curt et al., 2008).

Jako poslední uvádí práce průměrné hodnoty a výběrové směrodatné odchylky maximálních naměřených dat zvlášť u mužů a žen (statistické porovnání nemohlo být provedeno z důvodu nízkého počtu souborů žen). Při jejich zhlédnutí jsou patrná ve všech případech vyšší čísla u mužů. Toto koreluje s výsledky studií, poukazujících na významně větší sílu úchopu u mužů v porovnání se ženami (Mohammadian et al., 2014; Budziareck et al., 2010; Res et al., 2010; Gale et al., 2007).

Limitujícím faktorem této práce byl nízký počet měřených osob, který tak omezil možnosti zpracování naměřených dat.

ZÁVĚRY

Výsledky této práce poukazují na jistou závislost polohy těla a síly úchopu horní končetiny u paraplegických jedinců. Ta byla prokázána při porovnání hodnot získaných z polohy vsedě bez opory zad a vsedě s oporou zad, kde v první jmenované dosáhli měření jedinci větších hodnot. V ostatních případech se významné změny úchopu v závislosti na poloze neprokázaly. Z hlediska porovnání výsledků v rozestupu jednoho týdne byl významný rozdíl u dvou poloh - vsedě s oporou zad a vleže na zádech. V obou pozicích dosáhla velikost úchopu při druhém měření významně větších hodnot než při měření prvním. V subakutní fázi míšní léze lze tedy dosáhnout funkčního zlepšení za poměrně krátký časový úsek. Při srovnání úchopů horních končetin nebyl prokázán rozdíl mezi dominantní a nedominantní stranou. Stranová dominance tak podle výsledků neurčuje výslednou sílu úchopu. Závěrem práce pomocí metod deskriptivní statistiky poukazuje na vyšší sílu úchopu u mužů po míšní lézi v porovnání se ženami a shoduje se tak se studii, které toto zkoumaly na zdravých jedincích. Měření svalové síly úchopu tak nabízí způsob, jak objektivně zhodnotit funkční schopnost horní končetiny a trupu, která funkci ruky podmiňuje. Jak práce poukazuje, dají se tak posoudit faktory, které mají či naopak nemají zásadní vliv na úchop horní končetiny, jakožto jednu z podmínek samostatnosti jedince.

REFERENČNÍ SEZNAM

- AGUIAR, Larissa T., Júlia C. MARTINS, Eliza M. LARA, Julianna A. ALBUQUERQUE, Luci F. TEIXEIRA-SALMELA a Christina D. C. M. FARIA, 2016. Dynamometry for the measurement of grip, pinch, and trunk muscles strength in subjects with subacute stroke: reliability and different number of trials. *Brazilian Journal of Physical Therapy*. 20(5), 395-404. DOI: 10.1590/bjpt-rbf.2014.0173.
- AJIBOYE, A B a R F WEIR, 2009. Muscle synergies as a predictive framework for the EMG patterns of new hand postures. *Journal of Neural Engineering*. 6(3), 1-29. DOI: 10.1088/1741-2560/6/3/036004.
- AMARAL, J.F., M. MANCINI, J.V. NOVO JUNIOR, 2012. Comparison of three hand dynamometers in relation to the accuracy and precision of the measurements. *Revisita Nrasiliera de Fisioterapia*. 16(3), 216-224.
- AMBLER, Zdeněk, Josef BEDNAŘÍK a Evžen RŮŽIČKA. *Klinická neurologie*. Vyd. 2. Praha: Triton, 2008. ISBN 978-80-7387-157-4.
- ANGST, Felix, Susann DRERUP, Stephan WERLE, Daniel B HERREN, Beat R SIMMEN a Jörg GOLDHAHN, 2010. Prediction of grip and key pinch strength in 978 healthy subjects. *BMC Musculoskeletal Disorders*. 11, 94-100. DOI: 10.1186/1471-2474-11-94.
- ANJUM, S. N., P. CHOUDARY, R. DIMRI a S. ANKARATH, 2012. Comparative evaluation of grip and pinch strength in an Asian and European population. *Hand Therapy*. 17(1), 11-14. DOI: 10.1258/ht.2011.011023.
- BARUT, C. a P. DEMIREL, 2012. Influence of testing posture and elbow position on grip strength. *Anatomy and Physical Medicine*. 20(3), 94-97.
- BIERING-SØRENSEN, A. BRYDEN, A. CURT, J. FRIDEN, L.A. HARVEY, M.J. MULCAHEY, M.R. POPOVIC, A. PROCHAZKA, K.A. SINNOTT, G. SNOEK, 2014. International Spinal Cord Injury Upper Extremity Basic Data Set. *Spinal Cord*. 52, 652-657. DOI: 10.1038/sc.2014.87.

- BIOMETRICS Ltd., In: *Hellotrade* [online]. [cit. 2017-07-17]. Dostupné z:
<http://www.hellotrade.com/biometrics>)
- BITNAR, P., 2011. *Viscerovertebrální vztahy a jejich vliv na stabilizaci páteře* [online]. 1-2 [cit. 2017-07-16]. Dostupné z:
http://www.dnscz.com/sites/default/files/story/2011/10/bitnar_czech.pdf
- BIZZI, Emilio a Vincent C. K. CHEUNG, 2013. The neural origin of muscle synergies. *Frontiers in Computational Neuroscience*. 7(51), 1-6. DOI: 10.3389/fncom.2013.00051.
- BJERKEFORS, A, MG CARPENTER, AG CRESSWELL, A THORSTENSSON a Hideomi WATANABE, 2009. Trunk muscle activation in a person with clinically complete thoracic spinal cord injury. *Journal of Rehabilitation Medicine*. 41(5), 390-392. DOI: 10.2340/16501977-0336.
- BOADELLA, Juliette M., P. Paul KUIJER, Judith K. SLUITER a Monique H. FRINGS-DRESEN, 2005. Effect of self-selected handgrip position on maximal handgrip strength. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 86, 328-331. DOI: 10.1016/j.apmr.2004.05.003.
- BOHANNON, R.W., 2008a. Hand-grip dynamometry predicts future outcomes in aging adults. *Journal of Geriatric Physical Therapy*. 31(1), 3-10.
- BOHANNON, R.W., 2008b. Is it legitimate to characterize muscle strength using a limiting number of measures? *Journal of Strength and Conditioning Research*. 22(1), 166-173.
- BOHANNON, Richard W., Anneli PEOLSSON, Nicola MASSY-WESTROPP, Johanne DESROSIERS a Jane BEAR-LEHMAN, 2006. Reference values for adult grip strength measured with a Jamar dynamometer: a descriptive meta-analysis. *Iranian journal of public health*. 92, 11-15. DOI: 10.1016/j.physio.2005.05.003.
- BOSWELL-RUYS, C L, L A HARVEY, J J BARKER, M BEN, J W MIDDLETON a S R LORD, 2010. Training unsupported sitting in people with chronic spinal cord injuries: a randomized controlled trial. *Spinal Cord*. 48, 138-143. DOI: 10.1038/sc.2009.88.

- BUDZIARECK, Michele Berçôt, Rodrigo Roig PUREZA DUARTE a Maria Cristina G. BARBOSA-SILVA, 2008. Reference values and determinants for handgrip strength in healthy subjects. *Clinical Nutrition*. 27(3), 357-362. DOI: 10.1016/j.clnu.2008.03.008.
- CASTELLINI, Claudio a Patrick VAN DER SMAGT, 2013. Evidence of muscle synergies during human grasping. *Biological Cybernetics*. 107, 233-245. DOI: 10.1007/s00422-013-0548-4.
- CLARE, F., A. KOBESOVA a P. KOLAR, 2012. Dynamic neuromuscular stabilization & sports rehabilitation. *The International Journal of Sports Physical Therapy*. 8(1), 62-73.
- CORNA A.D., American Academy of Manual Medicine, 2008. *Spinal nerve supply of the thoracic region* [online]. Lincoln [cit. 2017-07-17]. Dostupné z: <http://www.webmanmed.com/>
- CURT, Armin, Hubertus J.A. VAN HEDEL, Daniel KLAUS a Volker DIETZ, 2008. Recovery from a Spinal Cord Injury: Significance of Compensation, Neural Plasticity, and Repair. *Journal of Neurotrauma*. 25 (6), 677-685. ISSN: 18578636. DOI: 10.1089/neu.2007.0468.
- ČIHÁK, R. *Anatomie 1. 2. vydání* Praha: Grada, 2001, s. 368-370. ISBN 80-7169-970-5.
- DE PALEVILLE, D.G.L.T. et al, 2011. Respiratory Motor Control Disrupted by Spinal Cord Injury: Mechanisms, Evaluation, and Restoration. *Translational Stroke Research*. 2(4), 463-473.
- DE WINTER, J.C.F., 2013. Using the Student's t-test with extremely small sample sizes. *Practical Assessment, Research & Evaluation*. 18(10), 1-12. ISSN 1531-7714.
- EL-SAIS, W.M. a W.S. MOHAMMAD, 2014. Influence of different testing postures on hand grip strength. *European Scientific Journal*. 10(36), 290-301.
- FESS EE. *Grip Strength*, 2nd edition. Chicago: American Society of Hand Therapists, 1992.
- FIALOVÁ, K., 2007. *Úchop*. Praha. Vedoucí práce MUDr. Jan VACEK.

- FIELD-FOTE, E. C. a S. S. RAY, 2010. Seated reach distance and trunk excursion accurately reflect dynamic postural control in individuals with motor-incomplete spinal cord injury. *Spinal Cord*. 48(10), 7445-749. DOI: 10.1038/sc.2010.11.
- FLIPON, E., M. BRAZIER, G. CLAVEL, P. BOUMIER, A. GAYET, X. LE LOËT a P. FARDELLONE, 2009. Is it possible to identify early predictors of the future cost of chronic arthritis? The VErA project. *Fundamental & Clinical Pharmacology*. 23(1), 105-113. DOI: 10.1111/j.1472-8206.2008.00645.x.
- GABISON, Sharon, Molly C. VERRIER, Sylvie NADEAU, Dany H. GAGNON, Audrey ROY a Heather M. FLETT, 2014. Trunk strength and function using the multidirectional reach distance in individuals with non-traumatic spinal cord injury. *The Journal of Spinal Cord Injury*. 37(5), 537-547. DOI: 10.1179/2045772314Y.0000000246.
- GAGNON, Dany, Alicia M. KOONTZ, Eric BRINDLE, Michael L. BONINGER a Rory A. COOPER, 2009a. Does upper-limb muscular demand differ between preferred and nonpreferred sitting pivot transfer directions in individuals with a spinal cord injury? *Journal of Rehabilitation Research & Development*. 46(9), 1099-1108. DOI: 10.1682/JRRD.2009.02.0012.
- GAGNON, Dany, Sylvie NADEAU, Luc NOREAU, Janice J. ENG a Denis GRAVEL, 2009b. Electromyographic patterns of upper extremity muscles during sitting pivot transfers performed by individuals with spinal cord injury: note II. *Journal of Electromyography & Kinesiology*. 19(3), 509-520. DOI: 10.1016/j.jelekin.2007.12.005.
- GALE, Catharine R, Christopher N MARTYN, Cyrus COOPER a Avan Aihie SAYER, 2007. Grip strength, body composition, and mortality. *International Journal of Epidemiology*. 36, 228-235. DOI: 10.1093/ije/dyl224.
- GAUTHIER, Cindy, Dany GAGNON, Géraldine JACQUEMIN, Cyril DUCLOS, Kei MASANI a Milos R. POPOVIC, 2012. Which trunk inclination directions best predict multidirectional-seated limits of stability among individuals with spinal cord injury? *The Journal of Spinal Cord Medicine*. 35(5), 343-350. DOI: 10.1179/2045772312Y.0000000039.

- GERODIMOS, Vassilis, 2012. Reliability of Handgrip Strength Test in Basketball Players. *Journal of Human Kinetics*. 31(2012), 25-36. DOI: 10.2478/v10078-012-0003-y.
- GRANGEON, Murielle, Dany GAGNON, Cindy GAUTHIER, Géraldine JACQUEMIN, Kei MASANI a Milos R. POPOVIC, 2012. Effects of upper limb positions and weight support roles on quasi-static seated postural stability in individuals with spinal cord injury. *Gait & Posture*. 36(3), 572-579. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2012.05.021.
- HEDEL, Hubertus J.A. van a Armin CURT, 2006. Fighting for Each Segment: Estimating the Clinical Value of Cervical and Thoracic Segments in SCI. *Journal of Neurotrauma*. 23(11), 1621-1631. ISSN 17115909. DOI: 10.1089/neu.2006.23.1621.
- HILLMAN, T., Q. NUNES, S. HORNBY, Z. STANGA, K. NEAL, B. ROWLANDS, S. ALLISON a D. LOBO, 2005. A practical posture for hand grip dynamometry in the clinical setting. *Clinical Nutrition*. 24(2), 224-228. DOI: 10.1016/j.clnu.2004.09.013.
- HIRASHIMA, Masaya a Tomomichi OYA, 2016. How does the brain solve muscle redundancy? Filling the gap between optimization and muscle synergy hypotheses. *Neuroscience Research*. 104, 80-87. DOI: 10.1016/j.neures.2015.12.008.
- HOFFMAN, L.R. a E.C. FIELD-FOTE, 2007. Cortical reorganization following bimanual training and somatosensory stimulation in cervical spinal cord injury: A case report. *Physical Therapy*. 87(2), 208-223.
- HOGREL, J.Y., 2015. Grip strength measured by high precision dynamometry in healthy subjects from 5 to 80 years. *BMC Musculoskeletal Disorders*. 16, 139-150.
- CHANDRASEKARAN, Baskaran, Arindam GHOSH, Chandan PRASAD, Kanak KRISHNAN a Bidhan CHANDRASHARMA, 2010. Age and Anthropometric Traits Predict Handgrip Strength in Healthy Normals. *Journal of Hand and Microsurgery*. 2(2), 58-61. DOI: 10.1007/s12593-010-0015-6.
- CHEN, Chiung-Ling, Kwok-Tak YEUNG, Liu-Ing BIH, Chun-Hou WANG, Ming-I CHEN a Jung-Chung CHIEN, 2003. The relationship between sitting stability and functional

performance in patients with paraplegia. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 84, 1276-1281. DOI: 10.1016/S0003-9993(03)00200-4.

IONTA, Silvio, Michael VILLIGER, Catherine R JUTZELER, Patrick FREUND, Armin CURT a Roger GASSERT, 2016. Spinal cord injury affects the interplay between visual and sensorimotor representations of the body. *Scientific Reports*. 6, 1-10. DOI: 10.1038/srep20144.

JANSSEN-POTTEN, Yvonne J.M., Henk A.M. SEELEN, Jan DRUKKER a Jos P.H. REULEN, 2000. Chair configuration and balance control in persons with spinal cord injury. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 81(4), 401-408. DOI: 10.1053/mr.2000.3859.

JOHNSTON, Jamie A., Lisa R. BOBICH a Marco SANTELLO, 2010. Coordination of intrinsic and extrinsic hand muscle activity as a function of wrist joint angle during two-digit grasping. *Neuroscience Letters*. 474(2), 104-108. DOI: 10.1016/j.neulet.2010.03.017.

JÜRIMÄE, T., T. HURBO a J. JÜRIMÄE, 2009. Relationship of handgrip strength with anthropometric and body composition variables in prepubertal children. *Journal of Comparative Human Biology*. 60(3), 225-238. DOI: 10.1016/j.jchb.2008.05.004.

KIRSHBLUM, Steven C., W. WARING, F. BIERING-SORENSEN, S.P. BURNS, M. JOHANSEN, M. SCHMIDT-READ, W. DONOVAN, D.E. GRAVES, C. JHA, L. JONES, M.J. MULCAHEY, A. KRASSIOUKOV, 2011. Reference for the 2011 revision of the international standards for neurological classification of spinal cord injury. *The Journal of Spinal Cord Medicine*. 34(6), 547-554. DOI: 10.1179/107902611X13186000420242.

KOLÁŘ, Pavel, Jan ŠULC, Martin KYNČL, Jan ŠANDA, Ondřej ČAKRT, Ross ANDEL, Kathryn KUMAGAI a Alena KOBESOVÁ, 2012. Postural Function of the Diaphragm in Persons With and Without Chronic Low Back Pain. *Journal of Orthopaedics & Sports Physical Therapy*. 42(4), 352-362. DOI: 10.2519/jospt.2012.3830.

KOLEKTIV SPINÁLNÍ JEDNOTKY, 2015. Publikace. In: *Fakultní nemocnice v Motole* [online]. Praha [cit. 2017-07-23]. Dostupné z: <http://www.fnmotol.cz/publikace/>

- KRISHNAMOORTHY, Vijaya, John P. SCHOLZ a Mark L. LATASH, 2007. The use of flexible arm muscle synergies to perform an isometric stabilization task. *Clinical Neurophysiology*. 118(3), 525-537. DOI: 10.1016/j.clinph.2006.11.014.
- KŘÍŽ, J., 2013. Spinální program v České republice - historie, současnost, perspektivy. *Neurologie pro praxi*. 14(3), 140-143.
- KŘÍŽ, J., R. HÁKOVÁ, V. HYŠPERSKÁ, Z. HLINKOVÁ, R. LUKÁŠ, R. ANDEL, 2014. Mezinárodní standardy pro neurologickou klasifikaci míšního poranění - revize 2013. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie*. 77/110(1), 77-81.
- KŘÍŽ, J. a Zuzana HLINKOVÁ, 2016. Neurorehabilitation of Sensorimotor Function after Spinal Cord Injury. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie*. 79/112(4), 378-394. DOI: 10.14735/amcsnn2016378.
- KŘÍŽ, J. a V. HYŠPERSKÁ, 2014. Vývoj neurologického a funkčního obrazu po poranění míchy. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie*. 77/110(2), 186-195.
- KŘÍŽ, J. a Š. CHVOSTOVÁ, 2009. Vyšetřovací a rehabilitační postupy u pacientů po míšní lézi. *Neurologie pro praxi*. 10(3), 143-147.
- KŘÍŽ, J., J. KOZAK, M. ZEDKA, 2012. Primary motor cortex inhibition in spinal cord injuries. *Neuroendocrinology Letters*. 33(4), 431-441.
- KUMAR, A.J.S., V. PARMAR, S. AHMED, S. KAR, W.M. HARPER, 2008. A study of grip endurance and strength in different elbow positions. *Journal of Orthopaedics and Traumatology*. 9, 209-211.
- LARSON, Cathy A., Wynne Dawley TEZAK, Meghan Sheppard MALLEY, William THORNTON, Holly SYDDALL, Cyrus COOPER a Avan Aihie SAYER, 2010. Assessment of Postural Muscle Strength in Sitting: Reliability of Measures Obtained with Hand-Held Dynamometry in Individuals with Spinal Cord Injury. *Journal of Neurologic Physical Therapy*. 34, 216-224. DOI: 10.1097/NPT.0b013e3181cf5c49.

- LEE, B. B., R. A. CRIPPS, M. FITZHARRIS a P. C. WING, 2014. The global map for traumatic spinal cord injury epidemiology: update 2011, global incidence rate. *Spinal Cord*. 52(2), 110-116. DOI: 10.1038/sc.2012.158.
- LEO, Andrea, Giacomo HANDJARAS, Matteo BIANCHI, H. MARINO, M. GABICCINI, A. GUIDI, E. SCILINGO, P. PIETRINI, A. BISCHI, M. SANTELLO, E. RICCIARDI 2016. A synergy-based hand control is encoded in human motor cortical areas. *ELife*. 15(5), 1-32. DOI: 10.7554/eLife.13420.
- LI, K., D. J. HEWSON a J.-Y. HOGREL, 2009. Influence of elbow position and handle size on maximal grip strength. *Journal of Hand Surgery*. 34(5), 692-694. DOI: 10.1177/1753193409105685.
- LINDSTROM-HAZEL, D., A. KRATT, L. BIX., 2009. Interrater reliability of students using hand and pinch dynamometers. *American Journal of Occupational Therapy*. 63(2), 193-197.
- LYNSKEY, J.V., A. BELANGER, R. JUNG, 2008. Activity-dependent plasticity in spinal cord injury. *Journal of Rehabilitation Research & Development*. 45(2), 229-240.
- MAHALAKSHMI, V.N., 2004. Handgrip strength and endurance as a predictor of postoperative morbidity in surgical patients:: can it serve as a simple bedside test? *International Surgery*. 89(2), 115-121.
- MARTIN, Jason A., Jill RAMSAY, Christopher HUGHES, Derek M. PETERS a Martin G. EDWARDS, 2015. Age and Grip Strength Predict Hand Dexterity in Adults. *PLOS ONE*. 17, 193-197. DOI: 10.1371/journal.pone.0117598.
- MASANI, Kei, Vivian W. SIN, Albert H. VETTE, T. ADAM THRASHER, Noritaka KAWASHIMA, Alan MORRIS, Richard PREUSS a Milos R. POPOVIC, 2009. Postural reactions of the trunk muscles to multi-directional perturbations in sitting. *Clinical Biomechanics*. 24(2), 176-182. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2008.12.001.
- MASSY-WESTROPP, Nicola M, Tiffany K GILL, Anne W TAYLOR, Richard W BOHANNON a Catherine L HILL, 2011. Hand Grip Strength: age and gender stratified

- normative data in a population-based study. *BMC Research Notes*. 14(4), 127-132. DOI: 10.1186/1756-0500-4-127.
- MATHIOWETZ, V., C. RENNELLS, L. DONAHOE, 1985. Effect of elbow position on grip and key pinch strength. *Journal of Hand Surgery (American Volume)*. 10(5), 694-697.
- MICHÁLEK L. Pohybový aparát, 2007. *Univerzita J.E.Purkyně, fakulta zdravotnických studií* [online]. Ústí nad Labem [cit. 2017-07-17]. Dostupné z: <http://fzs.ujep.cz>
- MILOSEVIC, Matija, Kristina M. VALTER MCCONVILLE, Ervin SEJDIC, Kei MASANI, Matthew J. KYAN a Milos R. POPOVIC, 2012. Visualization of Trunk Muscle Synergies During Sitting Perturbations Using Self-Organizing Maps (SOM). *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 59(9), 2516-2523. DOI: 10.1109/TBME.2012.2205577. ISSN 0018-9294.
- MOHAMMADIAN, M. , A. CHOUBINEH, A. HAGHDOOST, N. HASHEMINEJAD, 2014. Normative data of grip and pinch strengths in healthy adults of Iranian population. *Iranian journal of public health*. 43(8), 1113-1122.
- MORRIS, S.L., B. LAY, G.T. ALLISON, 2013. Transversus abdominis is part of a global not local muscle synergy during arm movement. *Human Movement Science*. 32(5), 1176-1185. ISSN: 0167-9457. DOI: 10.1016/j.humov.2012.12.011.
- MOXON, K.A., A. OLIVIERO, J. AGUILAR a G. FOFFANI, 2014. Cortical reorganization after spinal cord injury: Always for good? *Neuroscience*. 26(283), 78-94. DOI: 10.1016/j.neuroscience.2014.06.056.
- NEW, P W, R MARSHALL, Naoki WADA, Kenji SHIRAKURA a Hideomi WATANABE, 2014. International Spinal Cord Injury Data Sets for non-traumatic spinal cord injury. *Journal of Geriatric Physical Therapy*. 52, 123-132. DOI: 10.1038/sc.2012.160.
- NEW, P. W. a V. SUNDARARAJAN, 2008. Incidence of non-traumatic spinal cord injury in Victoria, Australia: a population-based study and literature review. *Spinal Cord*. 46(6), 406-411. DOI: 10.1038/sj.sc.3102152.

- NOONAN, Vanessa K., Matthew FINGAS, Angela FARRY, David BAXTER, Anoushka SINGH, Michael G. FEHLINGS a Marcel F. DVORAK, 2012. Incidence and Prevalence of Spinal Cord Injury in Canada: A National Perspective. *Neuroepidemiology*. 38(4), 219-226. DOI: 10.1159/000336014.
- PFEIFFER, J. 2007. *Neurologie v rehabilitaci: Pro studium a praxi*. Praha: Grada Publishing, s. 181. ISBN 978-80-247-4435-5.
- PHYSIOPARTS, In: *Hand Dynamometer Hydraulic Jamar* [online]. London [cit. 2017-07-17]. Dostupné z: <https://www.physioparts.co.uk>
- PUH, Urška, Arindam GHOSH, Chandan PRASAD, Kanak KRISHNAN, Bidhan CHANDRASHARMA a Jörg GOLDHAHN, 2009. Age-related and sex-related differences in hand and pinch grip strength in adults. *International Journal of Rehabilitation Research*. 33(1), 4-11. DOI: 10.1097/MRR.0b013e328325a8ba.
- QUIRK, D.A. a Ch.L. HUBLEY-KOZEY, 2014. Age-related changes in trunk neuromuscular activation patterns during a controlled functional transfer task include amplitude and temporal synergies. *Human Movement Science*. 38, 262-281. ISSN 01679457.
- RICHARDS, L.G., B. OLSON, P. PALMITER-THOMAS, 1996. How forearm position affects grip strength. *American Journal of Occupational Therapy*. 50(2), 133-138.
- ROBERTS, Helen C., Hayley J. DENISON, Helen J. MARTIN, Harnish P. PATEL, Holly SYDDALL, Cyrus COOPER a Avan Aihie SAYER, 2011. A review of the measurement of grip strength in clinical and epidemiological studies: towards a standardised approach. *Age and Ageing*. 140, 423-429. DOI: 10.1093/ageing/afr051.
- ROH, Jinsook, William Z. RYMER a Randall F. BEER, 2015. Evidence for altered upper extremity muscle synergies in chronic stroke survivors with mild and moderate impairment: combined contribution of object properties and task constraints on hand and finger posture. *Frontiers in Human Neuroscience*. 9, 1-14. DOI: 10.3389/fnhum.2015.00006.

- SAYER, A. A. 2006. Falls, Sarcopenia, and Growth in Early Life: Findings from the Hertfordshire Cohort Study. *American Journal of Epidemiology*. 164(7), 665-671. DOI: 10.1093/aje/kwj255.
- SEDAGHAT-NEJAD, Ehsan, S.J. MOUSAVI, M. HADIZADEH, R. NARIMANI, K. KHALAF, N. CAMPBELL-KYRUGHEGIAN, M. PARNIANPOUR, 2015. Is there a reliable and invariant set of muscle synergy during isometric biaxial trunk exertion in the sagittal and transverse planes by healthy subjects?, *Journal of Biomechanics*. 48(12), 3234-3242. ISSN: 00219290.
- SEELLEN, H. A. M., Y. J. M. JANSSEN-POTTEN a J. J. ADAM, 2001. Motor preparation in postural control in seated spinal cord injured people. *Ergonomics*. 44(4), 457-472. DOI: 10.1080/00140130010020549.
- SERRA-AÑÓ, P, M PELLICER-CHENOLL, X GARCIA-MASSÓ, G BRIZUELA, C GARCÍA-LUCERGA a L-M GONZÁLEZ, 2013. Sitting balance and limits of stability in persons with paraplegia. *Spinal Cord*. 51, 267-272. DOI: 10.1038/sc.2012.148.
- SHENG, Li, 2013. Analysis of increasing and decreasing isometric finger force generation and the possible role of the corticospinal system in this process. *Human Kinetics*. 17, 221-237.
- SHIN, Sunghoon a Jacob J. SOSNOFF, 2013. Spinal Cord Injury and Time to Instability in Seated Posture. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 94, 1615-1620. DOI: 10.1016/j.apmr.2013.02.008.
- SILVENTOINEN, K., P. K E MAGNUSSON, P. TYNELIUS, G D. BATTY a F. RASMUSSEN, 2009. Association of body size and muscle strength with incidence of coronary heart disease and cerebrovascular diseases: a population-based cohort study of one million Swedish men. *International Journal of Epidemiology*. 38(1), 110-118. DOI: 10.1093/ije/dyn231.
- SISTO, S.A. a T. DYSON-HUDSON, 2007. Dynamometry testing in spinal cord injury. *Journal of Rehabilitation Research & Development*. 44(1), 123-136.

- SPRIGLE, S., C. MAURER, M. HOLOWKA, 2007. Development of valid and reliable measures of postural stability. *The Journal of Spinal Cord Medicine*. 30(1), 40-49.
- STEEVES, J D, J.K. KRAMER, J.W. FAWCETT, J. CRAGG, D.P. LAMMERTSE, A.R. BLIGHT, R.J. MARINO, J.F. DITUNNO, W.P. COLEMAN, F.H.GEISLER, J.GUSET, L. JONES, S. BURNS, M.SCHUBERT, H.J. HEDEL, A. CURT, 2011. Extent of spontaneous motor recovery after traumatic cervical sensorimotor complete spinal cord injury. *Spinal Cord*. 249, 257-265. DOI: 10.1038/sc.2010.99.
- TAGLIABUE, Michele, A.L. CIANCIO, T. BROCHIER, S. ESKIIZMILRLILER, M. A. MAIER, 2015. Differences between kinematic synergies and muscle synergies during two-digit grasping. *Frontiers in Human Neuroscience*. 9, 1-17. ISSN: 1662-5161. DOI: 10.3389/fnhum.2015.00165.
- TAKAHASHI, Kazuhiro, Takehiko YAMAJI, Naoki WADA, Kenji SHIRAKURA a Hideomi WATANABE, 2015. Trunk kinematics and muscle activities during arm elevation. *Journal of Orthopaedics Science*. 20(4), 3-10. ISSN: 0949-2685. DOI: 10.1007/s00776-015-0724-6.
- TAKARA, K, M I F A S GASPAR, N L METRING, E C L MATEUS-VASCONCELOS, A CLIQUET a D C C ABREU, 2010. Evaluation of the influence of different types of seats on postural control in individuals with paraplegia. *Spinal Cord*. 48, 825-827. DOI: 10.1038/sc.2010.30.
- TANK, P., Medical Gross Anatomy, 1995. *Michigan Medicine, University of Michigan* [online]. The University of Michigan: ILOC, Inc., New York [cit. 2017-07-17]. Dostupné z: <http://www.med.umich.edu>
- TOUVET, François, A. ROBI-BRAMI, S. ESKIIZMILRLILER, M. A. MAIER, 2014. Grasp: combined contribution of object properties and task constraints on hand and finger posture. *Experimental Brain Research*. 232, 3005-3067. DOI: 10.1007/s00221-014-3990-1.
- TRIOLO, Ronald J., Stephanie Nogan BAILEY, Michael E. MILLER, Lisa M. LOMBARDO a Musa L. AUDU, 2013. Effects of Stimulating Hip and Trunk Muscles on Seated

Stability, Posture, and Reach After Spinal Cord Injury. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 94(9), 1766-1775. DOI: 10.1016/j.apmr.2013.02.023.

TSANG, William W. N., Kelly L. GAO, K. M. CHAN, Sheila PURVES, Duncan J. MACFARLANE a Shirley S. M. FONG, 2015. Sitting Tai Chi Improves the Balance Control and Muscle Strength of Community-Dwelling Persons with Spinal Cord Injuries: A Pilot Study. *Evidence-Based Complementary and Alternative Medicine*. 2015, 1-9. DOI: 10.1155/2015/523852.

WATSON, Jeffrey a David RING, 2008. Influence of Psychological Factors on Grip Strength. *Journal of Hand Surgery (American Volume)*. 33(10), 1791-1795. DOI: 10.1016/j.jhssa.2008.07.006.

WERLE, S., J. GOLDHAHN, S. DRERUP, B. R. SIMMEN, H. SPOTT a D. B. HERREN, 2009. Age- and Gender-Specific Normative Data of Grip and Pinch Strength in a Healthy Adult Swiss Population. 34(1), 76-84. DOI: 10.1177/1753193408096763.

ZARIFFA, José, John STEEVES a Dinesh K. PAI, 2012. Changes in hand muscle synergies in subjects with spinal cord injury: Characterization and functional implications. *The Journal of Spinal Cord Medicine*. 35(5), 310-318. DOI: 10.1179/2045772312Y.0000000037.

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha č. 1: Charakteristiky ručních dynamometrů

Příloha č. 2: Hodnoty úchopů v jednotlivých polohách dominantních končetin z prvního měření

Příloha č. 3: Hodnoty úchopů v jednotlivých polohách nedominantních končetin z prvního měření

Příloha č. 4: Hodnoty úchopů v jednotlivých polohách dominantních končetin z druhého měření

Příloha č. 5: Hodnoty úchopů v jednotlivých polohách nedominantních končetin z druhého měření

Příloha č. 6: Průměry maximálních hodnot dominantních končetin z prvního měření

Příloha č. 7: Průměry maximálních hodnot nedominantních končetin z prvního měření

Příloha č. 8: Průměry maximálních hodnot dominantních končetin z druhého měření

Příloha č. 9: Průměry maximálních hodnot nedominantních končetin z druhého měření

Příloha č. 10: Porovnání dominantních končetin z prvního měření

Příloha č. 11: Porovnání nedominantních končetin z prvního měření

Příloha č. 12: Porovnání dominantních končetin z druhého měření

Příloha č. 13: Porovnání nedominantních končetin z druhého měření

Příloha č. 14: Informovaný souhlas

PŘÍLOHY

Příloha č. 1. Charakteristiky ručních dynamometrů. (Roberts et al., 2011)

	Mechanismus měření	Výhody	Nevýhody	Jednotka/y
Hydraulický	hydraulický systém umožňující zobrazení síly úchopu na ciferníku	přenosný, velké množství normativních dat, doporučený ASHT	nešetrný ke slabým a bolavým kloubům	kg (kilogram), lbf (libra)
Pneumatický	měření tlaku působícího na vzduchem naplněný prostor	vhodnější pro osoby s bolestivými klouby ruky či menší silou úchopu	měří tlak, který je závislý na povrchu, přes který je prováděn; velikost ruky tak ovlivňuje výsledné hodnoty	mmHg (milimetr rtuťového sloupce)
Mechanický	měřena síla působící na pružinu	žádné zdroje hovořící o pozitivích	interpretace výsledků je limitována kvůli obtížnému přesnému zopakování polohy a kalibrace	kg (kilogram), lbf (libra)
Elektrický	změny elektrického odporu délky drátku v důsledku na něj působící síly		velká váha a cena	N (Newton)

*Příloha č. 2. Hodnoty úchopů v jednotlivých polohách dominantních končetin z prvního měření. *tyto dvě hodnoty nezapočítány pro nedodržení požadované pozice, VNZ = vleže na zádech, VSS = vsedě s oporou zad, VSB = vsedě bez opory zad*

	VNZ			VSS			VSB		
Proband 1	39,1	39,6	37,1	37,4	36,5	32,4	34,2	37,1	39,0
Proband 2	41,7	40,2	41,0	36,0	38,8	36,8	*42,6	*39,0	40,3
Proband 3	23,0	22,3	23,3	21,3	20,7	21,7	23,3	20,2	18,6
Proband 4	48,9	47,2	45,3	51,8	52,8	47,8	50,2	51,4	53,3
Proband 5	20,5	17,1	16,8	16,1	17,8	17,2	20,4	20,8	18,0
Proband 6	46,1	42,0	43,8	44,8	43,9	44,8	47,1	45,6	44,1
Proband 7	41,6	41,3	39,3	33,8	34,2	44,6	44,5	40,8	41,0

Příloha č. 3. Hodnoty úchopů v jednotlivých polohách nedominantních končetin z prvního měření. VNZ = vleže na zádech, VSS = vsedě s oporou zad, VSB = vsedě bez opory zad

	VNZ			VSS			VSB		
Proband 1	44,8	37,8	34,1	38,8	35,1	35,6	34,3	30,5	35,4
Proband 2	38,9	38,1	40,3	43,1	39,7	38,7	38,8	35,4	36,8
Proband 3	25,2	25,4	25,8	25,8	24,5	22,4	23,1	21,1	19,8
Proband 4	48,0	45,4	45,1	48,0	48,5	42,7	51,3	44,2	45,8
Proband 5	20,8	9,5	17,1	21,6	18,7	16,6	19,2	19,9	19,4
Proband 6	52,2	49,0	45,3	53,3	51,3	50,6	51,4	46,5	47,8
Proband 7	40,4	36,9	38,6	45,8	41,9	43,6	45,2	39,2	44,6

Příloha č. 4. Hodnoty úchopů v jednotlivých polohách dominantních končetin z druhého měření. VNZ = vleže na zádech, VSS = vsedě s oporou zad, VSB = vsedě bez opory zad

	VNZ			VSS			VSB		
Proband 1	53,5	54,1	51,1	48,4	48,4	50,3	47,3	50,8	46,3
Proband 2	42,2	39,0	40,0	44,2	41,2	40,7	42,0	37,4	39,8
Proband 3	24,5	20,9	25,8	24,4	25,7	21,2	23,3	22,2	22,2
Proband 4	55,8	48,0	43,4	56,4	59,8	58,9	61,2	54,0	52,3
Proband 5	21,1	19,7	19,2	21,4	22,3	21,8	20,0	20,7	20,4
Proband 6	43,4	47,1	44,7	46,9	45,5	44,8	46,3	47,7	46,4

Příloha č. 5. Hodnoty úchopů v jednotlivých polohách nedominantních končetin z druhého měření. VNZ = vleže na zádech, VSS = vsedě s oporou zad, VSB = vsedě bez opory zad

	VNZ			VSS			VSB		
Proband 1	47,3	49,0	45,8	41,4	43,9	43,4	44,1	42,9	50,8
Proband 2	38,8	44,3	39,5	46,6	45,6	40,7	39,8	41,0	38,8
Proband 3	29,1	28,3	27,0	27,8	25,8	24,3	25,0	19,5	28,0
Proband 4	52,1	46,7	46,1	54,4	51,1	48,3	54,1	50,9	46,6
Proband 5	22,3	21,0	22,0	25,2	22,2	21,6	22,3	19,5	20,3
Proband 6	51,6	49,4	41,9	52,1	47,3	46,1	47,0	46,9	42,7

Příloha č. 6. Průměrný maximálních hodnot dominantních končetin z prvního měření. Maximální naměřené hodnoty, průměry a směrodatné odchylky výběru síly úchopu z jednotlivých poloh na dominantních horních končetinách získaných při prvním měření, VNZ = vleže na zádech, VSS = vsedě s oporou zad, VSB = vsedě bez opory zad

	VNZ	VSS	VSB
Proband 1	39,6	37,4	39,0
Proband 2	41,7	38,8	40,3
Proband 3	23,3	21,7	23,3
Proband 4	48,9	52,8	53,3
Proband 5	20,5	17,8	20,8
Proband 6	46,1	44,8	47,1
Proband 7	41,6	44,6	44,5
Průměr	37,4	36,8	38,3
Směrodatná odchylka výběru	11,1	12,7	12,1

Příloha č. 7. Průměrný maximálních hodnot nedominantních končetin z prvního měření. Maximální naměřené hodnoty, průměry a směrodatné odchylky výběru síly úchopu z jednotlivých poloh na nedominantních horních končetinách získaných při prvním měření, VNZ = vleže na zádech, VSS = vsedě s oporou zad, VSB = vsedě bez opory zad

	VNZ	VSS	VSB
Proband 1	44,8	38,8	35,4
Proband 2	40,3	43,1	38,8
Proband 3	25,8	25,8	23,1
Proband 4	48,0	48,5	51,3
Proband 5	20,8	21,6	19,9
Proband 6	52,2	53,3	51,4
Proband 7	40,4	45,8	45,2
Průměr	38,9	39,6	37,9
Směrodatná odchylka výběru	11,5	11,8	12,7

Příloha č. 8. Průměry maximálních hodnot dominantních končetin z druhého měření. Maximální naměřené hodnoty, průměry a směrodatné odchylky výběru síly úchopu z jednotlivých poloh na dominantních horních končetinách získaných při druhém měření, VNZ = vleže na zádech, VSS = vsedě s oporou zad, VSB = vsedě bez opory zad

	VNZ	VSS	VSB
Proband 1	54,1	50,3	50,8
Proband 2	42,2	44,2	42,0
Proband 3	25,8	25,7	23,3
Proband 4	55,8	59,8	61,2
Proband 5	21,1	22,3	20,7
Proband 6	47,1	46,9	47,7
Průměr	41,0	41,5	41,0
Směrodatná odchylka výběru	14,5	14,6	16,0

Příloha č. 9. Průměry maximálních hodnot nedominantních končetin z druhého měření. Maximální naměřené hodnoty, průměry a směrodatné odchylky výběru síly úchopu z jednotlivých poloh na nedominantních horních končetinách získaných při druhém měření, VNZ = vleže na zádech, VSS = vsedě s oporou zad, VSB = vsedě bez opory zad

	VNZ	VSS	VSB
Proband 1	49,0	43,9	50,8
Proband 2	44,3	46,6	41,0
Proband 3	29,1	27,8	28,0
Proband 4	52,1	54,4	54,1
Proband 5	22,3	25,2	22,3
Proband 6	51,6	52,1	47,0
Průměr	41,4	41,7	40,5
Směrodatná odchylka výběru	12,7	12,4	12,8

Příloha č. 10. Porovnání dominantních končetin z prvního měření. Průměry maximálních hodnot jednotlivých poloh při prvním měření na dominantních horních končetinách a výsledky jejich porovnání, hladina významnosti $\alpha = 0,05$, p = pravděpodobnost odpovídající párovému Studentovu t -testu s oboustranným rozdělením, VNZ = vleže na zádech, VSS = vsedě s oporou zad, VSB = vsedě bez opory zad

Průměr maxima			Výsledky párového t -testu (p)
VNZ	VSS	VSB	
37,4	36,8	x	0,63
37,4	x	38,3	0,27
x	36,8	38,3	0,01

Příloha č. 11. Porovnání nedominantních končetin z prvního měření. Průměry maximálních hodnot jednotlivých poloh při prvním měření na nedominantních horních končetinách a výsledky jejich porovnání, hladina významnosti $\alpha = 0,05$, p = pravděpodobnost odpovídající párovému Studentovu t -testu s oboustranným rozdělením, VNZ = vleže na zádech, VSS = vsedě s oporou zad, VSB = vsedě bez opory zad

Průměr maxima			Výsledky párového t -testu (p)
VNZ	VSS	VSB	
38,9	39,6	x	0,63
38,9	x	37,9	0,57
x	39,6	37,9	0,10

Příloha č. 12. Porovnání dominantních končetin z druhého měření. Průměry maximálních hodnot jednotlivých poloh při druhém měření na dominantních horních končetinách a výsledky jejich porovnání, hladina významnosti $\alpha = 0,05$, p = pravděpodobnost odpovídající párovému Studentovu t -testu s oboustranným rozdělením, VNZ = vleže na zádech, VSS = vsedě s oporou zad, VSB = vsedě bez opory zad

Průměr maxima			Výsledky párového t -testu (p)
VNZ	VSS	VSB	
41,0	41,5	x	0,65
41,0	x	41,0	0,96
x	41,5	41,0	0,43

Příloha č. 13. Porovnání nedominantních končetin z druhého měření. Průměry maximálních hodnot jednotlivých poloh při druhém měření na nedominantních horních končetinách a výsledky jejich porovnání, hladina významnosti $\alpha = 0,05$, p = pravděpodobnost odpovídající párovému Studentovu t -testu s oboustranným rozdělením, VNZ = vleže na zádech, VSS = vsedě s oporou zad, VSB = vsedě bez opory zad

Průměr maxima			Výsledky párového t -testu (p)
VNZ	VSS	VSB	
41,4	41,7	x	0,80
41,4	x	40,5	0,50
x	41,7	40,5	0,60

Informovaný souhlas

s účastí na vyšetření a měření svalové síly úchopu horních končetin v rámci diplomové práce s názvem
"Vliv polohy těla na sílu úchopu u spinálních pacientů"

Jméno:

Datum narození:

Byl/a jsem srozumitelně seznámen/a s průběhem vyšetření a měření svalové síly úchopu obou horních končetin v poloze vleže na zádech, vsedě s oporou zad a vsedě bez opory zad. Souhlasím s jeho provedením, anonymním použitím získaných údajů a respektováním pravidel ochrany osobních dat. Byly mi zodpovězeny případné dotazy týkající se tohoto vyšetření a měření.

Datum:

Podpis:

Prohlašuji, že jsem účastníka měření řádně seznámil/a s jeho charakterem a průběhem, a že jsem pravdivě odpověděl/a na všechny jeho/její doplňující otázky.

Jméno:

Datum:

Podpis: