

UNIVERZITA KARLOVA

2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství

Zuzana Součková

**KINEZIOLOGICKÝ ROZBOR POHYBU HORNÍ KONČETINY PŘI JÍZDĚ
NA VOZÍKU DLE ÚROVNĚ MÍŠNÍ LÉZE**

Bakalářská práce

Praha 2017

Autor práce: Zuzana Součková

Vedoucí práce: Mgr. Barbora Nová

Oponent práce: Mgr. Zuzana Hlinková

Datum obhajoby: 2017

Bibliografický záznam

Abstrakt

Tématem bakalářské práce je kineziologický rozbor pohybu horní končetiny při jízdě na vozíku dle úrovně míšní léze v krčních segmentech. V této práci jsou shrnuty publikované poznatky a studie o stereotypu jízdy na vozíku u chronických pacientů s míšní lézí. Cílem bakalářské práce je především představit jízdu na vozíku z pohledu kinetiky, kinematiky a svalové práce objektivizované pomocí elektromyografie. Pochopení tohoto cyklického lokomočního pohybu může pomoci předejít nebo eliminovat riziko syndromu přetížení horní končetiny. Osoby s tetraplegií mají větší pravděpodobnost výskytu tohoto syndromu z důvodu poruchy neuromuskulárního řízení horních končetin.

Klíčová slova

mechanický invalidní vozík, jízda na vozíku, transverzální míšní léze, tetraplegie, horní končetina

Bibliographic information

Abstract

The topic of this thesis is kinesiological study of upper limb movement during wheelchair propulsion. It presents the differences in chronic patients suffering spinal cord injury that depend on the level of the injury. It presents studies and observations. The aim is to introduce wheelchair propulsion from the perspective of kinetics, kinematics and muscle work objectivized by electromyography. Understanding of this cyclic movement can prevent or eliminate overuse syndrome of the upper limb. Tetraplegic patients have increased possibility of suffering with this syndrome because of neuromuscular disorder.

Keywords

manual wheelchair, wheelchair propulsion, spinal cord injury, tetraplegia, upper limb

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci zpracovala samostatně s použitím níže uvedené literatury a dodržela všechny zásady vědecké etiky. Dále prohlašuji, že neexistuje stejná práce, která by byla použita k získání stejného nebo jiného titulu.

V Praze dne 22. 8. 2017

Poděkování

V první řadě bych chtěla poděkovat paní Mgr. Barboře Nové za její odborné rady, neustálé připomínky a hlavně za její trpělivost a ochotu při tvorbě této práce.

Děkuji všem pracovníkům z kliniky rehabilitace a tělovýchovného lékařství, kteří mě provázeli bakalářským studiem.

Dále je potřeba poděkovat pacientům, díky kterým mohly vzniknout fotodokumentace zobrazující jízdu na vozíku.

A též děkuji své rodině a svým blízkým za podporu v celém studiu, za poskytování tělesného materiálu a v neposlední řadě za podporu při psaní této práce, bez nichž bych práci možná nikdy nedopsala.

OBSAH

OBSAH	7
SEZNAM ZKRATEK	9
1 ÚVOD	11
2 PŘEHLED POZNATKŮ	12
2.1 ANATOMIE	12
2.1.1 Centrální nervová soustava	12
2.1.2 Mícha	12
2.1.3 Horní končetina	13
2.2 TRANSVERZÁLNÍ MÍŠNÍ LÉZE	15
2.2.1 Etiologie	15
2.2.2 Incidence a prevalence	15
2.2.3 Klinické rozdělení dle rozsahu míšňí léze	16
2.2.4 Motorika	17
2.2.5 Spasticita	19
2.2.6 Senzitivita	20
2.2.6 Orgánové poruchy	21
2.2.7 Klinické hodnocení	22
2.2.8 Spinální program	24
2.3 MECHANICKÝ INVALIDNÍ VOZÍK	25
2.3.1 Nastavení mechanického invalidního vozíku	25
2.3.2 Jízda na mechanickém invalidním vozíku	26
3 PUBLIKOVANÉ STUDIE O JÍZDĚ NA VOZÍKU	27
3.1 KINETICKÉ STUDIE	27
3.1.1 Kinetika	27
3.1.2 Metodika kinetických studií	28
3.1.3 Výsledky kinetických studií	29
3.2 ELEKTROMYOGRAFICKÉ STUDIE	35
3.2.1 Elektromyografie	35
3.2.2 Metodika elektromyografických studií	35
3.2.3 Výsledky elektromyografických studií	36
3.3 KINEMATICKÉ STUDIE	38
3.3.1 Kinematika	38
3.3.2 Metodika kinematických studií	39
3.3.3 Výsledky kinematických studií	40

4 DISKUZE.....	48
ZÁVĚR.....	58
REFERENČNÍ SEZNAM.....	59
SEZNAM OBRÁZKŮ.....	69
SEZNAM TABULEK.....	71
SEZNAM PŘÍLOH.....	71
PŘÍLOHA.....	71

SEZNAM ZKRATEK

AIS	ASIA Impairmant Scale
AS	Ashworthova škála
ASIA	American Spinal Injury Association
C	krční (segment)
CNS	centrální nervová soustava
Co	kostrční (segment)
ČR	Česká Republika
DKK	dolní končetiny
EMG	elektromyografie
HK	horní končetina
HKK	horní končetiny
ICSHT	International Classification for Surgery of the Hand in Tetraplegia
IEMG	Integrovaná elektromyografie
ISNCSCI	International Standards for Neurological Classification of Spinal Cord
L	bederní (segment)
m.	musculus
mm.	musculi
MAS	Modifikovaná Ashworthova škála
MES	Škála svalové dráždivost
NLI	Neurological Level of Injury
PSFS	Pennovo skóre frekvence spasmů
PVC	Polyvinylchlorid
S	křížový (segment)

SCATS	Spinal Cord Assessment Tool for Spastic reflexes
SCI	Spinal Cord Injury
SCI-SET	Spinal Cord Injury Spasticity Evaluation Tool Injury
SLICS	Subaxial Injury Classification System
Th	hrudní (segment)
USA	The United States of America
WHO	World health organization

1 ÚVOD

Jízda na mechanickém invalidním vozíku je nejdůležitější každodenní součástí života pacientů s neschopností chůze. Díky ní získávají nezávislost a schopnost vykonávat běžné denní aktivity sami.

Jízda na vozíku zajišťovaná vysoce repetitivním pohybem obsahujícím 1000 až 2000 kontaktů ruky s hnací obručí za den (Newsam et al., 1996). Horní končetina na tuto zátěž není zvyklá, jelikož paže pracuje převážně v nepravidelných fázických pohybech a hlavně, na rozdíl od jízdy na vozíku, v otevřeném kinematickém řetězci s nižšími působícími silami. Zátěž při jízdě na vozíku proto může vést k mnoha patologickým stavům na horní končetině. Nejčastěji dochází k syndromům přetížení, jako je impingment syndrom či tenisový loket. Abychom patologické stavy minimalizovali, je potřeba porozumět staticce, dynamice a biomechanice pohybu horní končetiny při jízdě na vozíku a následně optimalizovat síly na ni působící.

Cílem této bakalářské práce je sestavit přehled publikovaných informací o stereotypu jízdy na vozíku dle úrovně míšní léze chronických pacientů. Konkrétněji se zaměříme na tetraplegické pacienty, jelikož tyto osoby mají motorický deficit i na horních končetinách, což zvyšuje riziko patologií z přetížení z důvodu porušeného neurofyziologického řízení pohybu horní končetiny.

2 PŘEHLED POZNATKŮ

2.1 ANATOMIE

2.1.1 Centrální nervová soustava

Centrální nervová soustava (CNS) je nejvyšším řídicím a integrujícím orgánem. Řídí nebo alespoň zasahuje do funkce všech orgánů a koordinuje jejich činnost a vztahy tak, aby odpovídaly potřebám celého organismu (Kittnar, 2011). Histologicky je CNS složena z neuronů a glií (Lane et al., 2008). Základní funkcí neuronů, tedy nervových buněk, je příjem, vedení, přenos a zpracování informací (Orel, 2015). Glie zajišťují prostředí pro optimální činnost neuronů (Carson et al., 2006). Anatomicky je CNS tvořena mozkem a míchou. Celá CNS je chráněna třemi obaly. Vnější vazivový obal představuje tvrdá plena, která v lebeční dutině pevně lne k periostu. Mezi periostem a tvrdou plenou se nachází cévní zásobenění (Fiala, Valenta, Eberlová, 2015). Pod tvrdou plenou se nacházejí dvě vrstvy měkkých plen. Pavučnice a měkká plena, přiléhající těsně na povrch CNS. Prostor mezi nimi je vyplněný mozkomíšním mokem (Čihák, 2016).

2.1.2 Mícha

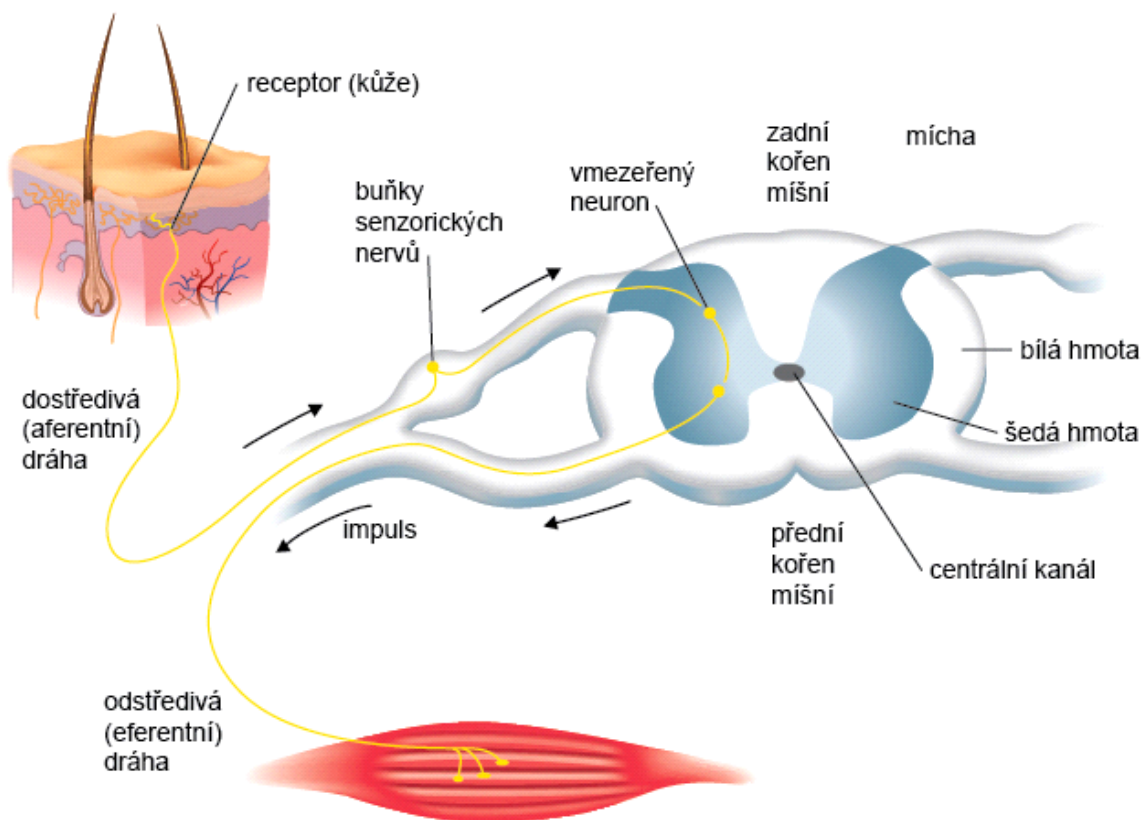
Mícha je 40 až 50 cm dlouhá a 1 až 1,5 cm široká nervová trubice uložená v páteřním kanálu. Kraniálně mícha začíná pod foramen magnum mezi kostí týlní a atlasem, přechodem z prodloužené míchy a výstupem prvního krční nervu (Fiala, Valenta, Eberlová, 2015). Kaudálně mícha končí na rozhraní prvního a druhého bederního obratle kuželovitým zakončením conus medullaris. Poté navazuje tenký vazivový výběžek filum terminale, který jde k druhému křížovému obratli. Zde srůstá s periostem (Seidl, 2015). Díky pomalejšímu růstu míchy vzhledem k páteři neodpovídá délka míchy délce páteře. Tento jev popisuje Chipaultovo přepočítávací schéma (Příloha 1, str. 72) (Dylevský, 2009).

Na příčném průřezu míchy (Obrázek 1, str. 13) se centrálně nachází šedá hmota míšní připomínající svým tvarem písmeno H, jelikož vybíhá ve dva přední a dva zadní míšní rohy (Silbernagl a Despopoulos, 2016). Buňky šedé hmoty jsou seskupeny v jádra. Uprostřed šedé hmoty míšní probíhá centrální kanálek, který je napojen na komorový systém mozku (Fiala, Valenta, Eberlová, 2015). Šedou hmotu obklopuje bílá hmota složená ze svazků nervových drah. Spojením drah se vytvoří míšní provazce (Silbernagl a Despopoulos, 2016).

Mícha představuje nejnižší reflexní centrum, které je podřízeno vyšším oddílům CNS. Míšní reflexy se dělí podle receptoru, ze kterého je reflex vybaven na proprioceptivní a exteroceptivní. Mícha se účastní na řízení motoriky a senzitivity, neboť zprostředkovává přenos informací mezi periferií a mozkem (Langmeier, 2009). Přední rohy míšní obsahují jádra motorických nervových drah, tzv. motoneuronů, které vystupují z míchy předními kořeny. Motoneurony tvoří dva typy: α -motoneurony, které končí na motorických ploténkách kosterních svalů a γ -motoneurony končící na svalových vřeténkách (Fiala, Valenta, Eberlová, 2015). Zadní rohy míšní obsahují jádra senzitivních nervů, které převádí informace z periferních receptorů do míchy skrze zadní kořeny míšní. Tyto informace následně pokračují zadními provazci míšními do mozkové kůry (Dylevský, 2009). Mícha je rovněž jedním z center autonomního

nervového systému. V postranních rozích míšních jsou uložena autonomní jádra. Jádra pro sympatikus jsou lokalizována v segmentech C7 – L2 a jádra pro parasympatikus se nachází v sakrálních segmentech S2 – S4 (Fiala, Valenta, Eberlová, 2015). Míšní centra autonomního nervstva integrují informace z vnitřních orgánů, periferních receptorů a také signály z vyšších oddílů autonomního nervstva, jako jsou mozkový kmen a hypothalamus (Langmeier, 2009).

Obrázek 1. Příčný průřez míchou a průběh míšního reflexu (Bernaciková, 2014)



2.1.3 Horní končetina

Dylevský (2009): „Horní končetina (HK) je v podstatě komunikační orgán, který nám umožňuje spojení s okolím i vlastním tělem. Pohyblivost horní končetiny je někdy přirovnávána k možnostem portálového jeřábu, ale v podstatě nenapodobitelný je jemně odstupňovaný a typově neobyčejný diferencovaný pohyb ruky.“ Funkcí horní končetiny v ostatních živočišných říších je především lokomoce. (Kračmar, Chrástková, Bačáková, 2016). S výjimkou útlého věku ztratila horní končetina u člověka většinu svých lokomočních funkcí. Její funkce se změnila na úchopovou a manipulační (Véle, 2006). Lokomoční funkce se občas objevuje u některých sportů, např. veslování nebo při vstávání ze sedu, při chůzi s berlemi, při chůzi do strmého svahu atd. (Kračmar, Chrástková, Bačáková, 2016). U pacientů s míšní lézí je lokomoční funkce HK plně realizována při jízdě na vozíku.

Horní končetina je tvořena pletencem ramenním, kořenovým kloubem je ramenní kloub, který je

nejpohyblivějším kloubem lidského těla. Středním segmentem je loketní kloub, díky němuž mění paže svou délku a aktrum tvoří zápěstí a ruka s velmi jemně odstupňovanými rozsahy pohybů (Dylevský, 2009).

Pletenec ramenní tvoří scapula a clavicula, ligamenta a kloub sternoklavikulární a akromioklavikulární (Schneiderová, 2014). Pletenec ramenní připojuje končetinu k trupu a je mimořádně pohyblivý (Dylevský, 2009). Svaly pletence ramenního lze dle Jandy (2004) rozdělit do tří skupin podle svých úponů a funkcí. Svaly spojující pletenec ramenní s trupem mají funkci fixátorů lopatky a stabilizátorů ramene. Svaly, které se upínají na humerus, pohybují ramenem do všech směrů. Svaly třetí skupiny spojují scapulu s předloktím a umožňují pohyb předloktí.

Ramenní kloub je kulovitý volný kloub spojující hlavici humeru s jamkou scapuly. Jamka je plochá a menší než hlavice a při okraji je doplněna kloubním lemem, který zvětšuje její hloubku. Hlavice se opírá o jamku čtvrtinou až třetinou své plochy (Dylevský, 2009).

Svaly paže tvoří přední a zadní svalová skupina. V přední skupině se nacházejí flexory loketního a zadní skupinu tvoří extenzor loketního kloubu (Fiala, Valenta, Eberlová, 2015).

Loketní kloub se skládá ze tří kostí: humerus, ulna a radius. Skloubení humeroradiální tvoří kloub kulový a umožňuje pohyby v malém rozsahu do všech směrů. Humerus s ulnou tvoří kloub kladkový a umožňuje pohyby do flexe a extenze. Skloubení radioulnární tvoří kloub kolový, umožňující supinaci a pronaci, kdy radius rotuje kolem ulny (Hudák a Kachlík, 2015).

Svaly předloktí tvoří přední, zadní a laterální svalové skupiny, které se většinou upínají na skelet ruky. Přední svalová skupina obsahuje flexory zápěstí a prstů. Laterální skupinu tvoří supinátory a extenzory zápěstí. Zadní skupina je tvořena extenzory zápěstí a prstů (Fiala, Valenta, Eberlová, 2015).

Distálním článkem HK je ruka, jejímž prototypovým projevem je od 4. měsíce života úchop. Kostra ruky má tři oddíly: carpus, metacarpus a phalanges (Dylevský, 2009). Ruka zahrnuje 27 kostí – 8 karpálních kůstek ve dvou řadách tvoří pohyblivou spodinu tunelu, kudy probíhá nervový svazek, 5 metakarpálních kostí a 14 phalangů, tedy článků prstů. V oblasti zápěstí se nachází radioulnární skloubení, radiokarpální skloubení a ulnokarpální skloubení. V distálním radioulnárním skloubení probíhá rotace radia kolem ulny (Vyskotová a Macháčková, 2013). Ve skloubení radiokarpálním i ulnokarpálním je možno provést flexi a extenzi a dukce (Hudák a Kachlík, 2015). Metakarpofalangeální klouby jsou tříosé a jsou zde možné pohyby do abdukce a addukce, flexe a extenze. Složením těchto pohybů vzniká cirkumdukce. Proximální a distální interfalangeální klouby umožňují flexi/extenzi. Karpometakarpální kloub palce má sedlovitý tvar, jenž umožňuje pro člověka specifický pohyb opozice. Dále je zde možná flexe/extenze (Vyskotová a Macháčková, 2013).

Svaly ruky jsou krátké a složené ze svalových skupin malíku, palce a středového dlaňového prostoru (Fiala, Valenta, Eberlová, 2015). Hlavní funkcí ruky, jak již bylo zmíněno, je manipulace, jejíž základní formou a současně podmínkou jsou úchopy (Vyskotová a Macháčková, 2013). Úchop je interakce ruky a uchopovaného předmětu (Brúhnová, 2002). Úchopy lze rozdělit na dva základní typy – precizní čili jemný úchop, při kterém je důraz kladen na zručnost a citlivost v jemných úkonech (Kračmar, Chrástková,

Bačáková, 2016). Pro tento úchop je důležitá opozice palce s ukazovákem (Krivošíková, 2011) A nutná je činnost drobných svalů ruky (Meltsóková, 2008). Hrubý neboli silový úchop se používá při činnostech, ve kterých je kladen důraz na bezpečnost či stabilitu (Kračmar, Chrástková, Bačáková, 2016). Pro hrubý úchop je důležitý oblouk mezi malíkem a palcem, neboť se ruka uzavírá z ulnární strany a není zde potřeba jemná motorika prstů, ale využití síly celé ruky (Krivošíková, 2011).

2.2 TRANSVERZÁLNÍ MÍŠNÍ LÉZE

Jedná se o poškození míchy, která se projevuje postižením senzitivity, motoriky, vegetativního systému a orgánových soustav. Klinický obraz se liší podle rozsahu míšňí léze (Seidl, 2015).

2.2.1 Etiologie

Nejběžnějším rozdělením míšňích lézí podle příčiny vzniku je na traumatické a netraumatické transverzální míšňí léze.

Mezi nejčastější traumatické příčiny v zemích, které jsou součástí Světové zdravotnické organizace (WHO), patří autohavárie, pády a následují úrazy z násilí (World health organization, 2013). V České Republice (ČR) jsou hlavními příčinami traumatických míšňích lézí pády (44,5 %), následují dopravní nehody (28,2 %) a sportovní úrazy (19,7 %) (Kříž et al., 2017).

Z publikace, kterou vytvořila Světová zdravotnická organizace souhrnem několika mezinárodních studií, vyšlo najevo, že nejčastějšími příčinami netraumatických míšňích lézí jsou neoplastické nádory, degenerativní onemocnění páteře, následují cévní a autoimunitní onemocnění. V rozvojových zemích jsou to pak nejčastěji tuberkulóza, infekční onemocnění a nádory (World health organization, 2013). V ČR jsou netraumatické míšňí léze nejčastěji způsobené záněty (26,7 %), tumory (20,9 %) a cévními poraněními (17,7 %) (Kříž et al., 2017).

2.2.2 Incidence a prevalence

Incidence je ukazatel nově hlášených jedinců, v našem případě spinálních pacientů, za dané časové období vzhledem k počtu obyvatel, kdežto prevalence popisuje počet jedinců trpících míšňí lézí vzhledem k počtu všech jedinců v dané populaci v době měření.

Odhad celkové incidence míšňích lézí dle Světové zdravotnické organizace je 40-80 případů za rok na milion obyvatel, tzn. 250 000 až 500 000 případů za rok. Podle těchto studií se počet traumatických lézí, převažujících u mladších dospělých, snižuje a počet lézí netraumatických, vyskytujících se častěji ve starším věku, narůstá. Nelze však přesněji odhadnout incidenci netraumatických lézí, neboť o nich existuje poměrně málo studií. Oba typy míšňích lézí převažují u mužů (World health, 2013). V České Republice byla mezi roky 2006 – 2015 průměrná incidence traumatických míšňích lézí 15,5 případů za rok na milion obyvatel. Netraumatických míšňích lézí přibylo průměrně 8,6 případů za rok na milion obyvatel a tato hodnota měla vzrůstající tendenci. Průměrná celková incidence v ČR byla tedy 25,1 případů na milion obyvatel za rok (Kříž et al., 2017).

Prevalence vyjadřuje podíl počtu jedinců trpících nemocí, tedy míšňí lézí a počtu všech jedinců ve

sledované populaci a udává se vzhledem k určitému časovému horizontu, v našem případě se jedná o období jednoho roku.

Hodnoty prevalence jsou v rozmezí mezi 223 až 755/milion obyvatel (Wyndaele, Wyndaele, 2006). Krční léze představují 25 % až 76 % ze všech míšních lézí a nejčastěji postihují úroveň C5 až C7 (Ackery, Tator, Krassioukov, 2004). V ČR je hodnota prevalence v rozmezí 250 až 300 případů každoročně. Dvě třetiny postižených jsou muži ve věku průměrně 49,1 let. Krční míšní léze jsou nejčastější transverzální míšní lézí s 45,3 % (Kříž et al., 2017).

2.2.3 Klinické rozdělení dle rozsahu míšní léze

Rozsah míšní léze lze hodnotit ve dvou směrech. V horizontálním směru se míšní léze rozdělují dle toho, zda je mícha porušena v celém svém průřezu. Pokud ano, hovoříme o kompletní transverzální míšní lézi. Pokud je mícha porušena částečně, jde o inkompletní transverzální míšní lézi. V tomto případě jsou od počátku míšní léze určité známky zachování některé z funkcí míchy pod úrovní léze (Hirt a Beran, 2011). Pokud nastane porucha poloviny míchy, vzniká syndrom Brown-Séquardův, který se projevuje stejnostrannou ztrátou motoriky, povrchového cití, vibrace a propriocepce, kdežto ztráta senzitivity pro teplo, chlad a bolest se projeví na straně opačné (Čihák, 2016). Dalším příkladem nekompletní míšní léze je centromedulární syndrom, který se projevuje ztrátou reflexů a hybnosti v dané úrovni míšní léze. Motorické postižení je větší na horních končetinách (HKK) než na dolních končetinách (DKK). Je porušené algické a termické cití oboustranně, kdežto povrchové cití je zachováno. Dále existují další méně běžné syndromy. Patří sem syndrom přední míchy. Postižení, projevující se chabou paraplegií DKK a spastickou parézou HKK. Dále je porušena senzitivita pro vnímání tepla, chladu a bolesti. A dále syndrom zadních provazců, též tabický syndrom, při němž je porušeno hluboké cití. Motorika zůstává intaktní (Hirt a Beran, 2011).

Ve směru vertikálním hodnotíme míšní léze dle jednotlivých segmentálních úrovní (Hirt a Beran, 2011). Pokud je mícha zasažena nad úrovní obratle L2, jedná se o poruchu pyramidové dráhy, jejímž projevem je spasticita. Z toho důvodu se syndrom nazývá spastická transverzální míšní léze. Pokud je míšní léze pod výše uvedenou úrovní, hovoří se o chabé transverzální míšní lézi (Mumenthaler, Bassetti, Daetwyler, 2008). Dle segmentální úrovně se míšní léze dělí na pentaplegii, tetraplegii/parézu, paraplegii/parézu (Seidl, 2015). Plegie znamená úplnou ztrátu motorické funkce. Paréza označuje částečnou ztrátu hybnosti (Pfeiffer, 2007).

Pentaplegie je porucha v oblasti C1 – C3, která se projevuje plegií všech svalů končetin a bránice (Pfeiffer, 2007). Z toho důvodu nejsou pacienti schopni spontánně dýchat (Benzel, 2012). Pokud se však velmi rychle po utrpení tohoto stavu zahájí elektrostimulace bráničních nervů, může pacient žít díky umělé aktivaci bránice. Tento způsob je však zastaralý a nyní bývá nahrazen implantovanými stimulátory (Pfeiffer, 2007). Další možností zajištění dýchání je napojení na umělou plicní ventilaci (Šamánková et al., 2011).

Tetraplegie je míšní léze v úrovni C4 – C8 a motorickými projevy jsou plegie a anestezie trupu a dolních končetin. Horní končetiny mají hybnost částečně zachovalou podle výše míšní léze (Pfeiffer, 2007).

Paraplegie je míšní léze vznikající v úrovni T1 – L1 projevující se úplnou nebo částečnou ztrátou

hybnosti a senzitivity dolních končetin a částečnou poruchou hybnosti a senzitivity trupu podle lokalizace míšňí léze (Faltýnková, 2004).

Syndrom kaudy je lokalizován pod úrovní L2 a projevuje se bolestmi vystřelujícími po zadní a boční straně DKK, které jsou asymetricky paretické (Lukáš a Žák, 2011). Dále je zde porucha sfinkterů ve smyslu retence i inkontinence, senzitivita je porušena perianogenitálně (Seidl a Vaněčková, 2014).

Syndrom míšňího epikonu se projevuje ve výšii míšňí léze L4-S2 poruchou citlivosti a motoriky na zadní straně dolních končetin a od kolene akrálně (Lukáš a Žák, 2011).

Syndrom míšňího konu nastává při poruše míchy v úrovní S3-S5 a postihuje svaly pánevního dna a prstů na nohou (Lukáš a Žák, 2011).

2.2.4 Motorika

Jelikož se bakalářská práce zabývá kineziologickým obsahem pohybu horní končetiny především u tetraplegických pacientů, bude níže popsán klinický obraz motoriky spinálních pacientů dle úrovně míšňí léze.

Úroveň míšňí léze C4

Pacienti s touto úrovní míšňí léze jsou schopni všech pohybů v krční páteři a elevace lopatky (Bryce, 2010). Přetrvává zde plegie pomocných dýchacích svalů. Inervace bránice je převážně zachovalá. Pokud má bránice většinu vláken inervovaných, pacienti mohou dýchat spontánně (Pfeiffer, 2007). Pokud však není zachovalá inervace dostatečná, dýchají tito pacienti pomocí elektrostimulace n. phrenicus nebo mohou být připojeni na umělou plicní ventilaci (Faltýnková, 2006).

Pacienti jsou schopni ovládat elektrický vozík dechem či pohybem brady (Bryce, 2010). Vsedě ve vozíku má být předloktí podepřeno tak, aby bylo stabilizováno rameno a lopatka, ruka je polohována na odpočinkovou dlahu, případně v měkké rukavici nebo podepřena polštářem (Faltýnková, 2006).

Úroveň míšňí léze C5

Pacienti s úrovní míšňí léze C5 jsou v porovnání s předešlou skupinou tetraplegiků již schopni slabé addukce a abdukce lopatky, flexe, extenze a abdukce v rameni, flexe lokte a supinace předloktí. Přetrvává zde plegie pomocných dýchacích svalů, které mohou pacienta ohrožovat respiračními obtížemi. Na HKK není umožněna aktivní addukce v rameni, extenze lokte, pronace předloktí a žádné pohyby zápěstí a ruky (Robinson, 2006).

Plegie extenzoru lokte m. triceps brachii může být pasivně řešena změnou mechanické interakce mezi jednotlivými segmenty HK. Existují pro to dvě hypotézy. Podle posturální hypotézy lze vykonat pasivní extenzi lokte orientací jednotlivých segmentů v gravitačním poli. Dle druhé, hypotézy interakční spojitosti, může být extenze lokte vytvořena interakcí točivých momentů sil díky mechanické spojitosti mezi horními a dolními segmenty HK (Hoffmann et al., 2006). Další možností obnovení extenze lokte je provedení chirurgické operace, při které se přemístí distální část šlachy m. deltoideus nebo m. biceps brachii do úponu

m. triceps brachii (Revol et al., 2002).

Neschopnost extenze zápěstí je řešena aktivní supinací předloktí a působením gravitace. Při supinaci dojde k extenzi zápěstí a při pronaci k jeho flexi (Grundy a Swain, 2002). Mnoho pacientů získá funkční schopnost ruky použitím dlahy stabilizující zápěstí v extenzi (Harvey a Donovan, 2008). Také je možné implantovat elektrostimulační neuroprotézu ruky (Grundy a Swain, 2002).

Osoby s úrovní míšni léze C5 jsou schopni krátkodobé jízdy po rovném povrchu, nikoli však v terénu (Bryce, 2010). Podle Martin a Kessler (2015) je málo těchto osob schopno jízdy na invalidním mechanickém vozíku. Díky zachovalé funkci flexorů lokte však dokáží ovládat joystick elektrického vozíku, což je vhodnou alternativou pro delší cestu na nerovném povrchu (Delisa, Gans, Walsh, 2005). Pokud používají mechanický vozík, je vhodné, když je hnací obruč doplněna výstupky nebo je povlečená polyvinylchloridem (PVC), což zvyšuje tření a usnadňuje tak kontakt ruky s hnací obručí (Delisa, Gans, Walsh, 2005). Kompromisem mezi asistovanou jízdou na vozíku a aktivní propulzí je mechanický vozík s elektrickou dopomocí (Cooper et al., 2002).

Úroveň míšni léze C6

V úrovni míšni léze C6 se lopatka stává stabilnější díky zapojení m. serratus anterior a pohyby ramene jsou možné ve všech směrech (Field-Fote, 2009). Zachovalá funkce m. pectoralis major u těchto pacientů umožňuje addukci a díky intaktnímu m. latissimus dorsi je umožněna extenze paže (Harvey a Donovan, 2008).

V lokti nastává silnější flexe lokte díky plně funkčnímu m. biceps brachii a v zápěstí se přidává funkce extenzorů (Field-Fote, 2009). Na horní končetině zůstávají plegickými extenzor lokte m. triceps brachii a všechny svaly ruky (Hoffmann et al., 2006). Mechanismy nahrazující schopnost extenze lokte jsou stejné jako u osob s úrovní míšni léze C5 (Gronley, 2000).

Plegie svalů ruky neumožňuje aktivní úchop (Gronley, 2000). Ten je však možné nahradit i tenodézou, tj. chirurgickou operací, při které se zkrátí flexory ruky a při kontrakci extenzorů zápěstí vznikne tenodézni úchop (Harvey a Donovan, 2008). Tenodézniho efektu též lze dosáhnout polohováním ruky do funkčního postavení a cíleným pasivním procvičováním kloubů zápěstí a prstů (Faltýnková, 2006).

Osoby s míšni lézí C6 dokáží ovládat mechanický vozík při jízdě v terénu, jsou schopni přejet přes nízkou překážku a zvedat na vozíku předměty ze země (Faltýnková, 2006). Jízdu usnadňují rukavice, které polohují prsty do flexe a chrání ruce před puchýři a tržnými ranami. Dále hnací obruč povlečená PVC, která zvyšuje tření při kontaktu ruky s obručí (Sisto, Druin, Sliwinski, 2009).

Úroveň míšni léze C7

Osoby s míšni lézí C7 mají již lopatku stabilní ve všech směrech, všechny svaly ramene a lokte jsou intaktní a v zápěstí se přidává schopnost ulnární dukce, extenze a flexe (Robinson, 2006). Dále je možná extenze prstů, ale stále přetrvává plegie flexorů prstů a palce, což znemožňuje aktivní úchop (Harvey a

Donovan, 2008). Jediná možnost náhrady aktivního úchopu je transfer šlachy m. extenzor carpi radialis longus do šlachy m. flexor digitorum profundus (Faltýnková, 2006).

Díky intaktnímu m. triceps brachii můžou pacienti lépe vychylovat těžiště vzhledem k silnější opoře o HKK, čímž jsou usnadněny přesuny a pacienti jsou tak schopni zvládat je samostatně (Kříž, Hlinková, 2016). Tito pacienti mohou zvedat předměty ze země. Při jízdě na vozíku, která je možná i v nerovném terénu, dokáží překonat malý schůdek tím, že přemístí těžiště nad zadní kola a zvednout tak přední kola (Faltýnková, 2006)

Úroveň míšní léze C8

V této úrovni míšní léze jsou intaktní všechny svaly ramene, lokte a navíc se přidává funkce flexorů a extenzorů prstů a s ní schopnost aktivního úchopu (Robinson, 2006). Plegickými svaly ruky jsou m. abductor digiti minimi, mm. interossei a mm. lubricales (Janssen - Potten et al., 2008).

Pacienti s touto úrovní míšní léze jsou schopni překonat obrubník a jet z mírného svahu po zadních kolech (Faltýnková, 2006).

2.2.5 Spasticita

Spasticita je projevem spastické míšní léze a řadí se do souboru příznaků syndromu horního motoneuronu. Horní motoneuron začíná v motorické kůře koncového mozku a končí přepojením v interneuronech v segmentální úrovni vyšší než L1 včetně (Vokurka, 2012). Při porušení této dráhy dojde k její desinhibici, ke změnám zpracování vstupů do míchy a k pučení nových synapsí v míše (Brashear, Elovic, 2015).

Klinickým obrazem syndromu horního motoneuronu jsou negativní a pozitivní fenomény. Negativní fenomény snižují volní aktivitu a patří sem slabost, ztráta schopnosti izolovaného pohybu a unavitelnost svalu (Barnes, Johnson, 2008). Diskutuje se i strukturální přeměna svalové tkáně na fibrózní vazivo či atrofie svalových vláken (Brashear, Elovic, 2015). Pozitivními fenomény jsou zvýšené šlachookosticové reflexy, klony, flexorové a extenzorové spasmy. Zvýšené šlachookosticové reflexy se projevují jako zvýrazněné svalové odpovědi při zevním poklepu na šlachu. Klony jsou 6 Hz až 8 Hz frekvenční rytmické oscilace vznikající při rychlém napnutí svalu. U některých pacientů mohou být vyvolány i při protažení končetiny či při pasivním cvičení (Brashear, Elovic, 2015). Flexorové spasmy vznikají díky hyperreflexii obranných flexorových reflexů provokovaných aferentací z kůže, fascií, podkoží, svalů a kloubů (Adam a Hicks, 2005). Extenzorové spasmy způsobuje dráždění proprioceptorů kyčelního kloubu (Wu a Schmit, 2006).

Existuje mnoho definic, které popisují spasticitu. Nejběžněji využívanou definici však vytvořil Lance (1980): „Spasticita je motorická porucha charakterizovaná zvýšením tonického napínacího reflexu v závislosti na rychlosti protažení svalu“.

Dle Kříže (2015) trpí v ČR spasticitou 65 % až 78 % pacientů s více než roční traumatickou míšní lézí. Spasticitu vnímá 27 % až 40 % pacientů jako obtěžující. Naopak některým pacientům spasticita v životě

pomáhá, např. zlepšuje stabilitu sedu, usnadňuje přesuny a další běžné denní aktivity. Pozitivně může spasticita ovlivnit i svalovou atrofii. Bennegard a Karlsson (2008) zjistili, že pastický sval lépe využívá glukózu a spastici tak mají nižší pravděpodobnost nemoci diabetes mellitus.

Dle Ehlera (2015) se pro hodnocení spasticity u míšních lézí nejběžněji využívá Ashworthova škála (AS), která testuje pasivní protažení svalu. Testovaný sval se během sekundy maximálně protáhne a hodnotí se tonická odpověď na tento pohyb. Oproti tomu Krivošíková (2011) tvrdí, že se v praxi nejvíce využívá Modifikovaná Ashworthova škála (MAS) (Bohannon a Smith, 1987), která má větší senzitivitu, než AS.

Zatímco MAS hodnotí spíše tonickou složku spasticity, Škála svalové dráždivosti (MES) byla vytvořena pracovníky Spinální jednotky Fakultní nemocnice v Motole za účelem hodnocení její fáziké složky. Má pět stupňů a hodnotí motorickou odpověď svalu na exteroceptivní i proprioceptivní podráždění (Kříž, 2015).

Podobně jako MES, hodnotí Nástroj pro hodnocení míšních spastických reflexů (SCATS), kterou vytvořili autoři Benz a spol. (2005), fázikou složku spasticity. Má 3 části pro zhodnocení klonu, flexorových a extenzorových spasmů. Každá část má čtyřbodovou škálu (Benz a spol., 2005).

Pennovo skóre frekvence spasmů (PSFS) hodnotí počet spasmů za hodinu (Kesselring, 2010).

Existují další škály, jako je Tardieu škála, která však hodnotí spasticitu především u lézí mozku, u míšních lézí se nevyužívá (Glinsky, 2016).

Dále se používají škály, které posuzují vliv spasticity na běžný život pacientů s míšními lézemi. Příkladem je Nástroj pro hodnocení spasticity po poranění míchy (SCI-SET), soubor 35 otázek týkajících se běžných denních činností. (Adams, Ginis, Hicks., 2007).

2.2.6 Senzitivita

Porucha senzitivity se u pacientů s míšními lézemi projevuje v určitém dermatomu, což je kožní plocha inervovaná aferentními neurony jednoho míšního ganglia náležícímu k určitému míšnímu segmentu (Rokyta, 2015). Poslední dermatom bez neurologického deficitu podává informaci o horní hranici a rozsahu míšních lézí. Senzitivní projevy mohou být v závislosti na rozsahu míšních lézí různé. Anestézie neboli necitlivost je přítomna v případě kompletní léze. Při inkompletní lézi mohou být senzitivní projevy pozitivní nebo negativní (Vokurka, 2012).

Mezi pozitivní projevy řadíme neuropatickou bolest, hyperestezii, hyperalgezií a parestézii. Neuropatická bolest má spontánní charakter, vzniká tedy bez stimulace nociceptorů. Může být paroxysmální nebo trvalá. Vyskytuje se při ní zvýšená kožní citlivost, pálení, štípání a svědění. Mohou bolet i kosti či svaly. Bolest může být doprovázena křečemi a bolestivými záchvaty podobnými elektrickému šoku. Hyperestézie je zvýšená citlivost na mechanickou a termickou stimulaci, hyperalgezií je přehnaně zvýšená bolest po nociceptivní stimulaci (Rokyta, 2015). Parestézie se projevuje jako nepříjemný pocit pálení, trnutí či mravenčení bez působení vnějšího podnětu (Dobiáš, 2013). Mezi negativní projevy řadíme hypostezii, tedy sníženou citlivost na mechanickou a termickou stimulaci a hypalgezií, která se projevuje sníženou reakcí na algický podnět (Lukáš a Žák, 2011).

2.2.6 Organové poruchy

Respirační poruchy

Respirační komplikace jsou nejčastější příčinou smrti pacientů s tetraplegií do roku po úrazu (Kříž, Hyšperská, 2009). U tetraplegických pacientů dochází k ochrnutí svalů hrudníku a břicha, což snižuje celkovou kapacitu hrudníku a možnost jeho prodechnutí. Výsledkem můžou být poruchy expektorace, atelektázy, bronchopneumonie a respirační insuficience. Často se u pacientů v akutním a subakutním stádiu zavádí tracheostomická kanyla pro odsátí bronchiálního sekretu. Dle potřeby se indikují mukolytika či bronchodilatancia, sleduje se saturace kyslíku v krvi, provzdušnění plic, eventuálně zánětlivé makery. Velmi důležitá je intenzivní respirační rehabilitace (Kříž, Hyšperská, 2009).

Kardiovaskulární poruchy

U pacientů s míšní lézí nad úrovní T6 vzniká bradykardie z důvodu poruchy sympatické kontroly srdce. Spontánně se často upraví po 3 až 5 týdnech po míšním zranění (Kříž, Hyšperská, 2009). Z důvodu nevyvážené reflexní sympatické aktivity se v segmentální úrovni do T6 může vyvinout syndrom autonomní dysreflexie, které se projevuje reflexní vazokonstrikcí a hypertenzí s prudkou bolestí hlavy, zarudnutím a pocením, suchou a bledou kůží, poruchou termoregulace, neostrým viděním a úzkostí (Kříž, Rejchrt, 2014). Při vertikalizaci se rozvíjí ortostatická hypotenze, která je definována poklesem systolického tlaku alespoň o 20mmHg (Ackery, Tator, Krassioukov, 2004). Nejčastější příčinou smrti chronických spinálních pacientů je ischemická choroba srdeční, jejímž důvodem je snížená fyzická aktivita, hypercholesterolémie a obezita (Kříž, Hyšperská, 2009).

Vylučovací poruchy

V akutní a postakutní fázi často dochází k infekci močových cest. U míšní léze nad segmentální úrovní S2 – S3 se projeví spastický čili reflexní měchýř, u něhož je zachován mikční reflex. Měchýř tak reaguje při určité náplni kontrakcí, zvýšením tlaku v měchýři a vypuzením moči při koordinovaném otevření močového měchýře. Pokud souhra močového měchýře a svěrače není koordinovaná, dochází k inkontinenci, ke zpětnému návratu moče do ledvin či k autonomní dysreflexii. Pokud je míšní léze pod sakrálními segmenty, kde jsou svěrače již intaktní, dochází k zadržování moče nebo k inkontinenci z důvodu parézy svěrače a přeplněného močového měchýře (Faltýnková, 2012).

Ihned po vzniku míšní léze je do močové trubice zaveden permanentní močový katétr. Později je výhodné přejít na intermitentní katetrizaci z důvodu prevence otlaků. V případě jakéhokoli důvodu k odložení intermitentní katetrizaci, je možné přejít na suprapubickou epicystostomii (Kříž, Faltýnková, 2012).

Gastrointestinální poruchy

V akutní fázi je zvýšeno riziko vzniku peptidického či duodenálního vředu. Neurogenní střevo zahrnuje pocit nutkání na stolici, prodloužený čas pasáže střevem, inkontinenci a nekoordinovanou evakuaci stolice (Krassioukov et al., 2010). U pacientů po SCI byla pozorována plynatost, bolesti břicha a inkontinence stolice (Leduc, Spacek, Lepage, 2016). Dle výšky míšní léze se rozvíjí stejně jako u močového měchýře dva

typy střev. U míšňí léze nad úrovní S2-S3 vzniká spastický typ střevní poruchy – reflexní střevo. Trávicí soustava pracuje fyziologicky, ale je porušena senzitivní dráha do CNS, která pak není schopna určit, kdy dojde k vyprázdňení. Toto může vést k obstipaci (Faltýnková 2012). Terapií jsou teplé nálevy vody ob den či bisacodové čípky (Kříž, Faltýnková, 2012). Při lézi míchy pod sakrálními segmenty nastává areflexní typ střevní poruchy – chabé střevo. V tomto případě se projeví absence peristaltického reflexu a projevem je velmi pomalý průchod stolice. Stolica je vysoušena, se sklony k obstipaci a vzniká riziko inkontinence kvůli hypotonickému svěrači. Terapií je manuální vybavení stolice 1-2x denně (Faltýnková, 2012)

Pohlavní poruchy

Erektivní dysfunkce je běžným důsledkem transverzální míšňí léze. Lepší prognózu pro zachování schopnosti erekce mají neúplné míšňí léze. Až 75 % mužů s úplným přerušením míchy trpí její ztrátou. U transverzální míšňí léze záleží na úrovni léze, tzn. čím výše od centra erekce - Th12 – L1, tím lepší prognóza pro zachování erekce (Breza, 1994).

Ejakulace je zachovalá v úrovni míšňí léze nad T6, pod touto úrovní je však schopnost ejakulace narušena. Kvalita semene je špatná kvůli zpomalené motilitě spermií (Šrámková, 2013). U obou pohlaví je porušen vjem orgasmu. Ženy po SCI netrpí sterilitou ani infertilitou (Aminoff, 2008).

2.2.7 Klinické hodnocení

Americká asociace pro míšňí trauma - American spinal injury asociation (ASIA) vypracovala formulář Mezinárodní standardy neurologické klasifikace míšňího poranění – International Standards for Neurological Classification of Spinal Cord Injury (ISNCSCI), který slouží k hodnocení rozsahu míšňí léze. Klasifikace zahrnuje hodnocení neurologické úrovně míšňí léze – Neurological Level od Injury (NLI) a rozsahu míšňí léze - ASIA Impairment scale (AIS). NLI definuje míšňí lézi na základě vyšetření motorických a senzitivních funkcí. Motorická úroveň se hodnotí testy svalové síly tzv. klíčových svalů a určuje ji nejkaudálnější klíčový sval s antigravitační svalovou silou, tzn. minimálně stupně 3 dle svalového testu. Senzitivní úroveň se určí pomocí nejkaudálnějšího intaktního dermatomu, který je vyšetřen lehkým dotykem a rozlišením tupého a ostrého podnětu v tzv. klíčových bodech. Pro rozlišení kompletní a inkompletní léze slouží především vyšetření volní anální kontrakce a hlubokého análního tlaku. Škála AIS má 5 stupňů – AIS A značí kompletní míšňí lézi, AIS B senzitivně nekompletní, AIS C/D senzitivně i motoricky nekompletní, AIS E normální funkce. Hodnocení ISNCSCI má přesně definovaná pravidla, která jsou popsána na zadní straně formuláře (Příloha 2, str. 69 a Příloha 3, str. 70) (Vissarionov, Baidurashvili, Kryukova, 2016).

Další klasifikací specifickou pro tetraplegické pacienty je mezinárodní klasifikace chirurgie tetraplegické ruky – The International Classification for Surgery of the Hand in Tetraplegia (ICSHT), která hodnotí motorické a senzitivní funkce HK. Při motorickém vyšetření používá stejné hodnocení jako ISNCSCI (Obrázek 2, str. 23). Oproti ISNCSCI hodnotí ICSHT více svalů HK a určující svalová síla pro hodnocení parézy dosahuje alespoň stupně 4 dle svalového testu. Při vyšetření senzitivity se hodnotí diskriminační cití na palci a malíku. Senzitivita je uznána jako neporušená při schopnosti rozeznat dva body ve vzdálenosti ≤ 10

mm (Mulcahey, Hutchinson, Kozin, 2007).

Obrázek 2. Srovnání klasifikace ICSHT a ISNCSCI (Mulcahey, Hutchinson, Kozin, 2007)

ICSHT stupeň 4 dle svalového testu	ISNCSCI stupeň 3 dle svalového testu
stupeň 0 - žádné svaly pro přesun	C5 - Flexory lokte
stupeň 1 - m. brachioradialis	
stupeň 2 - m. extensor carpi radialis brevis	
stupeň 3 - m. extensor carpi radialis brevis	C6 - Extenzory zápěstí
stupeň 4 - m. pronator teres	C7 - Extenzory lokte
stupeň 5 - m. flexor carpi radialis	
stupeň 6 - m. extensor digitorum communis	C8 - Flexory zápěstí
stupeň 7 - m. extensor pollicis longus	
stupeň 8 - částečné flexory prstů	
stupeň 9 - chybí pouze mm. interossei	
stupeň X - výjimky	

Poměrně nedávno byla zavedena nová klasifikace Subaxial injury classification system (SLICS), která popisuje traumatickou lézi nejglobálněji včetně její prognózy dle 3 kategorií: morfologie úrazu, ligamentózního komplexu a neurologického obrazu (Grewal et al., 2014).

2.2.8 Spinální program

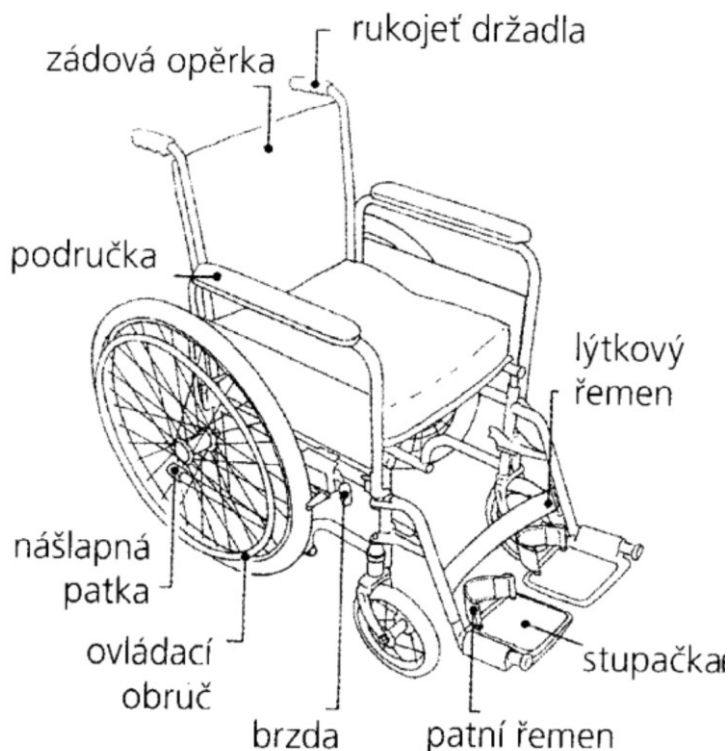
V akutním stádiu, do kterého spadá 1. a 2. týden po míšní lézi je péče soustředěna na spondylochirurgii. Zde dochází k urgentnímu operačnímu zásahu pro dekompresi míšni a stabilizaci páteře. V subakutním stádiu, tzn. 3. až 12. týden, jsou pacienti již kardiopulmonálně kompenzováni a jsou přesunuti na spinální jednotku, které se nachází ve Fakultní nemocnici Brno - Bohunice, Fakultní nemocnici Ostrava - Poruba, v Krajské nemocnici Liberec a ve Fakultní nemocnici Praha - Motol. Zde probíhá komplexní ošetrovatelská, lékařská, rehabilitační a psychologická léčba. V tomto období se nastaví medikace a alternativní režimy močení a defekace. Dále se řeší prevence dekubitů a dalších zdravotních komplikací (Kříž, 2013).

Po 2 až 3 měsících je pacient přeložen na spinální rehabilitační jednotku do Rehabilitačního Ústavu Kladruby, Hrabyně či do Hamzovy odborné léčebny Luže-Košumberk. Pacienti zde pobývají 4 až 5 měsíců a jsou připravováni na návrat do domácnosti a do práce s co největší mírou soběstačnosti (Kříž, 2013).

2.3 MECHANICKÝ INVALIDNÍ VOZÍK

Mechanický invalidní vozík (Obrázek 3, str. 24), dále jen vozík, je důležitou pomůckou pacientů po míšní lézi, neboť jim umožňuje lokomoci. Dle Kulig et al. (2001) tento pohyb představuje poměrně velkou repetitivní zátěž pro HK, která může vést k syndromům přetížení. Proto je důležité zhodnotit nastavení vozíku a stereotyp jízdy na vozíku kvůli prevenci těchto syndromů.

Obrázek 3. Mechanický invalidní vozík (Faltýnková, 2013)



2.3.1 Nastavení mechanického invalidního vozíku

Cherubini a Melchiorri (2012) vytvořili studii, ve které zjistili, že 55 % pacientů používá nevhodný vozík. Ve studii hodnotili nastavení jednotlivých částí vozíku. Pokud byly alespoň tři části nevyhovující, vozík byl označen za nevhodný. Nejčastějšími nevyhovujícími částmi byli podsedák, výška sedadla a výška zádového opěradla.

Správné nastavení vozíku je takové, které zajistí co největší bezpečnost a prevenci úrazů. Jedním z nejdůležitějších opatření je správně zvolený podsedák, neboť nevyhovující podsedák může způsobit dekubity vedoucí k imobilizaci, která může vést v ojedinělých případech až k předčasné smrti (Borg, Khasnabis, 2008). Dalšími důležitými parametry jsou výška sedadla, výška zádové opěrky, šířka vozíku a nastavení zadní nápravy kol. Výška sedadla by měla být podle Cifu (2015) nastavitelná a přizpůsobena délce nohou tak, aby úhel flexe kolen při opoře o podnožky byl 90°. Dle Cherubini a Melchiorri (2012) může při nastavení sedu příliš nízko dojít ke vzniku kontraktur flexorů kyčle a k dekubitům v místě tuber ischiadicum,

kteřé budou v tomto pŕípadě více zatíženy. Na druhou stranu, pokud bude sedadlo vysoko a noha bude v plantární flexi, achillovy šlachy budou náchylnější ke kontrakturám (Cherubini, Melchiorri, 2012).

Výška zádové opěrky by měla u aktivního uživatele vozíku končit pod dolním úhlem lopatek (Faltýnková, 2012). Úhel mezi zádovým opěradlem a podsedákem by měl být 80° až 100°, neboť toto nastavení podporuje přirozenou křivku páteře (Borg, Khasnabis, 2008).

Šířka vozíku by měla být taková, aby na obou stranách boku bylo možné volně položit ruce, tzn., že prostor mezi bokem klienta a bočníci vozíku má být cca jeden cm (Faltýnková, 2012). Příliš široký a těžký vozík může způsobit přetížení svalů ramene (Borg a Khasnabis, 2008).

Nastavení zadní nápravy co nejvíce dopředu a nahoru snižuje odpor tření a zvyšuje účinnost propulze, neboť mezi rukou a hnací obručí vzniká větší úhel počátečního kontaktu, což vyvolá nižší síly potřebné k propulzi a méně záběrů kola ve stejné rychlosti (Boninger et al., 2002). Requejo et al. (2015) ve své studii potvrdili, že s větším propulzním obloukem vzrostla rychlost a vzdálenost jednoho cyklus a snížila se frekvence propulze.

Nastavení vozíku je vždy odrazem motorických schopností pacienta a musí být v rámci výše uvedených kritérií vždy individuálně přizpůsobeno pacientovi.

2.3.2 Jízda na mechanickém invalidním vozíku

Při jízdě na vozíku vykonává paže cyklický pohyb, který se skládá ze dvou fází. Fáze propulze je pohyb, kdy uživatelé dodávají mechanickou sílu vozíku kontaktem ruky s hnací obručí. Za touto fází následuje fáze návratu, při které uživatel vozíku uvolní ruku z hnací obruče a vrací ji zpět dozadu na hnací obruč pro přípravu na nový cyklus.

3 PUBLIKOVANÉ STUDIE O JÍZDĚ NA VOZÍKU

3.1 KINETICKÉ STUDIE

3.1.1 Kinetika

Dle Dylevského (2007) je kinetika část mechaniky zabývající se působením sil a momentů sil na pohyb těles.

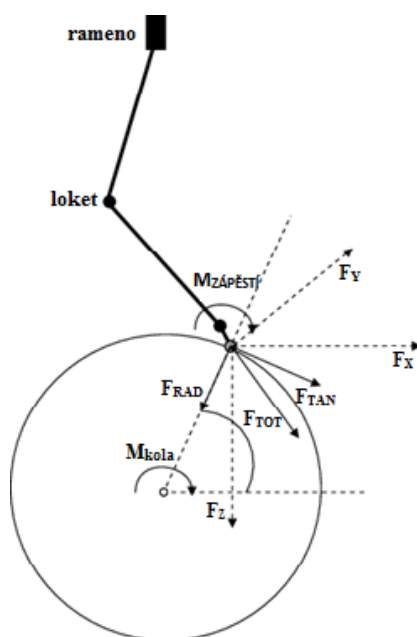
Síla je fyzikální veličina vyjadřující míru působení tělesa či silového pole na jiné těleso, které se projevuje účinky statickými, tj. deformací tělesa nebo dynamickými, tj. způsobuje změny pohybového stavu tělesa a je vždy doprovázena stejně velkou opačně orientovanou silou, kterou těleso podrobené síle zpětně působí na daný hmotný objekt. V našem případě působí HK na obruč a má dynamický účinek v podobě roztlačení kola. Vektor síly má několik směrů (Obrázek 4, str. 27).

Moment síly vyjadřuje míru otáčivého účinku síly. Pohyby našich končetin přes kloubní spojení jsou vyvolány působením momentů sil, které vytvářejí naše svaly. Pomocí svalů, které produkují momenty sil v našich kloubech, se můžeme pohybovat (Obrázek 4, str. 27) (Kalichová, 2011).

Účinnost je podíl využití energie vzhledem k energii dodané. Jízda na vozíku je poměrně neúčinná forma lokomoce s hodnotami účinnosti mezi 2% až 10% za normálních podmínek. Při různých rychlostech a úhlech náklonu se mění (Van der Woude et al. 1986, 2001; Veeger et al. 1992; Hintzy et al. 2002). Příčinou nízké účinnosti je směr síly aplikované na hnací obruč, která se odchyľuje od efektivního tangenciálního směru. Účinnost se popisuje jako částečná efektivní síla (FEF), jejíž hodnotou je poměr efektivní tangenciální síly (F_{EFF}) a celkové vyvíjené síly (F_{TOT}) (Boninger et al., 2002). Celková vyvíjená síla (F_{TOT}) je výslednice tangenciální síly (F_{TAN}) uplatňující se při pohánění kola vpřed a radiální síly (F_{RAD}) směřující od obruče k ose kola, jejíž velikost určuje tření potřebné k úchopu obruče rukou (viz Obrázek 4., str. 27) (Robertson, 1996). Podle Van der Woude et al. (2009) je mechanická účinnost největší, pokud flexe v lokti na vrcholu hnací obruče svírá úhel 120° (Obrázek 5, str. 27).

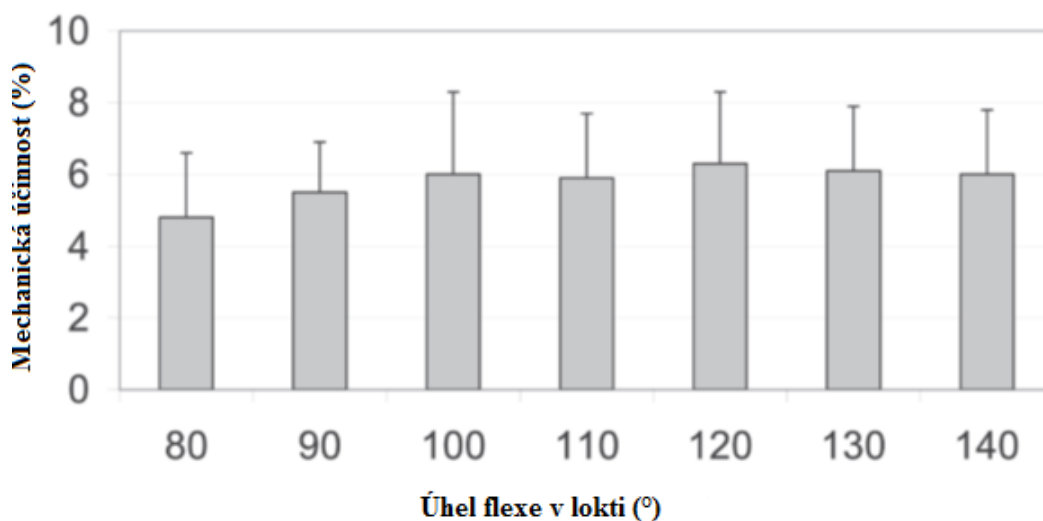
$$FEF = F_{EFF} \cdot F_{TOT}^{-1} \cdot 100[\%] \text{ (Cooper, 1995).}$$

Obrázek 4. Popis sil a momentů sil působících při jízdě na vozíku (Vanlandewijck, Theisen, Daly, 2001)



F_{RAD} = radiální síla; F_{TAN} = tangenciální síla; F_{TOT} = celková síla; F_X = předožadní síly, F_Y = addukční síly, F_Z = vertikální síly; $M_{ZÁPĚSTÍ}$ = moment síly zápěstí; M_{KOLA} = moment síly kola.

Obrázek 5. Vztah úhlu v lokti a mechanické účinnosti při jízdě na vozíku (Van der Woude et al., 2009)



3.1.2 Metodika kinetických studií

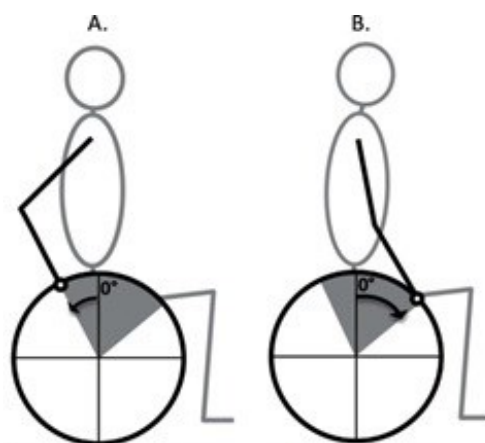
Ve všech těchto studiích bylo nainstalováno na vozík zařízení SmartWheel, které sloužilo k měření působících sil a momentů sil na hnací obruč. Pro měření rychlosti byl vozík umístěn na ergometru nebo měření probíhalo na běžícím páse. Na HKK, trupu probandů a na kolech vozíku byly umístěny infračervené markery, jejichž změny polohy byly zaznamenávány kamerami analyzujícími pohyb.

Collinger et al. (2008) provedli kinetickou analýzu pohybu ramene při jízdě na vozíku 61 paraplegiků s

postižením starším než jeden rok po rovině ve třech různých rychlostech – 0,9 m/s, 1,8 m/s a při jízdě vlastním tempem. Každá jízda byla měřena 20 sekund a měření probíhalo v následujícím pořadí – jízda vlastním tempem, 0,9 m/s a 1,8 m/s.

Requejo et al. (2015) vytvořili studii, jejímž účelem bylo najít souvislost mezi velikostmi úhlu počátečního kontaktu ruky s obručí (Obrázek 6A, str. 28) a úhlu uvolnění ruky z obruče (Obrázek 6B, str. 28) a ekonomikou pohybu paže.

Obrázek 6. Úhel počátečního kontaktu ruky (A) a úhel uvolnění ruky (B) (Requejo, 2015)



Studie, kterou vytvořili Gil - Agudo et al. (2010) se zabývala kinetickou analýzou pohybu celé paže. Zúčastnilo se jí 12 tetraplegiků s NLI C6, 8 tetraplegiků s NLI C7, 17 probandů s vysokou paraplegií, tzn. s NLI T1 až T10 a 14 probandů s nízkou paraplegií představující NLI T11 až L3. Úkolem probandů bylo jet po rovině na jezdicím pásu jednu minutu rychlostí 3 km/h.

Účelem studie, kterou vytvořil Kulig et al. (2001) bylo spočítat a porovnat působení sil a momentů sil v rameni u 17 probandů s tetraplegií NLI C6, u 16 tetraplegiků s úrovní míšní léze C7, u 17 probandů s nízkou paraplegií s úrovní míšní léze T10 až L3 a u 19 probandů s vysokou paraplegií, tedy lézí v úrovni T1 až T9.

3.1.3 Výsledky kinetických studií

Na začátku fáze propulze bylo rameno zatíženo směrem do extenze (Gil-Agudo et al., 2010; Collinger et al., 2008; Kulig et al., 2001; Requejo et al., 2015). Dle 3 autorů byla tato síla u probandů s paraplegií největší (Collinger et al., 2001; Kulig et al., 2001; Requejo et al., 2015). Humerus však působil též flekční silou a její vrchol byl dosažen na začátku fáze návratu (Obrázek 7., str. 30) (Gil-Agudo et al., 2010; Requejo, 2015; Kulig et al., 2001, Collinger et al. 2008; Kulig et al., 2001). Dle Gil-Agudo et al. (2010) byla u této skupiny probandů ve směru do flexe naměřena větší síla než ve směru do extenze. K velikosti této síly se započítávala váha paže a gravitační síla (Requejo et al., 2015, Collinger et al. 2008). Tyto dvě síly dle Requejo et al. (2015) způsobují distrakční sílu v rameni.

Druhou největší silou byla naměřena síla směrem do addukce, ukazující relativně velkou horizontální

zátěž ramene (Requejo et al., 2015; Collinger et al., 2008). S větším úhlem počátečního kontaktu vzrostla síla svalů paže směrem dopředu a do addukce. Při zvětšení úhlu uvolnění ruky působila paže větší silou ve všech směrech (Requejo, 2015). Největší celková působící síla byla dosažena při jízdě vlastním tempem. Ve větší rychlosti jízdy bylo rameno více zatíženo. Těžší účastníci působili větší celkovou silou a rozsah pohybu do extenze byl menší. Při jízdě vlastním tempem však hmotnost účastníků velikost sil neovlivnila (Collinger et al., 2008).

U probandů s výškou míšní léze C6 byly působící síly nejmenší (Kulig et al., 2001). Průměrná hodnota působících sil byla 15,7 N (Gil-Agudo et al., 2010).

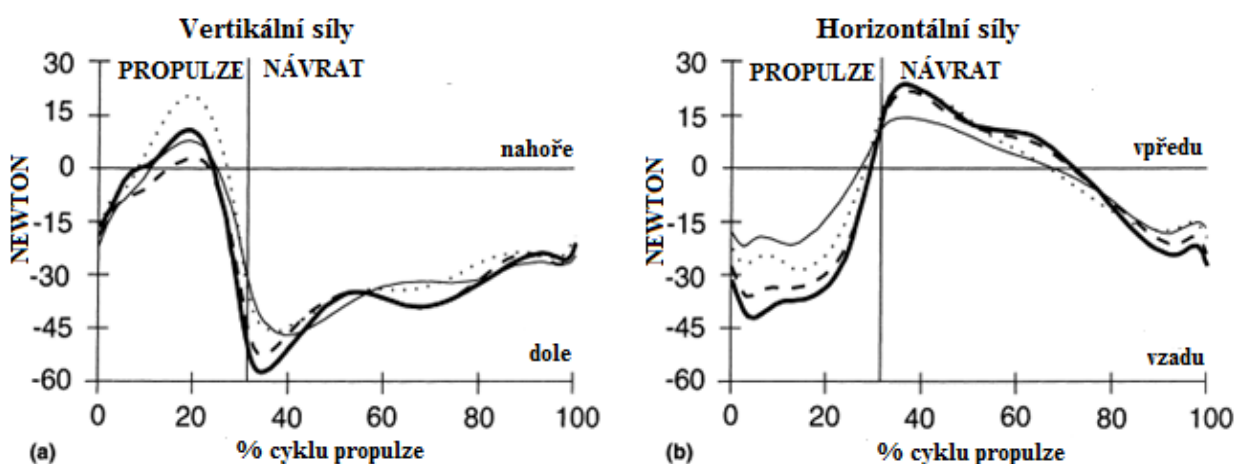
U probandů s úrovní míšní léze C6 se v lokti projevilo větší působení sil směrem do flexe a do addukce než u ostatních pozorovaných skupin.

V zápěstí působila u probandů s výškou míšní léze C6 největší síla vzhůru v zápěstí. U skupiny tetraplegiků se projevilo menší moment sil do ulnární deviace, pronace a palmární flexe (Gil-Agudo et al., 2010).

Probandi s úrovní SCI C7 vyvolali směrem do flexe větší sílu než probandi s paraplegií a tetraplegií s úrovní míšní léze C6 (Kulig et al., 2001). Velikost výslednice sil byla 23,1 až 24,9 N (Obrázek 7., str. 29) (Kulig et al., 2001).

U pacientů s výškou míšní léze C8 nebyla nalezena žádná kinetická studie.

Obrázek 7. Síly v rameni během přirozené jízdy na vozíku po rovině (Kulig et al., 2001)



Zobrazení působících sil v rameni u osob s nízkou paraplegií (silná čára), vysokou paraplegií (přerušovaná čára) tetraplegií s výší SCI C7 (tenká čára), tetraplegií s výší SCI C6 (tečkovaná čára).

Momenty sil v rameni se lišily v závislosti na rychlosti. S vyššími rychlostmi se zvětšovali velikosti působících momentů sil v rameni. Větší hmotnost způsobila při rychlosti 0,9 m/s větší momenty sil do vnitřní a zevní rotace a při rychlosti 1,8 m/s způsobila větší hmotnost větší abdukční, rotační a flekční

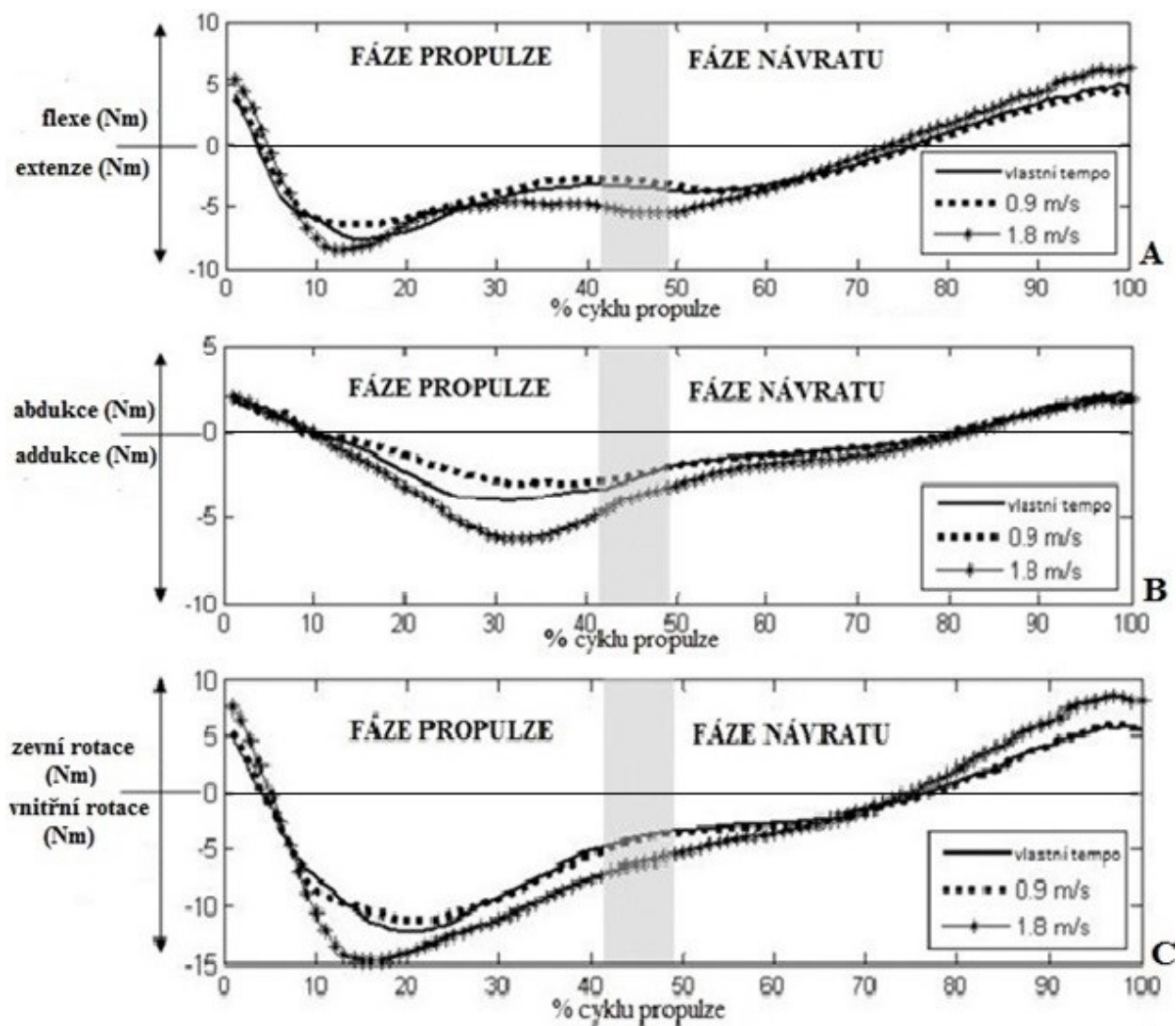
momenty sil (Collinger et al, 2008).

Podle studie, kterou vytvořili Kulig et al. (2001) působil na začátku fáze propulze v rameni extenční moment síly. Tento moment síly začal v okamžiku polohy ruky na vrcholu hnací obruče klesat a těsně před fází návratu nastal flekční moment síly. Jeho vrchol nastal na začátku fáze návratu a poté tento moment síly pomalu klesal, až v 80% nastal moment síly do extenze (Obrázek 9A, str. 31). Směrem do extenze byl vyvolán větší moment sil (Kulig et al., 2001, Collinger et al., 2008). Studie, kterou vytvořil Collinger et al. (2008) naměřila odlišné načasování působících momentů sil. Na začátku fáze propulze působil v rameni flekční moment síly, ale brzy potom začal působit extenční moment síly a maxima dosáhl kolem fáze ruky na vrcholu hnací obruče, stejně jako ve studii Kulig et al. (2001). Poté začal moment síly směrem do extenze klesat, ale moment síly směrem do flexe byl dosažen až ke konci fáze (Obrázek 8A, str. 30) (Collinger et al., 2008). Oproti tomu Requejo (2015), Gil-Agudo (2010) a ve své studii změřil větší moment síly směrem do flexe. S větším úhlem počátečního kontaktu se zvýšil moment síly flexorů. Z toho by vyplývalo, že flexory ramene relativně velkým podílem udržují rychlost propulze (Requejo, 2015). Výška probandů ovlivnila moment síly směrem do extenze ramene při jízdě vlastním tempem a v rychlosti 0,9 m/s. Větší hmotnost způsobila při rychlosti 1,8 m/s větší flekční momenty sil (Collinger et al., 2008).

Ve frontální rovině nastal dle Kulig et al. (2001) na začátku fáze propulze abdukční moment síly a postupně klesal, až na konci fáze propulze dosáhl hodnoty 0. Brzy ve fázi návratu mez 37 % až 44 % cyklu, nastal vrchol momentu síly do addukce. Krátce poté byl sledován opět abdukční moment síly a pomalu rostl. U paraplegiků byl abdukční moment sil v celém cyklu větší, než moment sil do addukce (Obrázek 9B, str. 31) (Kulig et al., 2001, Gil-Agudo et al., 2010). Dle Collinger et al. (2008) a Requejo (2015) byl vrchol působících momentů sil v rameni větší směrem do addukce (Obrázek 8B, str. 30). Při zvětšení úhlu uvolnění ruky vzrostl moment síly adduktorů (Requejo, 2015). Větší hmotnost způsobila při rychlosti 1,8 m/s větší abdukční momenty sil (Collinger et al., 2008).

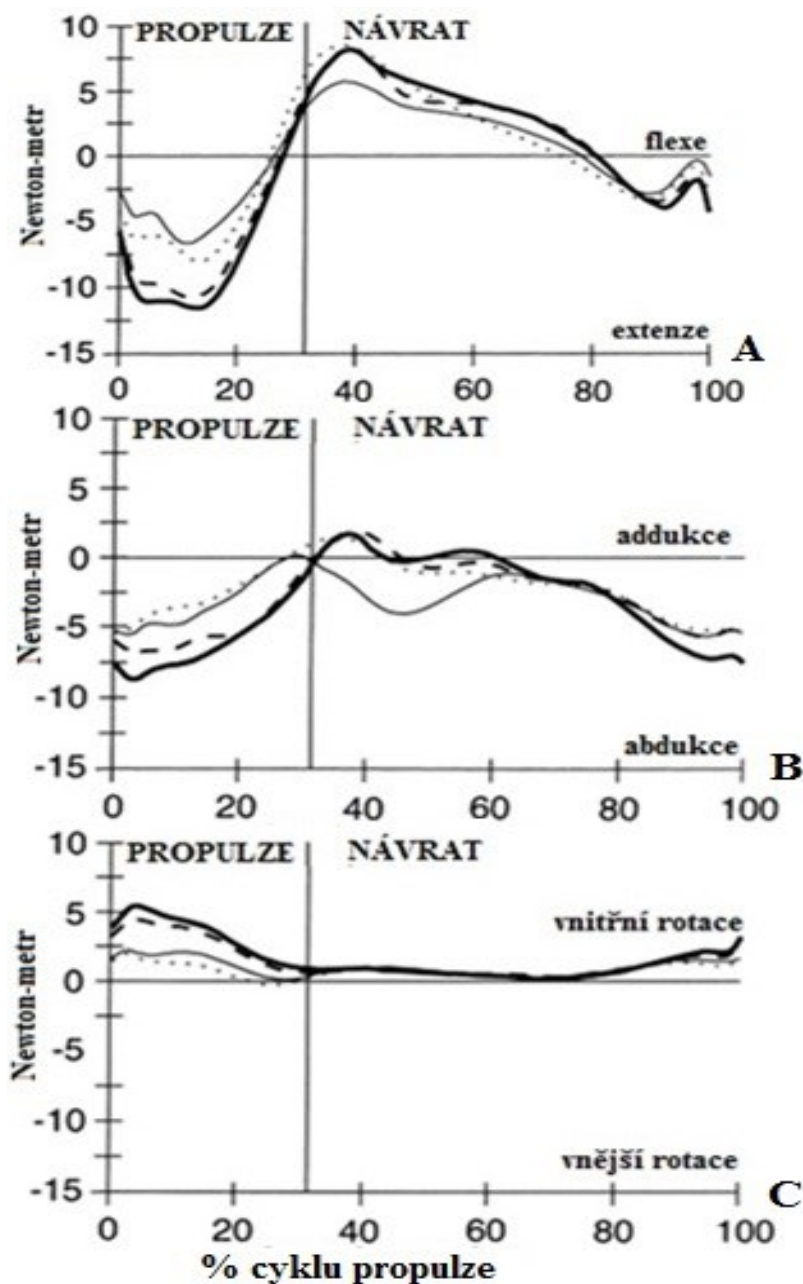
V transverzální rovině byl změřen ve skupině probandů s paraplegií největší moment síly směrem do vnitřní rotace (Obrázek 8C, str. 30) (Kulig et al., 2001; Collinger et al., 2008; Gil-Agudo et al., 2010). Podle Kulig et al. (2001) dosáhl tento moment síly maxima v 5-10 % cyklu, poté se zmenšoval téměř během celého cyklu a v 90 % cyklu začal opět narůstat (Obrázek 9C, str. 31) (Kulig et al., 2001). Oproti tomu Requejo (2015) ve svých studiích změřil největší momenty sil pro skupinu paraplegiků do zevní rotace.

Obrázek 8. Momenty sil působící na rameno v průběhu cyklu dle rychlostí (Collinger et al., 2008)



Průměrné momenty sil působící na rameno ve 3 rychlostech propulze – vlastním tempem (plná čára), 0,9 m/s (tečkovaná čára) a 1,8 m/s (přeškrtnutá čára).

Obrázek 9. Momenty sil působící na rameno v průběhu cyklu (Kulig et al., 2001)



Průměrné momenty sil působící na rameno při jízdě vlastním tempem po rovině u skupiny s nízkou paraplegií (tlustá čára), s vysokou paraplegií (čerchovaná čára), s úrovní míšní léze C7 (tečkovaná čára) a s úrovní míšní léze C6 (tenká čára).

Ve skupině s úrovní míšní léze C6 působil největší moment síly směrem do flexe ze všech sledovaných skupin a vrchol momentu síly do extenze byl nejnižší (Gil-Agudo et al., 2010). Dle Kulig et al. (2001) měly oba momenty sil nejnižší maxima ze všech skupin probandů. Vrchol momentu síly do addukce nastal s velmi nízkou hodnotou ještě ve fázi propulze a na začátku fáze návratu rostl moment síly do abdukce a následně po 65 % cyklu pohyb pokračoval stejně jako u ostatních skupin (Kulig et al., 2001). Oproti tomu Gil-Agudo et al. (2010) pozoroval u skupin tetraplegiků větší moment síly směrem do addukce než u skupiny tetraplegiků

s úrovní míšní léze C7 a paraplegiků. Skupina probandů s úrovní míšní léze C6 představila menší moment síly směrem do vnitřní rotace než moment síly do zevní rotace (Gil-Agudo et al., 2010). Ve studii, kterou vytvořil Kulig et al. (2001) vyšly jiné výsledky. Probandi s úrovní míšní léze C6 měli stejně jako všechny ostatní skupiny větší moment síly směrem do vnitřní rotace s hodnotou větší než u probandů s míšní lézí C7.

Skupina probandů s úrovní míšní léze C7 vyvolala o větší moment síly směrem do flexe, než paraplegičtí probandi (Gil Agudo et al., 2010, Kulig et al., 2001) Kulig et al. (2011) pozoroval působení momentů sil v rameni probandů s úrovní míšní léze C7 téměř totožné se skupinami paraplegiků. Rozdíl byl pouze v hodnotě maxima momentu síly směrem do abdukce, která byla nižší. Gil-Agudo et al. (2010) změřili nižší hodnoty u maximálního momentu síly než u skupiny tetraplegiků s úrovní míšní léze C6.

V lokti se ve všech skupinách projevil největší moment síly směrem do flexe, ale nepřetrvával v celém cyklu (Gil-Agudo et al., 2010). Bohužel Gil-Agudo et al. nevytvořili graf pro působení momentů sil a ani je nerozepsali. Jiné studie, které by popsaly působení momentů sil v čase, nebyly nalezeny. Ve frontální rovině se kromě skupiny tetraplegiků s úrovní míšní léze C6 projeví větší momenty sil směrem do abdukce. Pro všechny skupiny platilo, že hodnoty momentů sil do supinace byly větší. U skupin tetraplegiků dosáhla maxima momentů sil do pronace menších hodnot než u paraplegiků (Gil-Agudo et al., 2010).

V zápěstí se u všech skupin projevil větší moment sil do extenze, ale tetraplegici s úrovní C6 a C7 ukázali nulový moment síly flexorů zápěstí. Ve frontální rovině se u paraplegiků projevil větší moment sil směrem do radiální dukce, stejně jako u tetraplegiků (Gil-Agudo et al., 2010).

3.2 ELEKTROMYOGRAFICKÉ STUDIE

3.2.1 Elektromyografie

Elektromyografie (EMG) je technika analyzující svalovou aktivitu, koordinaci a sílu při pohybu (Pastucha, 2014). Dle Slezákové (2014) EMG zjišťuje akční potenciály vznikající ve svalové tkáni a nervových vláknech, které je možné zachytit jehlovými nebo povrchovými elektrodami přilepenými na kůži. Pro nejpřesnější měření je vhodná integrovaná elektromyografie (IEMG), při které jsou snímány elektrofyziologické potenciály sledovaných svalových skupin v čase a výsledná hodnota značí sumaci těchto potenciálů (Tuček, 2005).

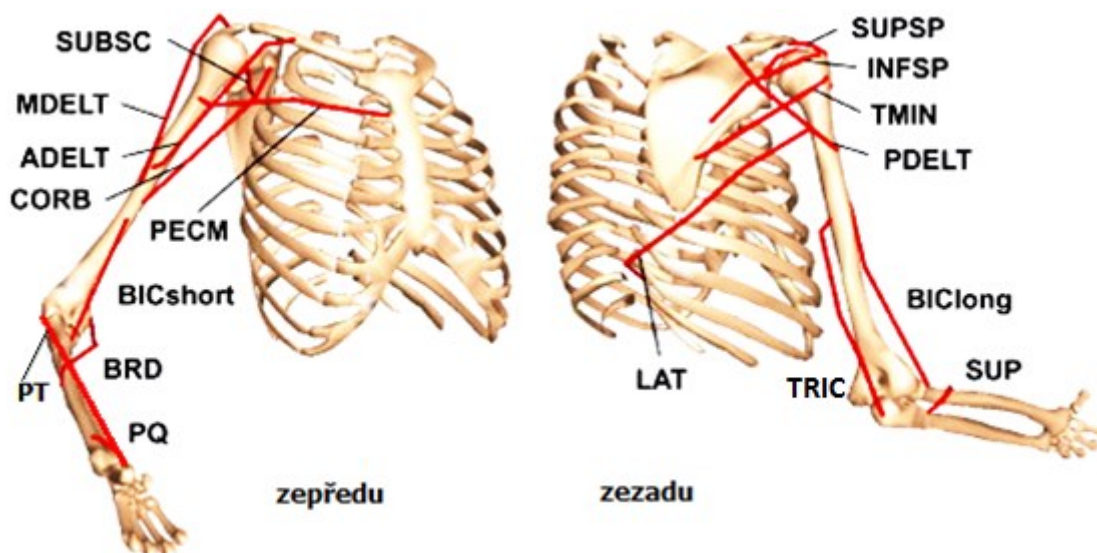
3.2.2 Metodika elektromyografických studií

Tato práce se zabývá kineziologickým rozbohem pohybu HK, proto i EMG studie budou zaměřeny na aktivitu svalů HK během fáze propulze a návratu (Obrázek 10, str. 33). EMG vyšetření nám umožňuje přímo hodnotit aktivitu svalů v průběhu celého cyklu pohybu. Studie byly měřeny pomocí povrchových EMG elektrod.

Slowik et al. (2016) vytvořil studii u 223 paraplegiků za podmínek jízdy s minimální frekvencí, minimální působící silou a při jízdě vlastní technikou.

Mulroy et al. (2004) zpracovali EMG studii, které se zúčastnilo 17 probandů s tetraplegií s NLI C6, 19 tetraplegiků s NLI C7/C8, 17 probandů s nízkou paraplegií a 19 probandů s vysokou paraplegií. Účelem studie bylo určit začátek a konec EMG aktivity a okamžik a velikost maximální intenzity měřených svalů.

Obrázek 10. Začátky a úpony svalů účastnících se propulze (Rankin et al., 2012)



SUBSC = m. subscapularis, MDELTA = střední část m. deltoideus, ADELTA = přední část m. deltoideus, CORB = m. coracobrachialis, PECM = m. pectoralis major, BICshort = krátká hlava m. biceps brachii, BRD = m. brachioradialis, PQ = m. pronator quadratus, SUPSP = m. supraspinatus, INFSP = m. infraspinatus, TMIN = m. teres minor, PDELTA = zadní část m. deltoideus, LAT = m. latissimus dorsi, TRI = m. triceps brachii, BIClong = dlouhá hlava m. biceps brachii, SUP = m. supinator, PT = m. pronator teres

3.2.3 Výsledky elektromyografických studií

Dle Mulroy et al. (2004) se většina svalů aktivovala jen v jedné fázi. Výjimkou byl m. supraspinatus, který byl aktivní v obou fázích u 14 subjektů s paraplegií z celkového počtu 36 paraplegiků a pouze u jednoho tetraplegika z 33. U 47 subjektů byl aktivní pouze v jedné fázi (Mulroy et al., 2004). Oproti tomu Slowik et al. (2016) naměřili aktivitu v obou fázích cyklu u m. latissimus dorsi, m. deltoideus, m. infraspinatus, m. biceps brachii, m. brachioradialis a m. triceps brachii.

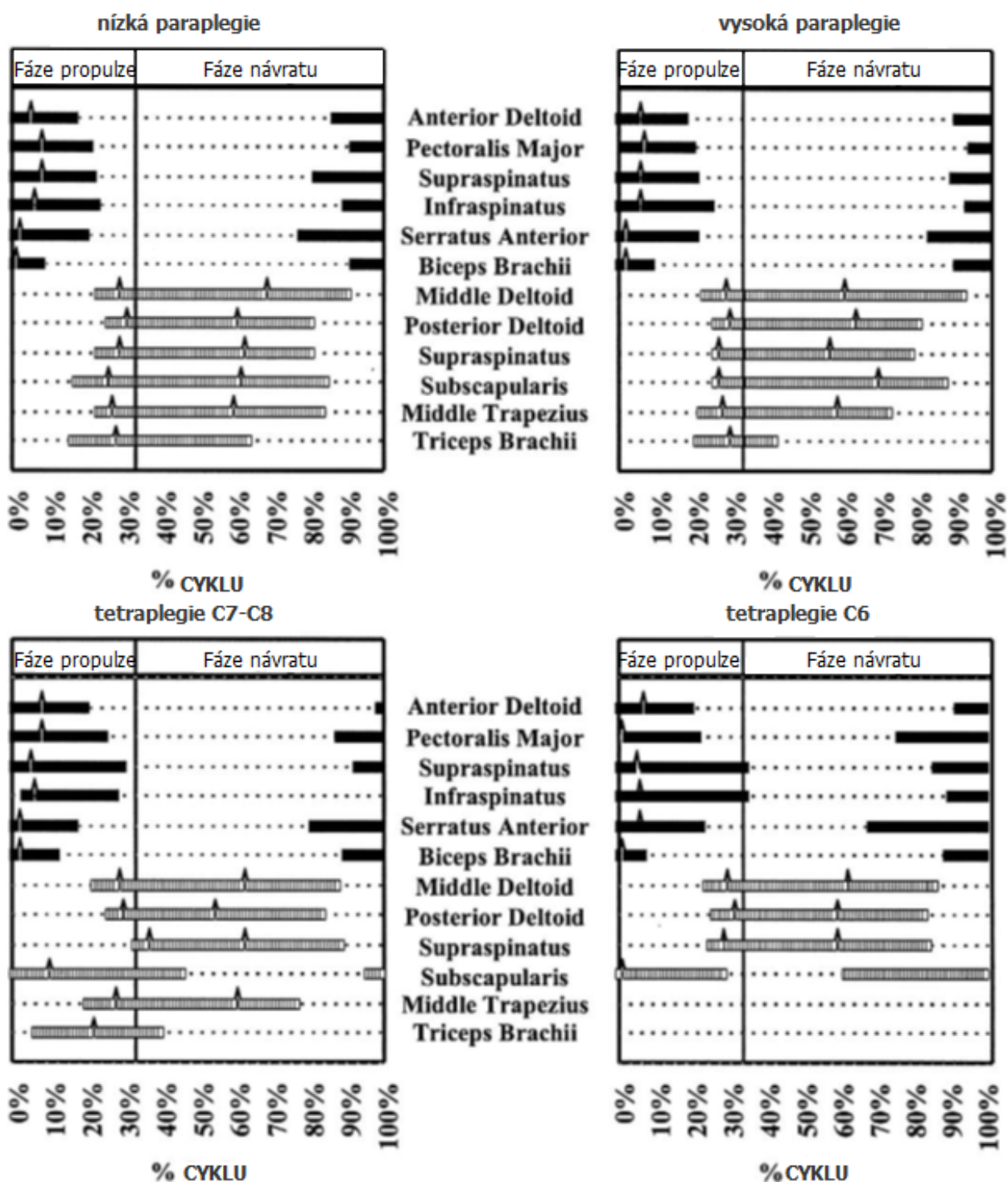
Během propulze projeví největší aktivitu m. coracobrachialis, m. pectoralis major a přední část m. deltoideus (Slowik et al., 2016; Mulroy et al., 2004). Dle Mulroy et al. (2004) se dále podílely na pohybu v této fázi m. supraspinatus, m. infraspinatus, m. serratus anterior a m. biceps brachii. Nástup aktivity těchto svalů se projevil již ke konci fáze návratu a aktivita trvala do časně fáze propulze.

Oproti tomu zadní část m. deltoideus byl aktivní ve fázi návratu (Slowik et al., 2016). Dle Mulroy et al. (2004) se navíc aktivovaly střední a zadní vlákna m. deltoideus, m. supraspinatus, m. subscapularis, m. trapezius a m. triceps brachii. Jejich aktivita začala v pozdní fázi propulze a byla dokončena při přípravě HK na nový cyklus. Většina z nich měla dva vrcholy EMG aktivity (Mulroy et al., 2004).

U probandů s úrovní míšní léze C6 nebyla měřena aktivita m. triceps brachii, jelikož tyto osoby postrádají schopnost aktivity tohoto svalu. U těchto probandů platilo, že nástup i ukončení EMG aktivity nastal u měřených svalů nejpozději a projeví nejnižší medián intenzity. Největší rozdíly v délce trvání a intenzitě EMG aktivity mezi skupinami byly nalezeny u svalů m. pectoralis major a m. infraspinatus (Obrázek 11, str. 35). M. subscapularis u tetraplegiků projevil jen jeden vrchol aktivity, kdežto u paraplegiků měl vrcholy dva a svou aktivitu začal oproti paraplegikům ve fázi propulze, přičemž u tetraplegiků s vyšší míšní léze C6 nejdříve (Mulroy et al., 2004).

U probandů s úrovní míšní léze C7/C8 začal m. triceps brachii svou aktivitu dříve, vrchol EMG aktivity a medián intenzity byly vyšší než u paraplegiků. Pro všechny svaly, na kterých probíhalo měření, kromě m. subscapularis, EMG aktivita začala a byla ukončena dříve a měla vyšší intenzitu (Mulroy et al., 2004).

Obrázek 11. Načasování, nástup a ukončení EMG aktivity svalů ve fázi propulze a návratu (Mulroy et al., 2004)



Načasování a trvání EMG aktivity svalů u ve fázi propulze (plné pruhy) a ve fázi návratu (čárkované pruhy) popsané jako procento cyklu. Značky na pružích znamenají vrchol EMG aktivity.

3.3 KINEMATICKÉ STUDIE

3.3.1 Kinematika

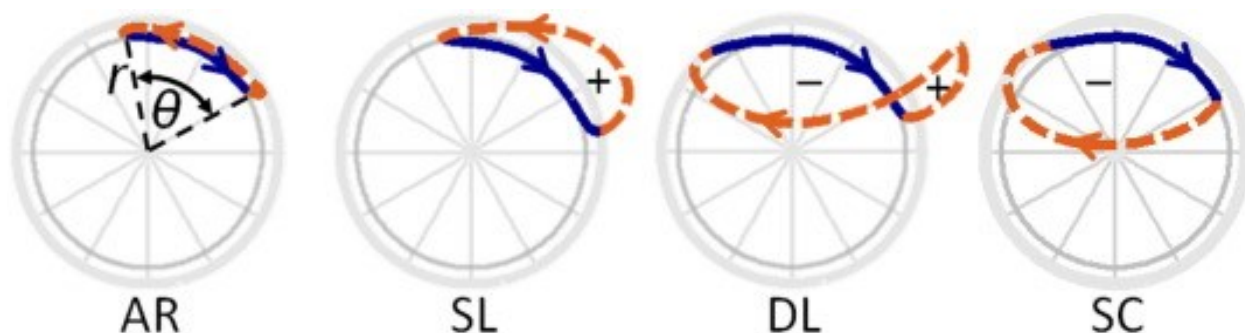
Dle Dylevského (2007) je kinematika část mechaniky zabývající se popisem různých druhů pohybu. Mezi techniky k vytvoření kinematické studie patří goniometrie měřící úhly v kloubu, akcelerometrie měřící rychlost a zrychlení pohybu a video analýza, která zaznamenává pohyb pomocí videokamer. (Pastucha, 2014). Kinematika pracuje s veličinami dráha, rychlost a zrychlení. V případě cyklického pohybu se přidává veličina frekvence.

Rychlost je změna dráhy v čase (m/s). Mulroy et al. (2004) zaznamenal, že s klesající úrovní NLI se zvětšovala rychlost jízdy. Kulig et al. (2001) toto tvrzení potvrdil, když naměřil u probandů s úrovní míšni léze C6 rychlost 47 m/min, poloviční rychlost než u paraplegiků.

Frekvence je definována počtem záběrů za minutu. Tato proměnná se dle Mulroy et al. (2004) dle výše NLI nemění. Avšak Requejo et al. (2015) sledovali při vyšších rychlostech vyšší frekvenci propulze. To by znamenalo, že čím nižší je NLI, tím vyšší je frekvence.

Dráha je délka pohybu hmotného bodu, v našem případě ruky na hnací obruči. Směr dráhy popisuje trajektorie. Trajektorie pohybu ve fázi propulze je dána podle směru pohybu hnací obruče, jelikož jde o pohyb v uzavřeném kinematickém řetězci. Trajektorie pohybu ve fázi návratu může být různá, jelikož HK vykonává pohyb v otevřeném kinematickém řetězci. Tuto dráhu popisují vzorce propulze. (Kračmar, Chrástková, Bačáková, 2016). Existují celkem 4 vzorce: obloukovitý, s jednoduchou smyčkou, s dvojitou smyčkou a půlkruhový (Obrázek 12, str. 36). (Boninger et al., 2002)

Obrázek 12. Vzorce propulze (Slowik, 2015)



Vzorce propulze jsou obloukovitý - arcuate (AR), s jednoduchou smyčkou – single loop (SL), s dvojitou smyčkou – double loop (DL) a půlkruhový - semicircular (SC). Plná čára označuje fázi propulze, zatímco přerušovaná čára značí fázi návratu. Je zde také popsán poloměr hnací obruče (r) a úhel propulze (θ).

3.3.2 Metodika kinematických studií

Studie, které se zabývají trajektorií pohybu ruky ve fázi návratu, vytvořili autoři Raina et al. (2012) u 26 paraplegiků pomocí videokamer. Na probandech s různou výškou míšní léze vytvořili studii Boninger et al. (2002). Další studii se stejným zaměřením vytvořili Kwarciak et al. (2012) u probandů s paraplegií, s tetraplegií s úrovní SCI C6 až C7, se spina bifida a s míšním lipomem.

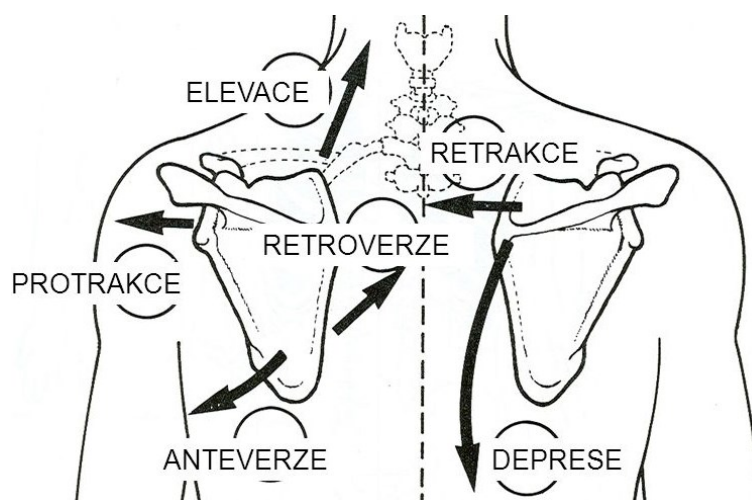
Dále byly zpracovány studie, které popisují pohyby jednotlivých segmentů HK podle úrovní míšní léze. Autoři těchto kinematických studií využívali především videokamery analyzujících pohyb reflektivních markerů umístěných na trupu a paži.

Morrow et al. (2011) zpracovali studii, ve které provedli analýzu pohybu lopatky u probandů s paraplegií při jízdě na vozíku po rovině a při jízdě vzhůru po nakloněné rovině s úhlem 30°. Studie se zúčastnilo 11 probandů s paraplegií NLI T4 až L1 a jeden proband se spina bifida.

Raina et al. (2012) vytvořili studii, jejímž cílem bylo zanalyzovat pohyb lopatky při jízdě po rovině u 11 mužů s paraplegií s úrovní míšní léze T1-T10 a u 7 mužů s tetraplegií s úrovněmi míšní léze C6 až C8. Probandi s paraplegií stoupali po nakloněné rovině pod úhlem 8°, kdežto probandi s tetraplegií pod úhlem 4°.

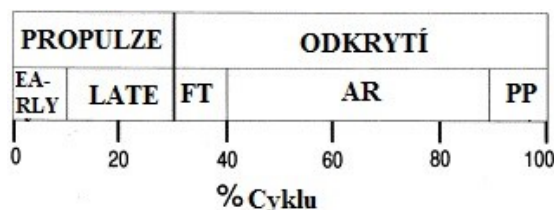
Pro lepší porozumnění popisu pohybu lopatky slouží Obrázek 14. (str. 37).

Obrázek 13. Pohyby lopatky (Novotná, 2008)



Rozborem pohybu celé paže se zabývá studie, kterou vytvořili Newsam et al. (1999) u skupin probandů s paraplegií a tetraplegií. Celý cyklus pohybu rozdělili na 5 podfází (Obrázek 13, str. 38). Fází propulze tvořila časná podfáze – early a pozdní podfáze – late a jejich mezníkem byla poloha ruky na vrcholu hnací obruče. Fáze návratu byla rozdělena na podfáze dokončení – follow thru (FT), fázi návratu ruky – arm return (AR) a na přípravu na propulzi – push preparation (PP).

Obrázek 14. Načasování fáze propulze a fáze návratu (Newsam et al., 1999)



Veeger et al. (1999) vytvořili studii, ve které popsali kinematickou analýzu pohybu zápěstí a prstů během fáze propulze u skupiny probandů s paraplegií a u zdravé kontrolní skupiny.

3.3.3 Výsledky kinematických studií

Při sledování pohybu ruky ve fázi návratu došli Richter et al. (2006) k výsledku, že nejvíce účastníků použilo obloukovitý vzorec a nikdo z účastníků nepoužil půlkruhový vzorec. Při jízdě do kopce měli účastníci tendenci ke změně vzorce. Podle studie změnilo 73 % probandů při převýšení 6° původní vzorec za vzorec obloukovitý, který vyžaduje nejmenší nároky na zátěž (Richter et al., 2006).

Boninger et al. (2012) vyzorovali rozdíly mezi jednotlivými vzorci ve frekvenci a době trvání propulze. Nejnížší frekvenci měl vzorec s dvojitou smyčkou a nejdelší čas propulze měl vzorec půlkruhový.

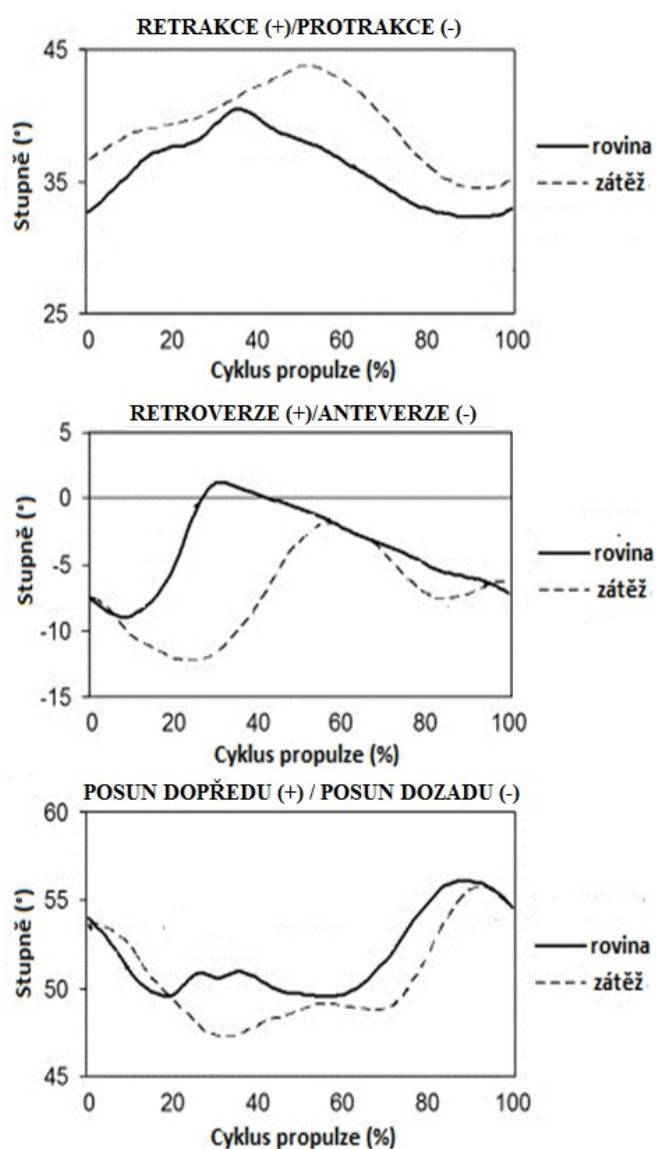
Ve studii, kterou vytvořili Kwarciak et al. (2012) byly použity všechny vzorce propulze s převahou vzorce s dvojitou smyčkou. Tento vzorec měl nejmenší frekvenci, největší kontaktní úhel a nejvyšší hodnoty působících sil. Naopak nejméně probandů použilo vzorec půlkruhový, který měl nejnižší působící síly, ale i účinnost. Vzorec s jednoduchou smyčkou měl nejvyšší IEMG ramene a celkové IEMG. Vzorec s dvojitou smyčkou a obloukovitý vzorec požadovaly nejnižší celkové IEMG a IEMG lokte půlkruhového vzorce bylo o 35 až 54 % vyšší než u ostatních vzorců (Tabulka 1, str. 38) (Kwarciak et al., 2012).

Tabulka 1. Hodnoty proměnných vzhledem k typu vzorců propulze (Kwarciak et al. 2012)

Vzorec	obloukovitý	s jednoduchou smyčkou	s dvojitou smyčkou	Půlkruhový
Počet probandů	2	6	15	1
Frekvence	55,04	52,17	45,17	51,28
Vrchol sil	54,87	58,11	60,65	54,8
Kontaktní úhel (°)	74,48	77,74	90,32	86,73
IEMG ramene	8,96	10,13	8,33	8,85
IEMG lokte	1,35	1,36	1,54	2,08
IEMG zápěstí	1,97	2,38	2,36	2,67
IEMG celkem	12,29	13,87	12,24	13,59

U paraplegických probandů byla lopatka v retrakci v celém cyklu s minimem 33° až 37° na začátku fáze propulze a maximem 40° až 44° v okamžiku uvolnění ruky z obruče. Mírná antevertze 1° se projevila ve chvíli uvolnění ruky z obruče a maxima dosáhla uprostřed fáze propulze s úhly 9° až 13°. Při jízdě po nakloněné rovině byla lopatka více v retroverzi (viz Obrázek 15, str. 40) (Morrow et al., 2011). Raina et al. (2012) došli ke stejným výsledkům jako Morrow et al. (2011), ale navíc tvrdí, že se ve větší zátěži projevila větší posun vpřed a menší retrakce lopatky. Raina et al. (2012) popsali dva pohybové stereotypy lopatky. V asynchronním koordinačním vzoru byla lopatka posunuta nejdříve do antevertze a poté dozadu s minimální retroverzí. Tento vzor se objevil především u paraplegiků. Ve druhém, synchronním koordinačním vzoru, proběhly pohyby současně a vzor se objevil především u probandů s tetraplegií (Obrázek 14, str. 39). Druhý pohybový stereotyp je častěji pozorován v zátěži. (Raina et al., 2012).

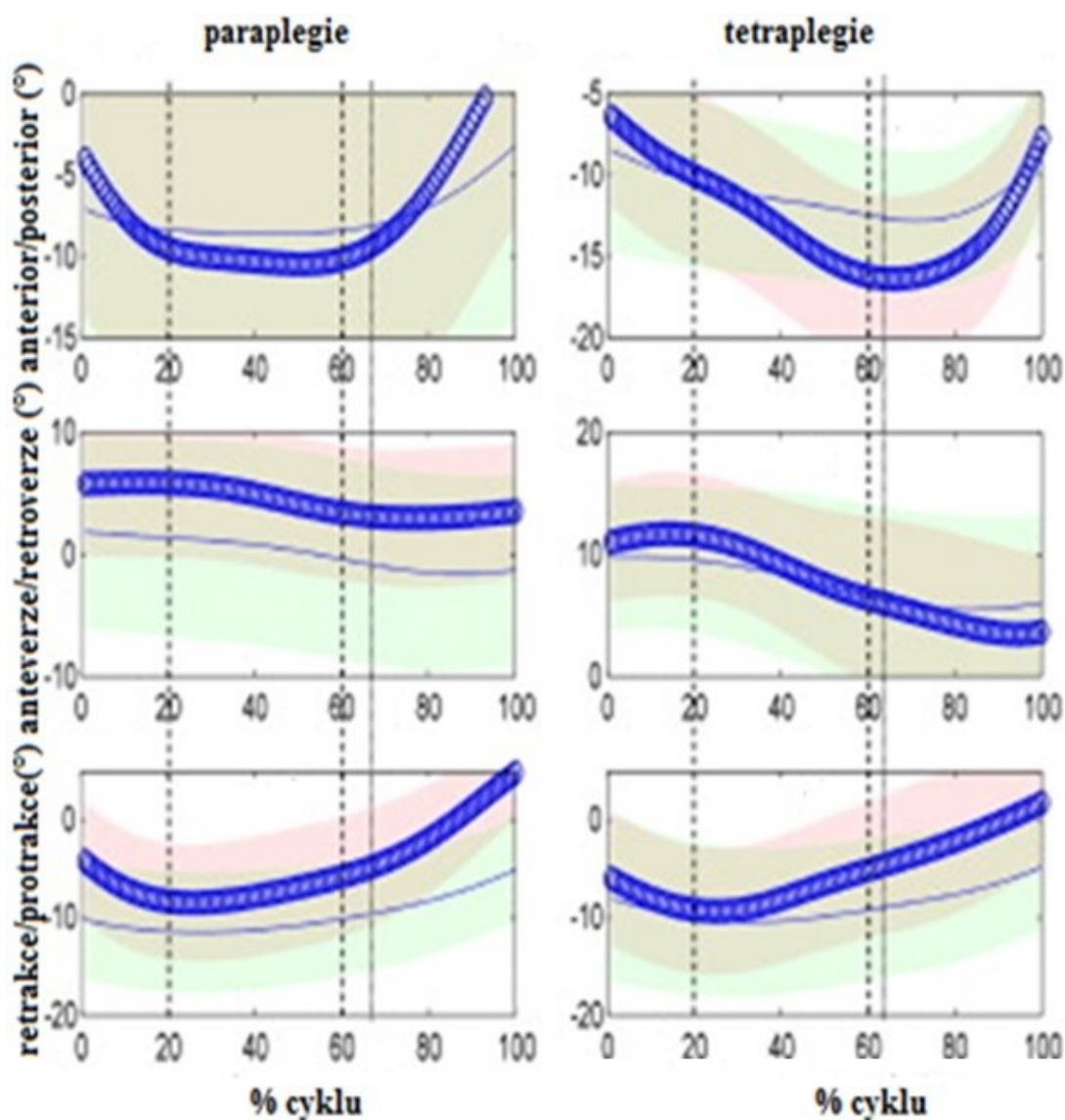
Obrázek 15. Kinematika lopatky při jízdě po rovině a při jízdě s převýšením (Morrow et al., 2011)



Popis úhlových změn lopatky v čase jednoho cyklu ve třech rovinách při jízdě po rovině (plná čára) a v zátěži s převýšením (přerušovaná čára) u paraplegiků.

U všech sledovaných osob s tetraplegií se lopatka pohybovala směrem do retrakce, ale pohyby ve frontální rovině byly různé. U poloviny tetraplegiků se dolní úhel lopatky rotoval směrem do antevertze, u ostatních do retrovertze. Při větší zátěži byl předveden větší rozsah pohybu a rychlejší změna polohy směrem dopředu a do protrakce. Tato změna byla u těchto osob rychlejší než u paraplegiků (Raina et al., 2012).

Obrázek 16. Pohyb lopatky ve všech směrech při jízdě na vozíku (Raina et al., 2012)



Pohyby lopatky během cyklu u osob s paraplegií (první sloupec) a u osob s tetraplegií (druhý sloupec). Tlustá čára představuje jízdu na vozíku s převýšením a tenká čára zobrazuje jízdu na vozíku po rovině. Vertikální přerušované čáry značí 20 % a 60 % cyklu a vertikální plná čára představuje bod maximálního působení sil.

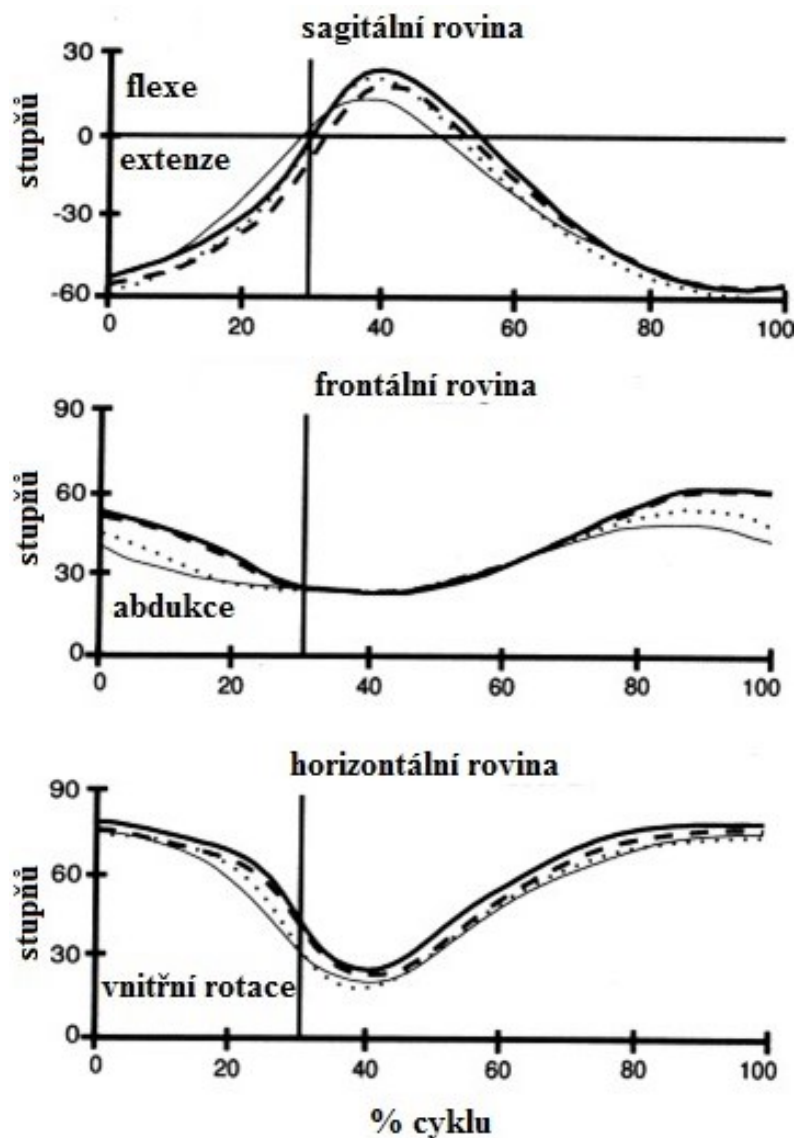
Propulze začala polohou HKK vzadu na hnacích obručích s úhlem extenze 54° až 58°. Humerus se poté pohyboval do flexe až do začátku fáze návratu, kde dosáhl maximálního úhlu 13° až 22°. U paraplegiků se objevil ve 40,3 % cyklu, což bylo později než u skupin tetraplegiků (Newsam et al., 1999). Na konci fáze návratu se objevil vrchol extenze s úhlem 57°. Ramenní kloub celou dobu v abdukci. Na začátku fáze

propulze dosahovala abdukce HK úhlu 55°. Během fáze propulze se úhel abdukce zvětšoval do pozice ruky na vrcholu obruče a opět nastal pokles úhlu. Mezi fázemi propulze a návratu se projevil nejnižší úhel abdukce 21° a poté opět rostl. Paže se nacházela celou dobu ve vnitřní rotaci s maximem 75° až 81° dosaženým na začátku kontaktu a s minimem 21° na počátku fáze návratu (Newsam et al., 1999). Starší účastníci předvedli menší rotaci a flexi ramene (Requejo, 2015).

U probandů s míšní lézí C6 bylo rameno na začátku fáze propulze v extenzi s úhly 54° až 58°, potom se pohybovalo do flexe a maximum, které bylo nižší než u paraplegiků, bylo dosaženo dříve než u ostatních skupin, ve 36,1 % cyklu (Newsam et al., 1999). Kulig et al. (2001) pozorovali stejné pohyby. Dle něho nastal vrchol extenze v 10 % až 15 % cyklu a vrchol flexe později, ve 40 % cyklu. Abdukce v rameni dosáhla u těchto osob na začátku fáze propulze úhlu 45°, menšího než u paraplegiků a dále se zvětšovala do pozice „12 hodin“. Potom začala paže klesat, na konci fáze návratu dosah a na začátku fáze návratu dosahovala úhlu 22°. Ve fázi návratu se poté opět abdukovala, až na konci fáze návratu dosáhla maximálního úhlu 49,5°, opět menšího než u paraplegiků. (Newsam et al., 1999). V celém cyklu přetrvávala vnitřní rotace ramene s maximem mezi 75° a 81° v 5 až 10 % cyklu na začátku propulze a s minimem 21° na začátku fáze návratu. (Newsam et al., 1999; Kulig et al., 2001).

U skupiny tetraplegických pacientů s úrovní míšní léze C7 byly pohyby v rameni v sagitální rovině stejné jako u skupiny tetraplegiků s úrovní míšní léze C6, ale vrchol flexe v rameni byl dosažen později, v 38,4 % cyklu. (Kulig et al., 2001). Ve frontální rovině byly pozorovány stejné pohyby jako u předešlých skupin, ale na rozdíl od skupiny s míšní lézí NLI C6 dosahovala abdukce větších úhlů. Pohyby do rotace se od předešlých skupin nelišily (Obrázek 16., str. 42) (Newsam et al., 1999).

Obrázek 17. Kinematika ramene v průběhu cyklu podle úrovní míšní léze (Newsam et al., 1999)



Svislá čára značí mezník mezi fází propulze a fází návratu (32 % cyklu). Tlustá plná čára znázorňuje skupinu s nízkou paraplegií; přerušovaná čára znázorňuje skupinu s vysokou paraplegií; tečkovaná čára znázorňuje skupinu s tetraplegií C7 a tenká plná čára znázorňuje skupinu s tetraplegií C6.

Loket byl u probandů s paraplegií v celém cyklu flektován. Počáteční úhel flexe byl 59° až 66° a dále rostl do pozice „12 hodin“ a maximální úhel měl velikost 77°. Poté se úhel zmenšoval a minima 31° až 38° dosáhl na začátku fáze návratu. Ke konci fáze návratu následovala extenze. U jednoho paraplegika se projevil vrchol flexe lokte mezi časnou a pozdní fází propulze. U zbylé většiny se však vrchol flexe lokte objevil v časně fázi propulze (Newsam et al., 1999).

Předloktí se na začátku propulze nacházelo v pronaci v úhlu 120° a poté se tento úhel zmenšoval, až dosáhl na začátku fáze návratu minima s úhly 86° až 90°. Dosažené úhly byly u skupin paraplegiků větší než u skupin tetraplegiků. Průměrné úhly pronace byly největší u skupiny s vysokou paraplegií (Newsam et al., 1999).

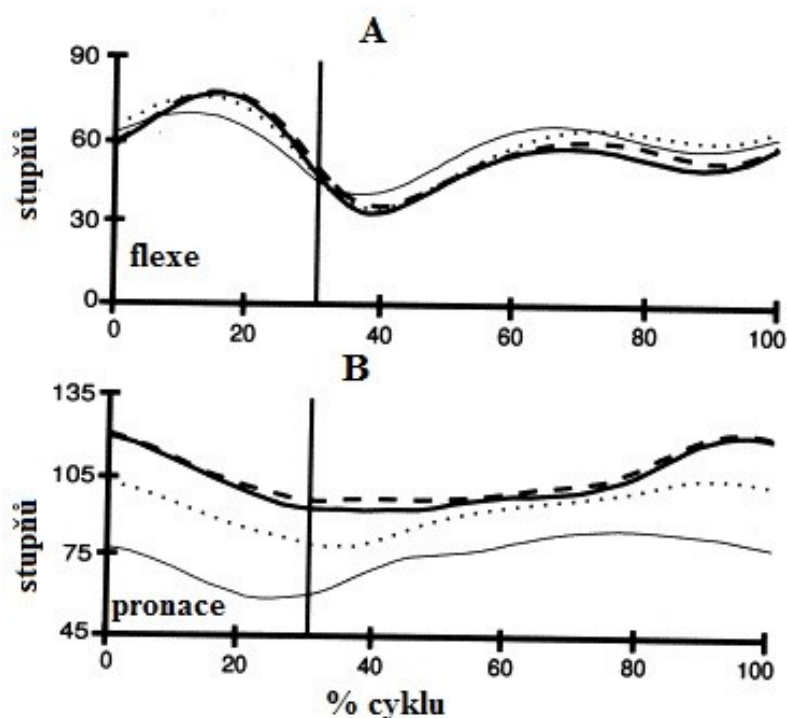
Pohyb lokte do flexe se dle Newsam et al. (1999) u skupin tetraplegiků a paraplegiků shodovaly. U skupiny s úrovní míšní léze C6 bylo dosaženo maximum flexe u poloviny mezi časnou a pozdní fází propulze, zatímco u druhé poloviny se projevil uprostřed fáze návratu.

U skupiny tetraplegiků s úrovní míšní léze C6 pronace přetrvávala v celém cyklu. Úhly, které dosahovala, byly v porovnání se skupinami paraplegiků a tetraplegiků s úrovní míšní léze C7 značně menší a maximální úhel pronace byl dosažen z vyšetřovaných skupin nejdříve, průměrně v 74,3 % cyklu. (Newsam et al., 1999).

U tetraplegiků s úrovní míšní léze C7 byl při počátečním kontaktu ruky s obručí dosažen největší úhel flexe v porovnání se skupinou paraplegiků a tetraplegiků NLI C6. U 4 z 16 tetraplegiků s NLI C7 bylo maximum flexe dosaženo ve fázi návratu (Newsam et al., 1999). Dle Gil Agudo et al. (2010) se u skupiny tetraplegiků s úrovní míšní léze C7 pohyby v lokti v sagitální rovině podobaly pohybovému stereotypu lokte paraplegiků.

Maximum pronace bylo u této skupiny větší než u tetraplegiků s vyšší úrovní míšní léze, ale nižší než u paraplegiků a nastalo později než u osob s vyšší míšní lézí (Obrázek 17., str. 43) (Newsam et al., 1999).

Obrázek 18. Pohyby v lokti v průběhu cyklu podle úrovně míšní léze (Newsam et al., 1999)

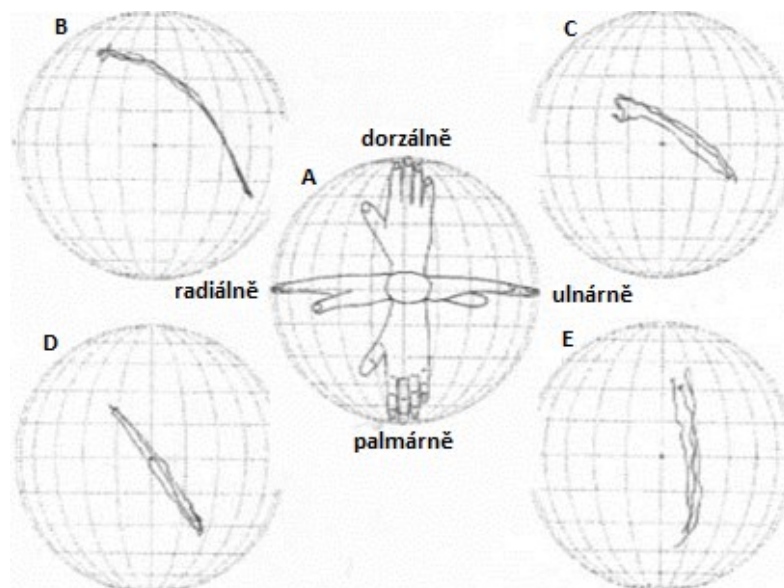


Pohyby v lokti do flexe (A) a pohyby předloktí do pronace (B). Svislá čára značí mezník mezi fází propulze a fází návratu (32 % cyklu). Tlustá plná čára znázorňuje skupinu s nízkou paraplegií; přerušovaná čára znázorňuje skupinu s vysokou paraplegií; tečkovaná čára znázorňuje skupinu s tetraplegií C7 a tenká plná čára znázorňuje skupinu s tetraplegií C6.

U všech vyšetřovaných skupin bylo zápěstí na začátku fáze propulze v extenzi. U paraplegiků se poté úhel extenze snižoval, až do konce fáze propulze kdy nastalo maximum flexe 10° až 18° . Na začátku fáze návratu se zápěstí rychle vrátilo do extenze a maxima dosáhlo na konci fáze návratu (Obrázek 19., str. 45) (Newsam et al., 1999).

Při počátečním kontaktu bylo zápěstí v radiální dukci 7° (Newsam et al., 1999). Maxima bylo dle Veeger et al. (1999) dosaženo při počátečním kontaktu ruky s hnací obručí a při uvolnění ruky se značnými individuálními variacemi (Obrázek 18., str. 45). Zápěstí se poté pohybovalo do ulnární dukce (Newsam et al., 1999; Veeger et al. 1999). Na začátku fáze návratu bylo dosaženo maximum ulnární dukce s úhlem 28° (Newsam et al., 1999).

Obrázek 19. Trajektorie pohybu zápěstí během fáze propulze (Veeger et al., 1998)

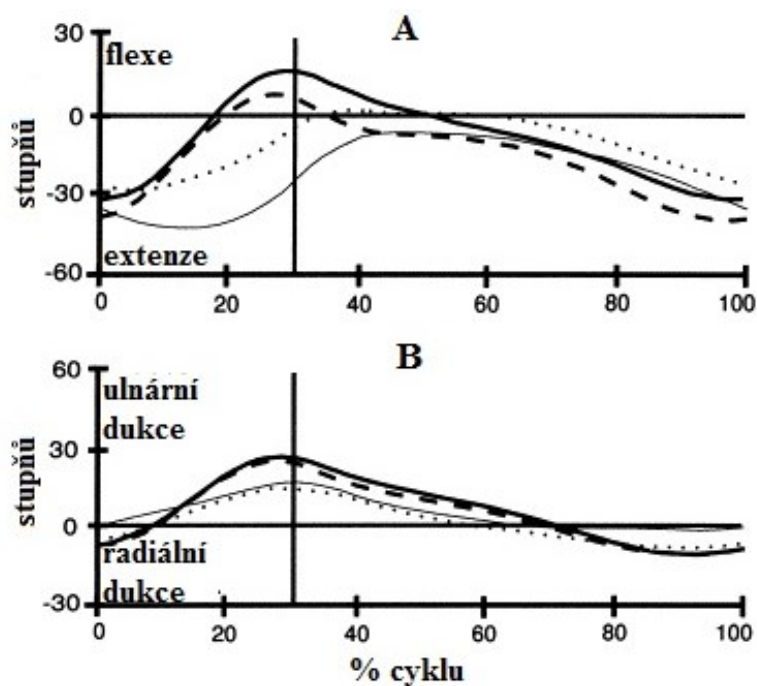


A představuje směr pohybu. B, C, a D jsou vzorce u paraplegiků a E u kontrolní skupiny; vnější kruh představuje 90° .

U skupiny tetraplegiků s úrovní míšní léze C6 přetrvávala extenze zápěstí během celého cyklu. Na rozdíl od skupin s míšní lézí níže u této skupiny po počátečním kontaktu ruky s hnací obručí úhel extenze rostl až do pozice ruky na vrcholu obruče, kde dosáhl maximálního úhlu 43° . Poté opět došlo k poklesu a v první polovině fáze návratu byl úhel extenze nejnižší, dále pak rostl. Zápěstí bylo ve směru do dukce drženo v neutrálním postavení (Newsam et al., 1999).

Pohyb zápěstí v sagitální rovině u probandů s míšní lézí C7 byl stejný jako u tetraplegiků s úrovní míšní léze C6, ale bylo dosaženo většího úhlu flexe. Na začátku fáze propulze bylo dosaženo největšího úhlu radiální dukce (Veeger et al., 1998; Newsam et al., 1999). Ta dosahovala dle Newsam et al. (1999) velikosti úhlu 7° . Během fáze propulze zápěstí přešlo do ulnární dukce s maximálním úhlem 28° na konci fáze propulze. (Newsam et al., 1999).

Obrázek 20. Pohyby v zápěstí v průběhu cyklu podle úrovně míšňí léze (Newsam, 1999)



Pohyby v zápěstí do flexe/extenze (A) a do ulnářní/radiální dukce (B). Svislá čára značí mezník mezi fází propulze a fází návratu (32 % cyklu). Tlustá plná čára znázorňuje skupinu s nízkou paraplegií; přerušovaná čára znázorňuje skupinu s vysokou paraplegií; tečkovaná čára znázorňuje skupinu s tetraplegií C7 a tenká plná čára znázorňuje skupinu s tetraplegií C6.

Ke strategii pohybu HK u pacientů s míšňí lézí C8 se autoři nevyjadřují.

4 DISKUZE

Cílem této kapitoly je shrnout poznatky z publikovaných studií a rozčlenit jejich výsledky dle výšky míšňí léze.

OSOBY S ÚROVNÍ MÍŠŇÍ LÉZE C5

U osob s NLI C5 nebyly nalezeny žádné studie analyzující kineziologii paže při jízdě na mechanickém vozíku. Myslím si, že důvodem je malý počet osob s NLI C5, které jsou schopné ovládat mechanický vozík ve všech podmínkách. Dle Martina a Kesslera (2015) jsou tyto pacienti schopni krátkodobé jízdy po rovném povrchu, nikoli však v terénu. Dle mého názoru si vzhledem k financím raději pořídí elektrický vozík či mechanický vozík s elektrickou dopomocí PAPA W, které jim umožní dopravit se kamkoli. Avšak dle názorů několika anonymních osob s míšňí lézí a fyzioterapeutů, existují pacienti s NLI C5, kteří mechanický vozík používají.

Důkazem je následující fotodokumentace pacienta s nekompletní míšňí lézí C5 ve fázi propulze (Obrázek 21., str. 46) a ve fázi návratu (Obrázek 22., str. 47). Nekompletní míšňí léze se v tomto případě liší především parézou extenzorů zápěstí, díky nimž má pacient provedenou tenodézu na ruce a tím umožněný úchop. Tento pacient má svého osobního asistenta, který mu pomáhá při jízdě do vrchu, při překonávání překážek a při činnostech ADL.

Obrázek 21. Pacient s kompletní míšňí lézí v úrovni C5 ve fázi propulze



Obrázek 22. Pacient s kompletní míšní lézí v úrovni C5 ve fázi návratu



Zadní náprava vozíku je nastavena před středem ramenního kloubu pro zvětšení úhlu počátečního kontaktu a tím dosažení větší účinnosti jízdy na vozíku.

Při pohledu zezadu je patrná nestabilita lopatky s motorickým obrazem scapula alata. Je to způsobeno pravděpodobně parézou m. serratus anterior a mm. rhomboidei.

Rameno je drženo v protrakci, a to především v druhé polovině fáze propulze. Dle mého názoru to může být mechanismus kompenzace, kdy je ruka tímto způsobem schopná vytvořit větší úhel uvolnění ruky. S tím koreluje výsledek studie, kterou vytvořili Gil-Agudo et al. (2010), že u tetraplegiků s úrovní míšní léze C6 se projevil největší moment síly flexorů ramene. Z pohledu zezadu je na HKK patrný velký moment síly do addukce. Kinematika pohybu ramene ve frontální a horizontální rovině se od popsanych studií příliš neliší. Abdukce a vnitřní rotace v rameni dosahují svého maxima v poloze ruky na vrcholu hnací obruče.

Funkce plegického m. triceps brachii je nahrazena flexory lokte a ramene. Na fotografii je důkazem patrná flexe lokte v průběhu celé fáze propulze.

Aktivní úchop pacienta není možný díky plegii svalů ruky a zápěstí. Pasivní úchop je umožněn díky upravené hnací obruči s protiskluzovou úpravou, která zvětšuje třecí sílu mezi rukou a hnací obručí.

Pacient použil obloukovitý vzorec propulze, který je dle Kwarciak et al. (2012) neekonomičtější a IEMG

lokte i zápěstí je nejmenší.

OSOBY S ÚROVNÍ MÍŠNÍ LÉZE C6

Osoby s míšní lézí v úrovni C6 a C7 byly v zahraničních studiích nejčastěji vyšetřovány, proto u těchto osob uvádíme nejvíce poznatků. Informace jsou rozděleny podle jednotlivých segmentů paže.

M. trapezius, jehož funkcí je retrakce a retroverze lopatky, je v této úrovni již intaktní oproti paretickému m. serratus anterior. To by mohlo znamenat, že při zvýšené poptávce svalového napětí v zátěži je lopatka stažena do retrakce. Rotace dolního úhlu lopatky je způsobena pravděpodobně poruchou souhry stabilizátorů lopatky, kdy ji intaktní m. levator scapulae přetočí spodním úhlem laterálně kvůli chybějící spolupráci s paretickým mm. rhomboidei.

V rameni byl vyvolán podle Gil-agudo et al. (2010) největší moment síly směrem do flexe ze skupin účastníků se studií, ale vrchol momentu síly do extenze byl nižší než u osob s nižšími NLI. Kulig et al. (2001) naproti tomu došli k výsledku, že pacienti s NLI C6 mají vrchol momentů sil v obou směrech nejnižší, což ostatním autorům protiřečí. To mohlo být způsobeno převažující aktivitou flexorů oproti extenzorům, které jsou však stále paretické. Rameno dosáhlo maximálního úhlu flexe o něco dříve než u skupin s nižší úrovní míšní léze (Newsam et al., 1999). To by mohlo být odůvodněno tím, že aktivita flexorů ramene je v této úrovni výraznější.

Vrchol momentu síly do addukce nastal s velmi nízkou hodnotou ještě ve fázi propulze a na začátku fáze návratu rostl moment síly do abdukce a následně po 65 % cyklu pohyb pokračoval stejně jako u ostatních skupin (Kulig et al., 2001). Oproti tomu Gil-Agudo et al. (2010) pozoroval u skupin tetraplegiků větší moment síly směrem do addukce než u skupiny tetraplegiků s úrovní míšní léze C7 a paraplegiků. Dle mého názoru byl addukční moment síly nutný k nahrazení aktivního úchopu, který není možný. Paréza adduktorů ramene a však nedovoluje vyvolat velké momenty sil do addukce.

Moment síly směrem do zevní rotace dosahoval vyšších hodnot než směr působení do vnitřní rotace (Gil-Agudo et al., 2010). S tím nesouhlasí Kulig et al. (2001), který tvrdí, že tito probandi měli větší moment síly směrem do vnitřní rotace s hodnotou větší než u probandů s míšní lézí C7. Mulroy et al. (2004) tvrdí, že paretický vnitřní rotátor m. subscapularis projevil pouze jeden vrchol EMG aktivity oproti paraplegikům s dvěma vrcholy EMG aktivity. Spolu s m. subscapularis se na vnitřní rotaci podílejí i horních vlákna m. pectoralis major, který prokázal nejnižší medián intenzity potvrzující parézu, ale jeho aktivita trvala déle než u nižších lézí. To by hovořilo spíše pro výsledek studie Gil-Agudo et al. (2010), neboť zevní rotátory byly pouze paretické, ne plegické.

V lokti působila větší flekční síla než u skupin paraplegiků, ale menší než u skupiny s úrovní míšní léze C7 (Gil-agudo et al., 2010, Kulig et al., 2001). Důvodem mohla být paréza flexorů lokte. Maximální úhel flexe byl u poloviny těchto osob dosažen v pozici „12 hodin“, u druhé poloviny uprostřed fáze návratu (Newsam et al., 1999). Výsledky byly pravděpodobně ovlivněny použitím různých vzorců propulze.

Předloktí bylo na začátku fáze propulze v pronaci, jejíž úhel se v průběhu cyklu snižoval a minima dosáhl na začátku fáze návratu. Maximální úhel pronace byl nejnižší a byl dosažen nejdříve z vyšetřovaných skupin (Newsam et al., 1999). Dle mého názoru byla příčinou menšího úhlu plegie m. pronator quadratus a paréza m. pronator teres.

Zápěstí bylo na začátku fáze propulze ve flexi. Poté úhel flexe rostl do pozice ruky na vrcholu obruče a byl největší ze všech vyšetřovaných skupin. Dále úhel flexe klesal až do konce fáze propulze, kdy bylo dosaženo extenze zápěstí. Ve fázi návratu došlo opět k flexi (Kulig et al., 2001).

Zápěstí bylo dle Newsam et al. (1999) na rozdíl od pacientů s vyššími NLI, drženo v neutrálním postavení. To by mohlo být způsobeno parézou m. extensor carpi radialis longus et brevis, které drží zápěstí společně proti gravitaci v neutrálním postavení. M. extensor carpi ulnaris nemůže zápěstí přetáhnout do ulnární dukce, protože jeho inervace je z nižších segmentů.

Následující fotodokumentace zaznamenává pacienta s nekompletní míšní lézí v úrovni C6 ve fázi propulze (Obrázek 22., str. 50) a ve fázi návratu (Obrázek 23., str. 51). Motorický obraz nekompletní míšní léze se liší od léze kompletní tím, že na DKK lze najít částečně zachovalý m. quadriceps femoris se svalovou silou stupně 2 a jsou též umožněny pohyby v kotníku a při pohybu HKK lze pozorovat asymetrie. Proto bude v následujícím textu analyzován především pohyb pravé HK, která je dle pacientova subjektivního pocitu i objektivního vyšetření horší a kromě parézy m. triceps brachii, který dosahuje svalové síly 1, odpovídá NLI C6.

Obrázek 23. Pacient s nekompletní míšní lézí C6 ve fázi propulze.



Obrázek 24. Pacient s nekompletní míšní lézí C6 ve fázi návratu.



Zadní náprava je nastavena před ramenním kloubem.

Na lopatce je stále patrná paréza stabilizátorů, ale v porovnání s předešlým pacientem lze říci, že je již stabilnější. Při pohledu zezadu je však patrná mírná protrakce a retroverze lopatky.

Ramenní kloub se nenachází v protrakci, neboť je funkce flexorů ramene podpořena flexí trupu, čímž umožňuje vyvolat větší sílu směrem dopředu. Abdukce přetrvává v celém cyklu, ale již se její úhel výrazně nemění. To by mohlo znamenat menší addukční síly a větší síly směrem do flexe.

Loket opět nedosáhl plné extenze. Důvodem byla jeho paréza. Předloktí bylo celou dobu v pronaci s malým úhlem. Stejně ji popisují Newsam et al. (1999).

Zápěstí bylo v celém průběhu pohybu v mírné extenzi a především v neutrálním postavení. Pouze na konci fáze propulze je patrná mírná ulnární dukce, která je popisována až u skupin s NLI C7. To je možná způsobeno tím, že se jedná o lézi nekompletní.

Při pohledu z boku se projevil větší úhel uvolnění ruky. Dle mého názoru byla důvodem zachovalá funkce m. triceps brachii. Pacient představil stejně jako pacient s míšní lézí v úrovni C5 obloukovitý vzorec propulze, který je dle Kwarciak et al. (2012) neekonomičtější.

OSOBY S ÚROVNÍ MÍŠNÍ LÉZE C7

Skupina s tetraplegickými pacienty s úrovní míšní léze C7 byla druhou nejčastěji vyšetřovanou skupinou. Pohyby v rameni v sagitální rovině byly stejné jako u skupiny tetraplegiků s úrovní míšní lézí C6, ale vrchol flexe v rameni byl dosažen později. (Kulig et al., 2001). Dle díky plně zachovalým flexorům ramene byla hodnota působících sil v pohybu vpřed dle Kulig et al. (2001) větší než ve skupině tetraplegiků s NLI C6. V ostatních studiích vyšla síla směrem do flexe největší ve skupině s NLI C6, jak již bylo výše zmíněno. Tím se zvýšila i rychlost propulze a vzdálenost ujetá za jeden cyklus. (Mulroy et al., 2004; Kulig et al., 2001)

Ve frontální rovině se projevil ve fázi návratu jiný pohybový stereotyp než u probandů s úrovní míšní léze C6, kdy začal růst moment síly do addukce (Kulig et al., 2001).

Pohyby do rotace byly stejné jako ve skupině tetraplegiků s NLI C6. (Newsam et al., 1999)

Pohyby v lokti směrem do flexe byly stejné jako u skupiny tetraplegiků s úrovní C6, lišila se však velikost působících sil. Maximální úhel flexe byl dosažen ve fázi návratu. Síla v lokti směrem do flexe byla větší než u tetraplegiků s úrovní míšní léze C6 a u paraplegiků (Gil-Agudo et al., 2010). Velikost této síly byla dle mého názoru způsobena aktivitou již plně funkčních flexorů lokte oproti paretickému m. triceps brachii.

Na začátku fáze propulze bylo předloktí v pronaci a poté se úhel pronace snižoval během celé fáze propulze, až dosáhl minima na začátku fáze návratu. Maximální úhel pronace u těchto osob byl větší a nastal později než u osob s vyšší míšní lézí (Newsam et al., 1999). Většího úhlu pronace bylo dosaženo díky částečně zachovalé funkci obou pronátorů zápěstí.

Zápěstí projevilo stejný vzorec pohybu jako u tetraplegiků s NLI C6, ovšem úhel flexe byl větší. (Newsam et al., 1999) Důvodem byla částečně zachovalá funkce flexorů zápěstí. Na začátku fáze propulze bylo zápěstí v radiální dukci 7° (Newsam et al., 1999). V této chvíli bylo dosaženo největšího úhlu radiální dukce zápěstí (Veeger et al., 1998). Poté během fáze propulze zápěstí přešlo do ulnární dukce s maximálním úhlem 28° na konci fáze propulze, který byl větší než ve skupině tetraplegiků s NLI C6 (Newsam et al., 1999).

Fotodokumentace jízdy na vozíku byla vytvořena i u pacienta s nekompletní míšní lézí NLI C7 ve fázi propulze (Obrázek 24., str. 53) a ve fázi návratu (Obrázek 25., str. 54). U pacienta bylo provedeno operační odstranění kyčelního kloubu z důvodu rozsáhlého dekubitu. Na podkladě této operace se rozvinula skolióza s jednostranným přetěžováním, které je patrné na fotografiích vyfocených zezadu. Jedná se o nekompletní míšní lézi, která se projevuje senzitivní inervací zcela plegických DKK a trupu pod úrovní míšní léze. Dle pacientova tvrzení je levá HK oproti pravé HK spastická. Svaly v ramenou jsou již téměř bez motorického deficitu, paretický m. triceps brachii dosahuje na levé HK menší svalové síly, než na pravé, v obou případech však dosahuje svalové síly větší než 4 dle svalového testu. Paretické flexory zápěstí jsou též silnější na levé HK. Prsty jsou na obou rukou zcela plegické, ale na levé HK se nacházejí kontraktury, kdežto prsty pravé HK jsou volné. Níže bude uveden popis pohybu pravé paže.

Obrázek 25. Pacient s nekompletní míšní lézí C7 ve fázi propulze



Obrázek 26. Pacient s nekompletní míšní lézí C7 ve fázi návratu



Pacient má na rozdíl od výše zdokumentovaných pacientů nastavenou zadní nápravu více vpředu. Sed ve vozíku lze hodnotit jako stabilní. Dále je zde patrná špatná úchopová funkce ruky, která je plochá a uchopení je provedeno třením hnací obruče.

U lopatky se stále díky paréze m. serratus anterior projevuje nekvalitní stabilizace, která je pravděpodobně menší než u pacientů výše. Z důvodu přesvětlení je však na obrázcích špatně rozeznatelná.

Rameno se již nenachází v protrakci a je stabilní, díky všem plně zachovalým svalům. Ve fázi návratu provedl pacient obloukovitý vzorec. Lze říci, že byl dosažen větší úhel abdukce ramene než u pacienta s úrovní míšní léze C6 a to především v pozici ruky na vrcholu obruče a ke konci fáze návratu. V celém cyklu přetrvávala vnitřní rotace ramene. V pozorování ramene tedy vyšly stejné výsledky jako v dohledaných studiích

Loket přetrvává během celého cyklu ve flexi a pronaci.

Je patrné, že se v zápěstí neprojevuje tak veliký úhel extenze jako v předešlých úrovních míšní léze, což souhlasí s výsledky studie Newsam et al. (1999). Na začátku fáze propulze lze pozorovat mírnou radiální dukci a na začátku fáze návratu ulnární dukci. S tím souhlasí Newsam et al. (1999).

Ve záj návratu byl opět použit obloukovitý vzorec propulze.

OSOBY S ÚROVNÍ MÍŠNÍ LÉZE C8

Skupina tetraplegiků s NLI C8 se od skupiny tetraplegiků s NLI C7 příliš neliší. V EMG studii, kterou sestavili Mulroy et al. (2004) byly skupiny tetraplegiků s úrovní C7 a C8 hodnoceny společně. Další studie, kde by se tato skupina speciálně popisovala, nebyly nalezeny. Rozdíl je však v rychlosti propulze a vzdálenosti ujeté za jeden celý průběh cyklu (Mulroy et al., 2004; Kulig et al., 2001). Mnoho svalů účastníků se propulze, které byly v předchozí skupině paretické, již mají zcela zachovalou funkci. Proto by se dalo předpokládat, že působící síly budou v této skupině tetraplegiků větší než ve skupinách s vyšší úrovní míšň léze. Navíc se v této úrovni míšň léze přidává schopnost aktivního úchopu, jelikož je palec schopen opozice a abdukce potřebné k úchopu.

Stabilizátory lopatky jsou již plně inervovány, posledním paretickým svalem zůstává m. pectoralis minor, tedy depresor lopatky. To by mohlo znamenat, že strategie pohybu bude podobná jako u paraplegiků, kde se lopatka nacházela v retrakci během celého cyklu s minimem 33° až 37° a maximem 40° až 44°, které nastalo v okamžiku uvolnění ruky z obruče. Ve chvíli uvolnění ruky z obruče se projevila mírná antevertze a maxima dosáhla uprostřed fáze propulze v úhlech 9° až 13°. Lopatka byla nakloněná dopředu. (Morrow et al., 2011). V zátěži se projevil větší rozsah pohybu a rychlejší změna polohy lopatky dopředu a do protrakce. Změny však byly pomalejší než u tetraplegiků s vyšší míšň lézí (Raina et al., 2012)

Rameno je u této skupiny tetraplegiků již téměř bez motorického deficitu. Paretické zůstávají pouze střední a spodní vlákna m. pectoralis major a m. latissimus dorsi. Z toho vyplývá, že bude oslabena addukce a extenze ramene. EMG aktivita by měla nastat a skončit dle Mulroy et al., (2004) dříve než u předešlých skupin. Výjimkou jsou však m. infraspinatus, přední část m. deltoideus a m. supraspinatus, jejichž nástup aktivity byl u tetraplegiků s NLI C7/8 opožděný. Zadní část m. deltoideus měla 2. vrchol EMG aktivity nejdříve u tetraplegie s NLI C7/8. Ke strategii pohybu v ramenním kloubu u pacientů s míšň lézí C8 se autoři nevyjadřují, dá se však podle zachovalé funkce HK říci, že je pravděpodobně podobná paraplegikům s pohybem paže u paraplegiků.

Loket je již zcela intaktní, proto jsou podle Newsam et al. (1999), pohyby do flexe a extenze u tetraplegiků C7/8 a paraplegiků shodovali. Pronace v této skupině tetraplegiků dosáhla pravděpodobně většího úhlu než ve skupině C7, jelikož je již plně zachovalá funkce m. pronator teres. Vzor pohybu se shodoval ve všech skupinách.

U této skupiny je již umožněn aktivní úchop ruky, co pravděpodobně usnadňuje jízdu v terénu.

ZÁVĚR

V práci jsou shrnuty základní anatomické poznatky o centrální nervové soustavě, především o míše a základní poznatky o kineziologii plně funkční horní končetiny, pro lepší pochopení jejich pohybů při jízdě na vozíku. Následně je popsán klinický obraz transverzální míšní léze.

V další části je představena efektivita jízdy na vozíku ve vztahu k syndromu přetížení. Obecně lze říci, že existují dvě důležité složky prevence přetížení horní končetiny při jízdě na vozíku.

První z nich je správné nastavení vozíku. Nejefektivnější poloha je při nastavení zadní nápravy co nejvíce vpředu a nahoře, jelikož se snižuje odpor tření a zvyšuje účinnost propulze. Další částí správného nastavení je dodržení určitých parametrů, jako jsou výška sedadla či výška opěrky. Velmi důležitou součástí vozíku je vhodný podsedák. Nejdůležitější je však vždy dodržet individuální potřeby uživatele vozíku.

Druhá složka, která byla hlavním tématem bakalářské práce, je správné pochopení stereotypu jízdy na vozíku, jelikož jízda na vozíku působí na horní končetiny velkou repetitivní zátěží, k níž nejsou horní končetiny primárně určeny. Proto jsme z dostupných studií vytvořili kineziologický rozbor pohybu horní končetiny při jízdě na vozíku dle úrovně míšní léze. Zjistili jsme, že jízda na vozíku je velmi neúčinnou formou lokomoce, jelikož nelze dosáhnout ideální tangenciální síly, která by byla při jízdě na vozíku nejekonomičtější. Dále uživatelé vozíku podle dohledaných informací nedosahují úhlu flexe v lokti 120°, který by byl nejúčinnější.

Zjistili jsme, že u tetraplegických probandů souvisí výška míšní léze s délkou a rychlostí propulze. Čím vyšší je úroveň míšní léze, tím pomalejší je jízda a tím delší je fáze propulze vzhledem k fázi návratu. Také můžeme říci, že použití půlkruhového či obloukovitého vzorce propulze je vhodné, neboť jsou tyto vzorce pro horní končetiny nejméně náročné.

REFERENČNÍ SEZNAM

ACKERY, Alun, Charles TATOR a Andrei KRASSIOUKOV. A Global Perspective on Spinal Cord Injury Epidemiology. *Journal of Neurotrauma* [online]. 2004, 21(10), 1355-1370 [cit. 2017-01-15]. DOI: 10.1089/neu.2004.21.1355. ISSN 0897-7151. Dostupné z: <http://www.liebertonline.com/doi/abs/10.1089/neu.2004.21.1355>

ADAMS, Melanie M., Kathleen A. Martin GINIS a Audrey L. HICKS. The Spinal Cord Injury Spasticity Evaluation Tool: Development and Evaluation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2007, 88(9), 1185-1192 [cit. 2017-02-26]. DOI: 10.1016/j.apmr.2007.06.012. ISSN 00039993. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999307004261>

AMINOFF, Michael J. *Neurology and general medicine*. 4th ed. Philadelphia: Churchill Livingstone, c2008. ISBN 0443067074.

BARNES, Michael P. a Garth R. JOHNSON. *Upper motor neurone syndrome and spasticity: clinical management and neurophysiology*. 2nd ed. New York: Cambridge University Press, 2008. ISBN 9780521689786.

BENZ, Ela N., T.George HORNBY, Rita K. BODE, Robert A. SCHEIDT a Brian D. SCHMIT. A physiologically based clinical measure for spastic reflexes in spinal cord injury. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2005, 86(1), 52-59 [cit. 2017-04-17]. DOI: 10.1016/j.apmr.2004.01.033. ISSN 00039993. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999304002977>

BENNEGARD, G. M.; KARLSSON, A. K. Higher glucose uptake in paralysed spastic leg. *Spinal Cord*, 2008, 46.2: 103.

BENZEL, Edward C. *The cervical spine*. 5th ed. Philadelphia: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins, c2012. ISBN 9781605477527

BERNACIKOVÁ, Martina. Fyziologie buňky. In Bernaciková, Martina. *Fyziologie člověka*. Brno: Masarykova univerzita, 2014. s. nestránkováno, 6 s. ISBN 978-80-210-7697-6

BOHANNON, Richard W. a Melissa B. SMITH. Interrater Reliability of a Modified Ashworth Scale of Muscle Spasticity. *Physical Therapy* [online]. 1987, 67(2), 206-207 [cit. 2017-04-17]. DOI: 10.1093/ptj/67.2.206. ISSN 0031-9023. Dostupné z: <https://academic.oup.com/ptj/article/2728158/Interrater>

BONINGER, Michael L., Aaron L. SOUZA, Rory A. COOPER, Shirley G. FITZGERALD, Alicia M. KOONTZ a Brian T. FAY. Propulsion patterns and pushrim biomechanics in manual wheelchair propulsion. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2002, 83(5), 718-723 [cit. 2017-04-17]. DOI:

10.1053/apmr.2002.32455. ISSN 00039993. Dostupné z:
<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999302581958>

BORG, Johan and Chapal KHASNABIS. *Guidelines on the provision of manual wheelchairs in less resourced settings*. Geneva: World Health Organization, 2008. ISBN 9789241547482

BRASHEAR, Allison a Elie ELOVIC. *Spasticity: diagnosis and management*. Second edition. New York: Demos, 2016. ISBN 9781620700723.

Breza J. Erektílné poruchy. 1. vyd. Martin: Osveta, 1994

BRÚHNOVÁ, L. Testování úchopu jako základ pro nácvik úchopových forem. *Rehabilitácia*, 2002, Roč. 35/39, č. 2, s. 102-104. ISSN: 0375-0922.

BRYCE, Thomas N. *Spinal cord injury*. New York: Demos Medical, c2010. Rehabilitation medicine quick reference. ISBN 9781933864471.

CARSON, Monica J.; THRASH, J. Cameron; WALTER, Barbara. The cellular response in neuroinflammation: the role of leukocytes, microglia and astrocytes in neuronal death and survival. *Clinical neuroscience research*, 2006, 6.5: 237-245.

CIFU, David X. *Braddom's physical medicine & rehabilitation*. Fifth edition. 2015 ISBN 9780323280464.

COLLINGER, Jennifer L., Michael L. BONINGER, Alicia M. KOONTZ, Robert PRICE, Sue Ann SISTO, Michelle L. TOLERICO a Rory A. COOPER. Shoulder Biomechanics During the Push Phase of Wheelchair Propulsion: A Multisite Study of Persons With Paraplegia. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2008, 89(4), 667-676 [cit. 2017-03-19]. DOI: 10.1016/j.apmr.2007.09.052. ISSN 00039993. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999308000312>

COOPER, R.A., T.A. CORFMAN, S.G. FITZGERALD, M.L. BONINGER, D.M. SPAETH, W. AMMER a J. ARVA. Performance assessment of a pushrim-activated power-assisted wheelchair control system. *IEEE Transactions on Control Systems Technology* [online]. 10(1), 121-126 [cit. 2017-04-17]. DOI: 10.1109/87.974345. ISSN 10636536. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/974345/>

COOPER, Rory A. *Rehabilitation engineering applied to mobility and manipulation / Rory A. Cooper*. Philadelphia: Institute of Physics Pub., c1995. ISBN 0750303433.

ČIHÁK, Radomír. *Anatomie*. Třetí, upravené a doplněné vydání. Ilustroval Ivan HELEKAL, ilustroval Jan KACVINSKÝ, ilustroval Stanislav MACHÁČEK. Praha: Grada, 2016. ISBN 9788024756363.

DOBIÁŠ, Viliam. *Klinická propedeutika v urgentní medicíně*. Praha: Grada, 2013. ISBN 978-80-247-4571-8.

DYLEVSKÝ, Ivan. *Funkční anatomie*. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-3240-4.

DYLEVSKÝ, Ivan. *Speciální kineziologie*. Praha: Grada, 2009. ISBN 9788024716480.

GRUNDY, David and SWAIN, Andrew. *ABC of spinal cord injury*. 4th ed. London: BMJ, 2002. ISBN 0727915185. – upravit

EHLER, Edvard. Spasticita–klinické škály. *Neurologie pro praxi*, 2015, 16.1: 20-23.

FALTÝNKOVÁ, Zdenka, 2013. Průvodce správného výběru vozíku pro spinální pacienty. In: Vozejkov [online]. Praha: Česká asociace paraplegiků, 2013. Dostupné z: <http://www.vozejkov.cz>

FALTÝNKOVÁ, Zdeňka. Doporučené postupy pro zachování funkce horní končetiny u tetraplegiků. Vydání I. Praha: Svaz paraplegiků, 2006. Dostupné z: <http://www.vozejkov.cz>

FALTÝNKOVÁ, Zdeňka. Vše okolo tetraplegie. Česká asociace paraplegiků-CZEPA, 2012.

FIALA, Pavel, Jiří VALENTA a Lada EBERLOVÁ. *Stručná anatomie člověka*. Praha: Univerzita Karlova v Praze, nakladatelství Karolinum, 2015. ISBN 9788024626932.

FIELD-FOTE, Edelle C. *Spinal cord injury rehabilitation*. Philadelphia, PA: F. A. Davis, c2009. ISBN 0803617178.

GIL-AGUDO, Angel, Antonio DEL AMA-ESPINOSA, Enrique PÉREZ-RIZO, Soraya PÉREZ-NOMBELA a Luis PABLO RODRÍGUEZ-RODRÍGUEZ. Upper limb joint kinetics during manual wheelchair propulsion in patients with different levels of spinal cord injury. *Journal of Biomechanics* [online]. 2010, 43(13), 2508-2515 [cit. 2017-03-21]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2010.05.021. ISSN 00219290. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929010002940>

GLINSKY, Joanne. Tardieu Scale. *Journal of Physiotherapy* [online]. 2016, 62(4), 229- [cit. 2017-01-15]. DOI: 10.1016/j.jphys.2016.07.007. ISSN 18369553. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1836955316300431>

GREWAL, Ishvinder S., Nick A. ARESTI a Alexander S. MONTGOMERY. (iii) Cervical spine trauma. *Orthopaedics and Trauma* [online]. 2014, 28(2), 79-87 [cit. 2017-01-14]. DOI: 10.1016/j.mporth.2014.02.005. ISSN 18771327. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1877132714000311>

GRONLEY, JoAnne K., et al. Electromyographic and kinematic analysis of the shoulder during four activities of daily living in men with C6 tetraplegia. *Journal of rehabilitation research and development*, 2000, 37.4: 423

HARVEY, Lisa a FOREWORD BY WILLIAM H. DONOVAN. *Management of spinal cord injuries: a*

guide for physiotherapists. Edinburgh: Butterworth-Heinemann, 2008. ISBN 0443068585.

HIRT, Miroslav a Michal BERAN. *Tupá poranění v soudním lékařství*. Praha: Grada, 2011. ISBN 978-80-247-4194-9.

HOFFMANN, G., I. LAFFONT, S. HANNETON a A. ROBY-BRAMI. How to extend the elbow with a weak or paralyzed triceps: Control of arm kinematics for aiming in C6–C7 quadriplegic patients. *Neuroscience* [online]. 2006, 139(2), 749-765 [cit. 2017-03-27]. DOI: 10.1016/j.neuroscience.2005.12.018. ISSN 03064522. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0306452205014806>

HUDÁK, Radovan a David KACHLÍK. *Memorix anatomie*. 3. vydání. Ilustroval Jan BALKO, ilustroval Simona FELŠŮOVÁ, ilustroval Šárka ZAVÁZALOVÁ. Praha: Triton, 2015. ISBN 978-80-7387-959-4.

CHERUBINI M, MELCHIORRI G. Descriptive study about congruence in wheelchair prescription. *Eur J Phys Rehabil Med* 2012; 48: 217–222

JANDA, Vladimír. *Svalové funkční testy*. Praha: Grada, 2004. ISBN 8024707225.

JANSSEN-POTTEN, Y.J.M., H.A.M. SEELEN, H.M.H. BONGERS-JANSSEN a L.H.V. VAN DER WOUDE. Assessment of upper extremity muscle function in persons with tetraplegia. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2008, 18(3), 516-526 [cit. 2017-03-27]. DOI: 10.1016/j.jelekin.2006.09.013. ISSN 10506411. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1050641106001271>

JOEL A. DELISA a BRUCE M. GANS AND NICOLAS E. WALSH. *Physical medicine and rehabilitation medicine: principles and practice*. 4th ed. Philadelphia, Pa: Lippincott Williams & Wilkins, 2004. ISBN 0781741300.

KALICHOVÁ, Miriam. *Základy biomechaniky tělesných cvičení*. Brno: Masarykova univerzita, 2011. ISBN 978-80-210-5551-3.

KESSELRING, Jürg., G. COMI a Alan J. THOMPSON. *Multiple sclerosis: recovery of function and neurorehabilitation*. Cambridge, UK: Cambridge University Press, 2010. ISBN 0521888328.

KITTNAR, Otomar. *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada, 2011. ISBN 978-80-247-3068-4.

KRAČMAR, Bronislav, Martina CHRÁSTKOVÁ a Radka BAČÁKOVÁ. *Fylogeneze lidské lokomoce*. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum, 2016. ISBN 978-80-246-3379-4.

KRASSIOUKOV, A, J J ENG, G CLAXTON, B M SAKAKIBARA a S SHUM. Neurogenic bowel management after spinal cord injury: a systematic review of the evidence. *Spinal Cord* [online]. 2010,

48(10), 718-733 [cit. 2017-04-17]. DOI: 10.1038/sc.2010.14. ISSN 1362-4393. Dostupné z: <http://www.nature.com/doi/finder/10.1038/sc.2010.14>

KRIVOŠÍKOVÁ, Mária. *Úvod do ergoterapie*. Praha: Grada, 2011. ISBN 978-80-247-2699-1

KRIZ, J, M KULAKOVSKA, H DAVIDOVA, M SILOVA a A KOBESOVA. Incidence of acute spinal cord injury in the Czech Republic: a prospective epidemiological study 2006–2015. *Spinal Cord* [online]. 2017, , - [cit. 2017-04-20]. DOI: 10.1038/sc.2017.20. ISSN 1362-4393. Dostupné z: <http://www.nature.com/doi/finder/10.1038/sc.2017.20>

KŘÍŽ J, HYŠPERKÁ V. Rizikové stavy u pacientů v chronické fázi po poškození míchy. *Neurol. praxi* 2009; 10(3): 137–142. ISSN 1213-1814

KŘÍŽ J. Spasticita po poranění míchy. *Rehabil fyz lék* 2015; 22(3): 128-135. ISSN 1211-2658

KŘÍŽ, J. Rejchrt M. Autonomní dysreflexie – závažná komplikace u pacientů po poranění míchy. *Cesk Slov Neurol N*. 2014; 77/110(2): 168-173. ISSN 1210-7859

KŘÍŽ, Jiří a Zdeňka FALTÝNKOVÁ. Léčba a rehabilitace pacientů s míšní lézí: příručka pro praktické lékaře. Praha: Česká asociace paraplegiků - CZEPA, 2012.

KŘÍŽ, Jiří a Zuzana HLINKOVÁ. Neurorehabilitation of Sensorimotor Function after Spinal Cord Injury. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie* [online]. 2016-7-30, 79/112(4), 378-394 [cit. 2017-06-14]. DOI: 10.14735/amcsnn2016378. ISSN 12107859. Dostupné z: <http://www.csnn.eu/en/czech-slovak-neurology-article/neurorehabilitation-of-sensorimotor-function-after-spinal-cord-injury-58731>

KŘÍŽ, MUDr Jiří. Spinální program v České republice – historie, současnost, perspektivy. *Neurologie pro praxi [online]*. Olomouc: Solen, 2013, 14.3: 140-143.

KULIG, Kornelia, Craig J NEWSAM, Sara J MULROY, Sreesha RAO, JoAnne K GRONLEY, Ernest L BONTRAGER a Jacquelin PERRY. The effect of level of spinal cord injury on shoulder joint kinetics during manual wheelchair propulsion. *Clinical Biomechanics* [online]. 2001, 16(9), 744-751 [cit. 2017-04-17]. DOI: 10.1016/S0268-0033(01)00066-3. ISSN 02680033. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003301000663>

KWARCIAK, Andrew M., Jeffrey T. TURNER, Liyun GUO a W. Mark RICHTER. The effects of four different stroke patterns on manual wheelchair propulsion and upper limb muscle strain. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology* [online]. 2012, 7(6), 459-463 [cit. 2017-03-11]. DOI: 10.3109/17483107.2011.650781. ISSN 1748-3107. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.3109/17483107.2011.650781>

Lance JW. 1980. Symposium synopsis. In: Feldman RG, Young RR, Koella WP, editors. Spasticity:

Disordered control. Chicago: Yearbook Medical. P 485-494

LANGMEIER, Miloš. *Základy lékařské fyziologie*. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-2526-0.

LANE, Thomas E. [ET AL.] a EDITORS. *Central nervous system diseases and inflammation*. [Online-Ausg.]. New York: Springer, 2008. ISBN 9780387738932.

LEDUC, Bernard E., Elena SPACEK a Yves LEPAGE. Colonic Transit Time After Spinal Cord Injury: Any Clinical Significance? *The Journal of Spinal Cord Medicine* [online]. 2016, 25(3), 161-166 [cit. 2017-01-23]. DOI: 10.1080/10790268.2002.11753617. ISSN 1079-0268. Dostupné z: <https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/10790268.2002.11753617>

LUKÁŠ, Karel a Aleš ŽÁK. *Chorobné znaky a příznaky 2: 35 vybraných znaků, příznaků a některých důležitých laboratorních ukazatelů v 32 kapitolách s prologem a epilogem*. Praha: Grada, 2011. ISBN 978-80-247-3728-7.

MELTSÓKOVÁ, Katarína. Metodika na zlepšenie úchopovej schopnosti ruky používaná v rámci rehabilitácie. *Rehabilitácia* [online]. 2008, 2008, 45(3): 160-171 [cit. 2016-01-04]. Dostupné z: <http://www.rehabilitacia.sk/archiv/cisla/3REH2008-m.pdf>

MM, ADAM a HICKS AL. Spasticity after spinal cord injury. *Spinal Cord*. 2005, 2005(43(10)), 577-586. DOI: 10.1038/sj.sc.3101757.

MORROW, Melissa M.B., Kenton R. KAUFMAN a Kai-Nan AN. Scapula kinematics and associated impingement risk in manual wheelchair users during propulsion and a weight relief lift. *Clinical Biomechanics* [online]. 2011, 26(4), 352-357 [cit. 2017-04-17]. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2010.12.001. ISSN 02680033. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003310003165>

MULCAHEY, MJ, Dave HUTCHINSON a Scott KOZIN. Assessment of upper limb in tetraplegia: Considerations in evaluation and outcomes research. *The Journal of Rehabilitation Research and Development* [online]. 2007, 44(1), 91- [cit. 2017-04-17]. DOI: 10.1682/JRRD.2005.10.0167. ISSN 0748-7711. Dostupné z: <http://www.rehab.research.va.gov/jour/07/44/1/pdf/mulcahey.pdf>

MULROY, Sara J, Shawn FARROKHI, Craig J NEWSAM a Jacquelin PERRY. Effects of spinal cord injury level on the activity of shoulder muscles during wheelchair propulsion: an electromyographic study
No commercial party having a direct financial interest in the results of the research supporting this article has or will confer a benefit upon the author(s) or upon any organization with which the author(s) is/are associated. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2004, 85(6), 925-934 [cit. 2017-03-11]. DOI: 10.1016/j.apmr.2003.08.090. ISSN 00039993. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999303010682>

MUMENTHALER, Marco, Claudio L. BASSETTI a Christof J. DAETWYLER. *Neurologická diferenciální diagnostika*. Praha: Grada, 2008. ISBN 978-80-247-2298-6.

NEVŠÍMALOVÁ, Soňa, Jiří TICHÝ a Evžen RŮŽIČKA. *Neurologie*. Praha: Galén, c2002. ISBN 80-7262-160-2.

NEWSAM, Craig J, Sreesha S RAO, Sara J MULROY, JoAnne K GRONLEY, Ernest L BONTRAGER a Jacquelin PERRY. Three dimensional upper extremity motion during manual wheelchair propulsion in men with different levels of spinal cord injury. *Gait* [online]. 1999, 10(3), 223-232 [cit. 2017-03-05]. DOI: 10.1016/S0966-6362(99)00034-X. ISSN 09666362.

OREL, Miroslav. *Nervové buňky a jejich svět*. Praha: Grada, 2015. Psyché (Grada). ISBN 978-80-247-5070-5.

PASTUCHA, Dalibor. *Tělovýchovné lékařství: vybrané kapitoly*. Praha: Grada, 2014. ISBN 978-80-247-4837-5.

PFEIFFER, Jan. *Neurologie v rehabilitaci: pro studium a praxi*. Praha: Grada, 2007. ISBN 978-80-247-1135-5.

RAINA, Shashank, Jill L. MCNITT-GRAY, Sara MULROY a Philip S. REQUEJO. Effect of increased load on scapular kinematics during manual wheelchair propulsion in individuals with paraplegia and tetraplegia. *Human Movement Science* [online]. 2012, 31(2), 397-407 [cit. 2017-03-14]. DOI: 10.1016/j.humov.2011.05.006. ISSN 01679457. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0167945711000819>

RANKIN, Jeffery W., Andrew M. KWARCIAK, W. MARK RICHTER a Richard R. NEPTUNE. The influence of altering push force effectiveness on upper extremity demand during wheelchair propulsion. *Journal of Biomechanics* [online]. 2010, 43(14), 2771-2779 [cit. 2017-04-17]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2010.06.020. ISSN 00219290. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929010003568>

REQUEJO, Philip Santos, et al. Relationship Between Hand Contact Angle and Shoulder Loading During Manual Wheelchair Propulsion by Individuals with Paraplegia. *Topics in spinal cord injury rehabilitation*, 2015, 21.4: 313-324. DOI: 10.1310/sci2104-313

REVOL, Marc, Alain CORMERAIS, Isabelle LAFFONT, Jean-Paul PEDELUCQ, Olivier DIZIEN a Jean-Marie SERVANT. Tendon transfers as applied to tetraplegia. *Hand Clinics* [online]. 2002, 18(3), 423-439 [cit. 2017-03-27]. DOI: 10.1016/S0749-0712(02)00028-8. ISSN 07490712. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0749071202000288>

RICHTER, W. Mark, Russell RODRIGUEZ, Kevin R. WOODS a Peter W. AXELSON. Stroke Pattern and Handrim Biomechanics for Level and Uphill Wheelchair Propulsion at Self-Selected Speeds. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation [online]. 2007, 88(1), 81-87 [cit. 2017-01-23]. DOI: 10.1016/j.apmr.2006.09.017. ISSN 00039993. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999306013499>

ROBINSON, Lawrence R. *Trauma rehabilitation*. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins, c2006. ISBN 0781762847.

ROBERTSON, Rick N., Michael L. BONINGER, Rory A. COOPER a Sean D. SHIMADA. Pushrim forces and joint kinetics during wheelchair propulsion. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation [online]. 1996, 77(9), 856-864 [cit. 2017-04-17]. DOI: 10.1016/S0003-9993(96)90270-1. ISSN 00039993. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999396902701>

ROKYTA, Richard. *Fyziologie a patologická fyziologie: pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing, 2015. ISBN 9788024748672.

SEIDL, Zdeněk a Manuela VANĚČKOVÁ. *Diagnostická radiologie*. Praha: Grada, 2014. ISBN 978-80-247-4546-6.

SEIDL, Zdeněk. *Neurologie pro studium i praxi. 2., přeprac. a dopl. vyd.* Praha: Grada, 2015. ISBN 978-80-247-5247-1.

SCHNEIDEROVÁ, Michaela. *Perioperační péče*. Praha: Grada, 2014. Sestra (Grada). ISBN 9788024744148.

SILBERNAGL, Stefan a Agamemnon DESPOPOULOS. *Atlas fyziologie člověka: překlad 8. německého vydání. 4. české vydání*. Přeložil Kateřina JANDOVÁ, přeložil Miloš LANGMEIER, přeložil Otomar KITTNAR, přeložil Eduard KURIŠČÁK, přeložil Pavla MLČKOVÁ, přeložil Martina NEDBALOVÁ, přeložil Vladimír RILJAK, přeložil Michal KRAČMAR, Bronislav, Martina CHRÁSTKOVÁ a Radka BAČÁKOVÁ. *Fylogeneze lidské lokomoce*. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum, 2016. ISBN 978-80-246-3379-4.

SIÖSTEEN, A, C LUNDQVIST, C BLOMSTRAND, L SULLIVAN a M SULLIVAN. Sexual ability, activity, attitudes and satisfaction as part of adjustment in spinal cord-injured subjects. Paraplegia [online]. 1990, 28(5), 285-295 [cit. 2017-01-23]. DOI: 10.1038/sc.1990.38. ISSN 0031-1758. Dostupné z: <http://www.nature.com/doi/10.1038/sc.1990.38>

SISTO, Sue Ann., Erica. DRUIN a Martha Macht. SLIWINSKI. *Spinal cord injuries: management and rehabilitation*. London: Mosby, c2009. ISBN 9780323006996.

SLOWIK, Jonathan S., Philip S. REQUEJO, Sara J. MULROY a Richard R. NEPTUNE. The influence of wheelchair propulsion hand pattern on upper extremity muscle power and stress. *Journal of Biomechanics* [online]. 2016, 49(9), 1554-1561 [cit. 2017-03-15]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2016.03.031. ISSN 00219290. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929016303505>

ŠAMÁNKOVÁ, Marie. Lidské potřeby ve zdraví a nemoci: aplikované v ošetrovatelském procesu. Praha: Grada, 2011. Sestra (Grada). ISBN 9788024732237.

ŠRÁMKOVÁ, Taťána. Poruchy sexuality u somaticky nemocných a jejich léčba. Praha: Grada, 2013. ISBN 978-80-247-4453-7.

TUČEK, Milan, CIKRT, Miroslav, PELCLOVÁ, Daniela. Pracovní lékařství pro praxi. Příručka s doporučenými standardy. Vyd. 1. Praha: Grada, 2005. 328 s. ISBN 80-247-0927-92.

VANLANDEWIJCK, Yves, Daniel THEISEN a Dan DALY. Wheelchair Propulsion Biomechanics. *Sports Medicine* [online]. 2001, 31(5), 339-367 [cit. 2017-04-21]. DOI: 10.2165/00007256-200131050-00005. ISSN 0112-1642. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.2165/00007256-200131050-00005>

VAN DER WOUDE, LHV, A BOUW, J VAN WEGEN, H VAN AS, D VEEGER a S DE GROOT. Seat height: Effects on submaximal hand rim wheelchair performance during spinal cord injury rehabilitation. *Journal of Rehabilitation Medicine* [online]. 2009, 41(3), 143-149 [cit. 2017-02-21]. DOI: 10.2340/16501977-0296. ISSN 1650-1977. Dostupné z: <https://medicaljournals.se/jrm/content/abstract/10.2340/16501977-0296>

VÉLE, František. Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy. Vyd. 2., (V Tritonu 1.). Praha: Triton, 2006. ISBN 80-7254-837-9.

VISSARIONOV, Sergei V.; BAINDURASHVILI, Alexei G.; KRYUKOVA, Irina A. International Standards for Neurological Classification of Spinal Cord Injuries (ASIA/ISNCSCI scale, revised 2015) 67. *Pediatric Traumatology, Orthopaedics and Reconstructive Surgery*, 2016, 4.2: 67-72. doi: 10.17816/ptors4245-53

VOKURKA, Martin. *Patofyziologie pro nelékařské směry*. 3., upr. vyd. Praha: Karolinum, 2012. ISBN 978-80-246-2032-9.

VYSKOTOVÁ, Jana a Kateřina MACHÁČKOVÁ. *Jemná motorika: vývoj, motorická kontrola, hodnocení a testování*. Praha: Grada, 2013. ISBN 978-80-247-4698-2.

WORLD HEALTH ORGANIZATION; INTERNATIONAL SPINAL CORD SOCIETY. International perspectives on spinal cord injury. World Health Organization, 2013.

WU, M. a B. D. SCHMIT. Spastic Reflexes Triggered by Ankle Load Release in Human Spinal Cord Injury.

Journal of Neurophysiology [online]. 2006, 96(6), 2941-2950 [cit. 2017-01-15]. DOI: 10.1152/jn.00186.2006. ISSN 0022-3077. Dostupné z: <http://jn.physiology.org/cgi/doi/10.1152/jn.00186.2006>

WYNDAELE M a WYNDAELE J-J. Incidence, prevalence and epidemiology of spinal cord injury: what learns a worldwide literature survey? *Spinal Cord*. 2006, 44, 523–508. DOI:10.1038/sj.sc.3101893

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1. Příčný průřez míchou a průběh míšního reflexu (Bernaciková, 2014).....	13
Obrázek 2. Srovnání klasifikace ICSHT a ISNCSCI (Mulcahey, Hutchinson, Kozin, 2007).....	24
Obrázek 3. Mechanický invalidní vozík (Faltýnková, 2013)	25
Obrázek 4. Popis sil a momentů sil působících při jízdě na vozíku (Vanlandewijck, Theisen, Daly, 2001) ..	28
Obrázek 5. Vztah úhlu v lokti a mechanické účinnosti při jízdě na vozíku (Van der Woude et al., 2009).....	28
Obrázek 6. Úhel počátečního kontaktu ruky (A) a úhel uvolnění ruky (B) (Requejo, 2015).....	29
Obrázek 7. Síly v rameni během přirozené jízdy na vozíku po rovině (Kulig et al., 2001)	30
Obrázek 8. Momenty sil působící na rameno v průběhu cyklu dle rychlostí (Collinger et al., 2008)	32
Obrázek 9. Momenty sil působící na rameno v průběhu cyklu (Kulig et al., 2001)	33
Obrázek 10. Začátky a úpony svalů účastnících se propulze (Rankin et al., 2012).....	35
Obrázek 11. Načasování, nástup a ukončení EMG aktivity svalů ve fázi propulze a návratu (Mulroy et al., 2004).....	37
Obrázek 12. Vzorce propulze (Slowik, 2015)	38
Obrázek 13. Pohyby lopatky (Novotná, 2008)	39
Obrázek 14. Načasování fáze propulze a fáze návratu (Newsam et al., 1999).....	40
Obrázek 15. Kinematika lopatky při jízdě po rovině a při jízdě s převýšením (Morrow et al., 2011).....	41
Obrázek 16. Pohyb lopatky ve všech směrech při jízdě na vozíku (Raina et al., 2012).....	42
Obrázek 17. Kinematika ramene v průběhu cyklu podle úrovní míšní léze (Newsam et al., 1999).....	44
Obrázek 18. Pohyby v lokti v průběhu cyklu podle úrovně míšní léze (Newsam et al., 1999).....	45
Obrázek 19. Trajektorie pohybu zápěstí během fáze propulze (Veeger et al., 1998)	46
Obrázek 20. Pohyby v zápěstí v průběhu cyklu podle úrovně míšní léze (Newsam, 1999).....	47
Obrázek 21. Pacient s kompletní míšní lézí v úrovni C5 ve fázi propulze.....	48
Obrázek 22. Pacient s kompletní míšní lézí v úrovni C5 ve fázi návratu	49
Obrázek 23. Pacient s nekompletní míšní lézí C6 ve fázi propulze.	52
Obrázek 24. Pacient s nekompletní míšní lézí C6 ve fázi návratu.....	52
Obrázek 25. Pacient s nekompletní míšní lézí C7 ve fázi propulze.....	55

Obrázek 26. Pacient s nekompletní míšní lézí C7 ve fázi návratu..... 56

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1. Hodnoty proměnných vzhledem k typu vzorců propulze (Kwarciak et al. 2012).....	40
---	----

SEZNAM PŘÍLOH

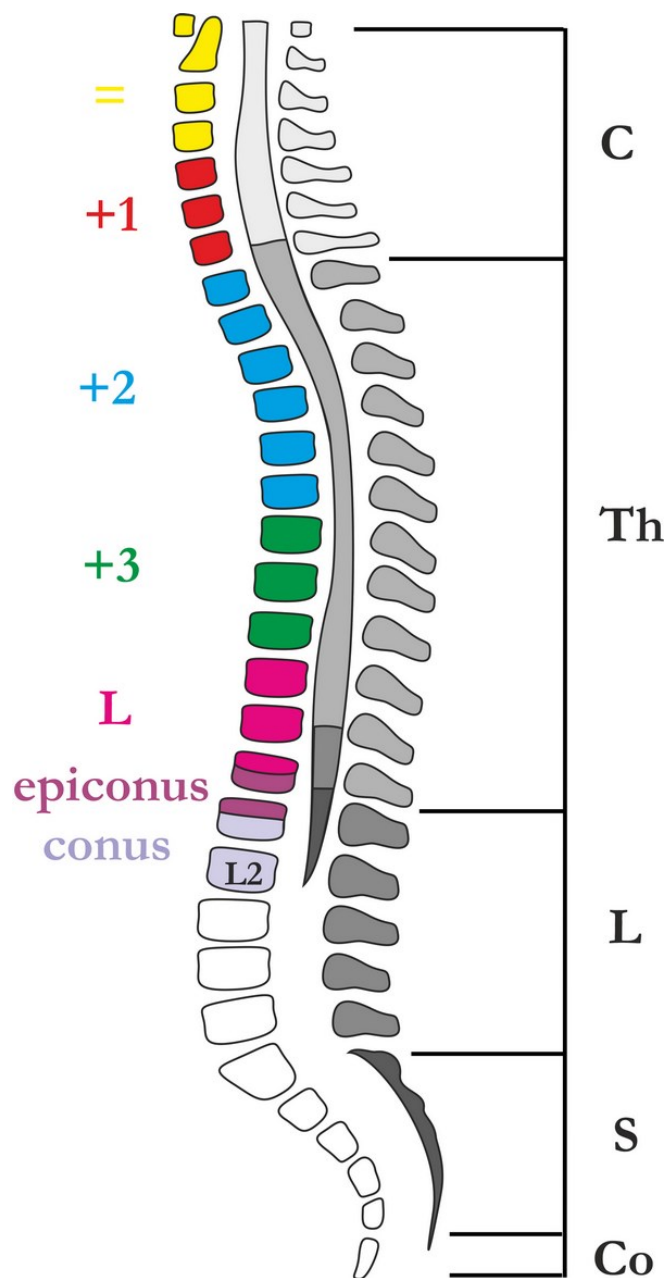
Příloha 1. Chipaultovo přepočítávací schéma (Nevšimalová, Tichý, Růžička, 2002).....	72
--	----

Příloha 2. Mezinárodní standardy pro neurologickou klasifikaci míšního poranění 2013 - přední strana (Kříž et al., 2014).....	73
---	----

Příloha 3. Mezinárodní standardy pro neurologickou klasifikaci míšního poranění 2013 - zadní strana (Kříž et al., 2014).....	74
--	----

PŘÍLOHA

Příloha 1. Chipaultovo přepočítávací schéma (Nevšimalová, Tichý, Růžička, 2002)



Příloha 2. Mezinárodní standardy pro neurologickou klasifikaci míšního poranění 2013 - přední strana (Kříž et al., 2014)

MEZINÁRODNÍ STANDARDY PRO NEUROLOGICKOU KLASIFIKACI MÍŠNÍHO PORANĚNÍ (ISNCSC)		Jméno pacienta _____ Jméno vyšetřujícího _____	Ročník _____ Datum vyšetření _____				
VPRAVO	MOTORIKA KLÍČOVÉ SVALY	CITLIVOST KLÍČOVÉ BODY		CITLIVOST KLÍČOVÉ BODY	MOTORIKA KLÍČOVÉ SVALY	VLEVO	
		Lehký dotyk (LD) Pichnutí špendlíkem (PŠ)		Lehký dotyk (LD) Pichnutí špendlíkem (PŠ)			
	C2 <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> C3 <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> C4 <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> C5 Flexory lokte C6 Extenzory zápěstí C7 Extenzory lokte C8 Flexory prstů T1 Abduktory prstů (mačk)	T2 <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> T3 <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> T4 <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> T5 <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> T6 <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> T7 <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> T8 <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> T9 <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> T10 <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> T11 <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> T12 <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> L1 <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> L2 Flexory kyčle L3 Extenzory kolene L4 Dorziflexory hlezna L5 Dlouhý extenzor palce S1 Plantární flexory hlezna S2 <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> S3 <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> S4-5 <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	C2 <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> C3 <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> C4 <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> C5 Flexory lokte C6 Extenzory zápěstí C7 Extenzory lokte C8 Flexory prstů T1 Abduktory prstů (mačk)		T2 <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> T3 <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> T4 <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> T5 <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> T6 <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> T7 <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> T8 <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> T9 <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> T10 <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> T11 <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> T12 <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> L1 <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> L2 Flexory kyčle L3 Extenzory kolene L4 Dorziflexory hlezna (Levá dolní končetina) L5 Dlouhý extenzor palce S1 Plantární flexory hlezna S2 <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> S3 <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> S4-5 <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>		
PHK (Pravá horní končetina) Flexory lokte Extenzory zápěstí Extenzory lokte Flexory prstů Abduktory prstů (mačk)					LHK (Levá horní končetina) Flexory lokte Extenzory zápěstí Extenzory lokte Flexory prstů Abduktory prstů (mačk)		
PDK (Pravá dolní končetina) Flexory kyčle Extenzory kolene Dorziflexory hlezna Dlouhý extenzor palce Plantární flexory hlezna					LDK (Levá dolní končetina) Flexory kyčle Extenzory kolene Dorziflexory hlezna (Levá dolní končetina) Dlouhý extenzor palce Plantární flexory hlezna		
Volní anální kontrakce (ano/ne) <input type="checkbox"/>					Hluboký anální tlak (ano/ne) <input type="checkbox"/>		
VPRAVO CELKEM (MAXIMUM) <input type="checkbox"/> (50) <input type="checkbox"/> (56) <input type="checkbox"/> (56)					VLEVO CELKEM (MAXIMUM) <input type="checkbox"/> (56) <input type="checkbox"/> (56) <input type="checkbox"/> (50)		
MOTORICKÁ SUBSKÓRE PHK <input type="checkbox"/> + LHK <input type="checkbox"/> = MSHK CELKEM <input type="checkbox"/> (50)		SENZITIVNÍ SUBSKÓRE PDK <input type="checkbox"/> + LDK <input type="checkbox"/> = MSDK CELKEM <input type="checkbox"/> (50)		PLD <input type="checkbox"/> + LLD <input type="checkbox"/> = SSLD CELKEM <input type="checkbox"/> (112)		PPS <input type="checkbox"/> + LPS <input type="checkbox"/> = SSPŠ CELKEM <input type="checkbox"/> (56)	
NEUROLOGICKÉ ÚROVNĚ Krokýhodnocení 1-5 jako na zadní straně		1. SENZITIVNÍ <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> 2. MOTORICKÁ <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>		3. NEUROLOGICKÁ ÚROVEŇ LÉZE (NLI) <input type="checkbox"/>		4. KOMPLETNÍ NEBO NEKOMPLETNÍ? <input type="checkbox"/> (poškození u komplexních poranění) ZÓNA ČÁSTEČNÉHO ZACHOVÁNÍ FUNKCE <input type="checkbox"/> (Někdy odlišný úroveň než s jakoukoliv inzací)	
		5. ROZSAH MÍŠNÍ LÉZE (AIS) <input type="checkbox"/>				SENZITIVNÍ <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> MOTORICKÁ <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	

Tento formulář může být volně kopírován, ale neměl by být měněn bez souhlasu Americké asociace spinálního poranění (ASIA). REV 0213

Příloha 3. Mezinárodní standardy pro neurologickou klasifikaci míšního poranění 2013 - zadní strana (Kříž et al., 2014)

Hodnocení svalové funkce

- 0 = plegie
 1 = palpovatelná nebo viditelná kontrakce
 2 = aktivní pohyb v plném rozsahu s vyloučením gravitace
 3 = aktivní pohyb v plném rozsahu proti gravitaci
 4 = aktivní pohyb v plném rozsahu proti gravitaci a mírnému odporu ve specifické poloze svalů
 5 = (normální) aktivní pohyb v plném rozsahu proti gravitaci a plnému odporu, ve specifické poloze svalů, jaký bychom očekávali u zdravého jedince
 5* = (normální) aktivní pohyb v plném rozsahu proti gravitaci a dostatečnému odporu, který by byl považován za normální, pokud by nebyly přítomny zjištěné negativní faktory (tj. bolest, slabost z inaktivitu).
 NT = netestovatelný (tj. z důvodů imobilizace, velké bolesti, kvůli kterým nemůže být pacient hodnocen, amputace končetiny nebo kontraktura, omezující rozsah pohybu o více než 50 %).

Hodnocení citlivosti

- 0 = chybí
 1 = alterovaná, buď snížená / oslabená citlivost nebo hypersenzitivita
 2 = normální
 NT = netestovatelná

Funkce nekličových svalů (nepovinné)

Mohou být použity k určení motorické úrovně k odlišení AIS B proti C

Pohyb	Kořenová úroveň
Rameno: flexe, extenze, abdukce, addukce, vnitřní a vnější rotace	C5
Loket: supinace	
Loket: pronace	C6
Zápěstí: flexe	
Prsty: flexe v proximálním kloubu, extenze	C7
Palec: flexe, extenze a abdukce v rovině palce	
Prsty: flexe v MCP kloubu	C8
Palec: opozice, addukce a abdukce kolmo k dlaní	
Prsty: abdukce ukazováku	T1
Kyčel: addukce	L2
Kyčel: zevní rotace	L3
Kyčel: extenze, abdukce, vnitřní rotace	L4
Koleny: flexe	
Kotník: inverze a everze	
Prst: MP a IP extenze	
Hallux a prst: DIP a FIP flexe a abdukce	L5
Hallux: addukce	S1

Rozsah míšní léze (AIS)

A = kompletní Žádná zachovaná senzitivní ani motorická funkce v sakrálních segmentech S4-S5

B = senzitivně nekompletní Zachovaná senzitivní, ale nikoliv motorická funkce pod neurologickou úrovní včetně sakrálních segmentů S4-S5 (lehký dotyk, píchnutí špendlíkem v S4-S5 nebo hluboký anální tlak) a žádná motorická funkce není zachovaná více než tři úrovně pod motorickou úrovní na žádné straně těla

C = motoricky nekompletní Motorická funkce je zachována pod neurologickou úrovní léze** a více než polovina klíčových svalů pod neurologickou úrovní léze má stupeň svalové síly menší než 3 (stupeň 0-2)

D = motoricky nekompletní Motorická funkce je zachována pod neurologickou úrovní léze** a polovina nebo více klíčových svalů pod neurologickou úrovní léze má stupeň svalové síly 3 a více

E = normální Jestliže je citlivost a motorická funkce testovaná podle ISNCSCI označena jako normální ve všech segmentech a pacient měl původně deficit, poté je AIS E. Ten kdo neměl míšní poranění, nebude podle AIS hodnocen.

**Aby byl jedinec označen stupněm C nebo D, tj. motoricky nekompletní stav, musí mít buď (1) volní kontrakci análního svěrače nebo (2) zachování citlivosti v sakrálních segmentech s ušetřením motorické funkce více než tři úrovně pod motorickou úrovní pro danou stranu těla. Mezinárodní standardy v současné době dovolují při určení motoricky nekompletního stavu (AIS B proti C) i hodnocení funkce nekličových svalů více než tři úrovně pod motorickou úrovní.

Poznámka: Při hodnocení rozsahu zachování motorické funkce pod úrovní je pro rozlišení mezi AIS B a C používána motorická úroveň na každé straně; k rozlišení mezi AIS C a D (zaklázaném na poměru klíčových svalů chodcovských stupněm svalové síly 3 nebo vyšším) je používána neurologická úroveň léze.



Mezinárodní standardy pro neurologickou klasifikaci míšního poranění (ISNCSCI)



Kroky v klasifikaci

K určení klasifikace jedince s poraněním míchy je doporučen následující postup.

1. Určete senzitivní úroveň pro pravou a levou stranu.

Senzitivní úroveň je nejkaudálnější intaktní dermatom pro píchnutí špendlíkem i lehký dotyk.

2. Určete motorickou úroveň pro pravou a levou stranu.

Je definována nejnižším stupněm svalové síly klíčového svalů hodnoceným alespoň stupněm 3 (v poloze na zádech), přičemž svalová síla klíčových svalů reprezentovaných segmenty nad touto úrovní je hodnocena jako intaktní (stupeň 5)

Poznámka: v oblastech, kde není myotom pro testování, je předpokládána stejná motorická úroveň jako senzitivní, jestliže testovaná motorická funkce nad touto úrovní je také normální.

3. Určete neurologickou úroveň léze (NLI).

Vztahuje se k nejkaudálnějšímu míšnímu segmentu s intaktní citlivostí a artigravitační (3 nebo více) svalovou silou, přičemž rostrálně je normální (intaktní) senzitivní a motorická funkce.

NLI je nejkraniálnější ze senzitivních a motorických úrovní určených v krocích 1 a 2.

4. Určete, zda je poranění kompletní nebo nekompletní.

(tj. chybí nebo je zachována funkce v sakrálních segmentech)
 Jestliže volní anální kontrakce = NE a citlivost ve všech S4-5 = 0 a hluboký anální tlak = NE, pak je poranění kompletní. Jinak je poranění nekompletní.

5. Určete stupeň rozsahu míšní léze (AIS):

Je poranění kompletní? Jestliže ANO, AIS=A a zjistíte zónu částečného zachování funkce (nejnižší dermatom nebo myotom na každé straně s jakoukoliv zachovanou funkcí).

NE ↓
 Je poranění motoricky kompletní? Jestliže ANO, AIS=B

(NE = volní anální kontrakce nebo motorická funkce více než tři úrovně pod motorickou úrovní na dané straně u senzitivně nekompletního pacienta.)

NE ↓
 Je nejméně polovina (polovina nebo více) klíčových svalů pod neurologickou úrovní léze na stupni 3 a více?

NE ↓ ANO ↓

AIS=C AIS=D

Jestliže je senzitivní a motorická funkce ve všech segmentech normální, AIS=E.

Poznámka: AIS E je používáno v dlouhodobém sledování, kdy u jedince s dokumentovanou míšní lézí dojde k upravené neurologické stavu.

Jestliže není při úvodním testování nalezen žádný deficit, je jedinec neurologicky intaktní, AIS není aplikováno.