

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

Fakulta tělesné výchovy a sportu

Katedra fyzioterapie

**Hodnocení nastavení vozíku a jeho vliv na
efektivní propulze horních končetin a posturu
sedu u pacientů s míšní lézí**

Diplomová práce



Praha, září 2011

Autor práce: Bc. Petra Dáňová

Studijní program: Specializace ve zdravotnictví

Studijní obor: Nav. Mgr. Fyzioterapie

Vedoucí práce: Prof. MUDr. Jan Pfeiffer DrSc.

Pracoviště vedoucího práce: Klinika rehabilitačního lékařství 1. LF UK

Místo a rok obhajoby: Praha, 2011

„Prohlašuji, že jsem předkládanou diplomovou prací zpracovala samostatně a použila jen literaturu a prameny uvedené v seznamu literatury. Současně dávám svolení k tomu, aby tato diplomová práce byla používána ke studijním účelům. Vše stvrzuji svým podpisem.“

V Praze, dne 29. 8. 2011

Petra Dáňová

Evidenční list

Souhlasím se zapůjčením své diplomové práce ke studijním účelům. Uživatel svým podpisem stvrzuje, že tuto diplomovou práci použil ke studiu a prohlašuje, že ji uvede mezi použitými prameny.

Jméno a příjmení:

Fakulta / katedra:

Datum vypůjčení:

Podpis:

Poděkování

Touto cestou bych velice ráda poděkovala mému vedoucímu diplomové práce Prof. MUDr. Janu Pfeifferovi DrSc. za jeho podporu, trpělivost, rady a čas strávený při konzultacích. Velmi si vzájemné spolupráce vážím.

Paní Zdeňce Faltýnkové děkuji za nabídku se tímto tématem zabývat, za poskytnutí měřicího místa v Centru Paraple a v neposlední řadě i za výběr nejvhodnějších probandů. Děkuji za inspiraci a diskuze nejen při vypracovávání této diplomové práce.

V neposlední řadě bych chtěla poděkovat Mgr. Juraji Fečaninovi, který mi velice pomohl při zpracování grafické části mé diplomové práce a Ing. Miroslavu Švubovi za pomoc při statistickém zpracování praktické části práce.

Abstrakt

- Název:** Hodnocení nastavení vozíku a jeho vliv na správný propulzní vzor horních končetin a posturu sedu u pacientů s míšní lézí.
- Cíle:** Cílem této práce je zhodnotit nastavení vozíku a určit jeho vliv na práci horních končetin a posturu sedu u skupiny pacientů s míšní lézí, při podmínce, že každý pacient bude mít svůj vlastní vozík. Dalším cílem bylo získat informace o vlivu edukace o správném propulzním vzoru a úpravě a způsobu úchopu obruče na správný propulzní vzor.
- Metody:** U skupiny 26 pacientů, s míšním poraněním v různé úrovni míchy, jsem testovala nastavení vozíku, konkrétně nastavení těžiště a maximální výšky sedáku od země. Dále jsem se ptala na edukaci o správném propulzním vzoru a všímala si úpravy a způsobu držení obruče. Nakonec jsem si vyšetřila, jakým způsobem testovaný pohání svůj vozík. Při všech testech jsem pořizovala foto a video dokumentaci. Výsledky jsem statisticky zpracovala pomocí Fisherova testu.
- Výsledky:** I přes to, že jsem měla malou skupinu vyšetřovaných, podařilo se mi prokázat vliv nastavení vozíku na správnou posturu sedu. Dále jsem dokázala, že edukace má vliv na správný propulzní vzor. Hodnocení vlivu nastavení vozíku na správný propulzní vzor a funkční sed nebylo statisticky významné, stejně jako hodnocení vlivu úpravy a způsobu úchopu obručí.

Klíčová slova: *mechanický vozík, nastavení, propulze, postura sedu, míšní léze*

Abstract

- Title:** Evaluation of wheelchair adjustments and their impact on proper propulsion pattern upper extremities and sitting posture in patients with spinal cord lesions.
- Objectives:** The objective of this work was to evaluate the adjustments of wheelchair and to determine their impact on the work of the upper limbs and posture while sitting. This work was done on a group of patients with spinal lesions with their own wheelchairs. Another objective was to assess how education of proper propulsion pattern and form and type of a grip of handrim affects the correct propulsion pattern.
- Methods:** In the group of 26 patients with spinal cord injuries in different levels of the spinal cord, I tested the adjustments of wheelchair, in particular the centre of gravity and maximum seat height from the ground. I also investigated what education on correct propulsion pattern the patients received, and observed any home-made adjustments to handrim, as well as patients' techniques of handrim grip. Finally, I examined how the subjects drove his/her wheelchair. During all the tests, I recorded video and photo documentation. The results were statistically evaluated using the Fisher test.
- Results:** Despite the fact that only a small group was investigated, I showed the effect of wheelchair seatings on the correct posture. I also proved that education affects the correct propulsive pattern. However, the effect of wheelchair settings on the correct wheelchair propulsion pattern and functional sitting position was not statistically significant, and neither was the impact of adjustments and type of handrim grip.

Keywords: *mechanical wheelchair, settings, propulsion, sitting posture, spinal cord lesions*

Obsah

1	ÚVOD	11
1.1	CÍLE PRÁCE	12
1.1.1	<i>Stanovení hypotéz</i>	12
2	TEORETICKÁ ČÁST	14
2.1	STRUČNÍ PŘEHLED HISTORIE MÍŠNÍCH PORANĚNÍ	14
2.2	ANATOMICKÝ POPIS	15
2.2.1	<i>Páteře</i>	15
2.2.2	<i>Mícha</i>	17
2.3	SPINÁLNÍ PORANĚNÍ	21
2.3.1	<i>Mechanismus spinálních poranění v oblasti krčního regionu</i>	24
2.3.2	<i>Mechanismus spinálních poranění v oblasti hrudního regionu</i>	28
2.3.3	<i>Mechanismus spinálních poranění v oblasti bederního regionu</i>	31
2.3.4	<i>Přidružená poranění</i>	33
2.3.5	<i>Postup při neurologickém vyšetření</i>	34
2.3.6	<i>Klasifikace míšního poškození</i>	34
2.3.7	<i>Klinický obraz</i>	35
2.3.8	<i>Určení úrovně poranění podle poruchy nervových funkcí</i>	35
2.3.9	<i>Neurologické úrovně poškození dle ASIA (American Spinal Injury Association)</i>	35
2.3.10	<i>Stanovení rozsahu míšní léze dle ASIA</i>	37
2.3.11	<i>Parciálně zachovalý segment</i>	38
2.3.12	<i>Tetraplegie versus paraplegie (obr. 24)</i>	38
2.3.13	<i>Kompletní přerušování míchy</i>	39
2.3.14	<i>Inkompletní přerušování míchy</i>	39
2.3.15	<i>Neurologická prognóza</i>	42
2.4	MECHANICKÝ VOZÍK (POJÍZDNÉ KŘESLO)	43
2.4.1	<i>Historie mechanických vozíků</i>	43
2.4.2	<i>Nastavení vozíku</i>	45
2.4.3	<i>Antropometrické míry</i>	46
2.4.4	<i>Standardizované měření sedu na vozíku</i>	49
2.5	SED	68
2.5.1	<i>Kineziologie sedu</i>	70
2.5.2	<i>Sed na vozíku</i>	71
2.5.3	<i>Správný sed</i>	73
2.6	PROPULZE	74
2.6.1	<i>Propulzní cyklus (odrazový cyklus)</i>	75
2.6.2	<i>Propulzní vzory</i>	77

2.6.3	<i>Úchopy obruče</i>	79
2.6.4	<i>Aktivace svalů při vykonávání propulze</i>	80
2.6.5	<i>Edukace o správném propulzním vzoru</i>	82
3	VÝZKUMNÁ ČÁST	84
3.1	METODIKA VÝZKUMU	84
3.1.1	<i>Časový harmonogram</i>	84
3.1.2	<i>Organizace výzkumu</i>	84
3.1.3	<i>Charakteristika zkoumaného souboru</i>	84
3.1.4	<i>Použité testovací metody</i>	86
3.1.5	<i>Analýza dat</i>	88
4	VÝSLEDKY	91
4.1	ANAMNESTICKÁ DATA	91
4.2	VYHODNOCENÍ HYPOTÉZ	92
5	DISKUZE	99
6	ZÁVĚR	104
	SEZNAM OBRÁZKŮ, GRAFŮ, TABULEK A ZKRATEK	105
	SEZNAM LITERATURY	109
	PŘÍLOHY	116

1 Úvod

S pacienty s míšním poraněním jsem se poprvé setkala na prázdninové praxi, po prvním ročníku bakalářského studia, kterou každý z našeho ročníku musel absolvovat v Rehabilitačním ústavu Kladruba.

Jela jsem tam s velkými obavami a otázkami: „Co s nimi budu dělat?“, „Jací budou?“ Nesmírně jsem se té spolupráce bála, už jen z toho důvodu, že jsem se nikdy se žádným „vozičkářem“ neseťkala. Samozřejmě jsem záhy zjistila, že to jsou úplně normální lidé, rozdíl byl pouze v tom, že se pohybují na vozíku. Každý z nich měl svůj příběh a já za měsíc tamního pobytu díky nim přeskládala priority života naruby. Spolupráce s nimi mě nepřestává obohacovat a i proto jsem se rozhodla, že moje diplomová práce se bude týkat právě jich, pacientů s poraněním míchy.

Vybrala jsem si téma týkající se vozíků, už proto, že klinické studie a výzkumy v této oblasti v České republice chybí a je to velká škoda, jak pro nás, fyzioterapeuty, tak i pro pacienty. Musíme si uvědomit, že pacienti s poraněním míchy na vozíku žijí, vozík jim umožňuje způsob přesunu z místa na místo a většina z nich ve vozíku tráví 90% dne. Když zdravého člověka bolí záda ze sezení, tak si na chvíli stoupne a protáhne se, ale co udělá takový tetraplegický pacient? Souhlasím s paní doktorkou Frantalovou, zabývající se u nás nastavením vozíku, která v časopisu *Vozíčkář* píše: „Běžná praxe je, že klient dostane jednou za pět let vozík, ale aby někdo sledoval, jak se mění jeho potřeby za rok, dva, sezení ve vozíku, a hledal řešení jeho problémů, to bohužel nikoliv. A přitom se jeho stav klinicky vyvíjí, i z tohoto pohledu je třeba jej monitorovat a podle konkrétní situace i pozitivně ovlivňovat. Když bolí záda a ramena chodící klienty, jak mohou nebolet člověka sedícího trvale na vozíku, který přetěžuje pletenec ramenní už jen tím, že ruce vykonávají mnohem těžší, než na jakou je náš anatomický systém nastaven.“ [12]

Moje diplomová práce bude mít za úkol hodnotit nastavení mechanických vozíků, jejich těžiště, u skupiny pacientů s poraněním míchy a ukázat na to, jak toto nastavení má vliv na správný propulzní vzor horních končetin. To znamená, jak nastavení vozíku souvisí s prací horních končetin při pohonu vozíku. Dále, zda má správné nastavení vozíku vliv na posturu sedu a funkční sed. A nakonec, zda edukace o

správném propulzním vzoru a úprava a způsob úchopu obruče má vliv na správný propulzní vzor.

Práce je rozdělena na pět dílčích částí. První zahrnuje úvod, v němž představuji vybrané téma, cíle práce a hypotézy. Druhá kapitola je teoretická, ve které jsou shrnuty informace o poranění míchy, nastavení vozíku, sedu na vozíku a v neposlední řadě o propulzní mechanice horních končetin. Třetí kapitolou je praktická část pojednávající o metodice provedeného výzkumu, charakteristice výzkumného souboru a zpracování naměřených hodnot. Ve čtvrté části prezentuji výsledky. Pátá část je diskuze, ve které hodnotím kladně i negativně výsledky mého výzkumu. A v šesté, závěrečné části, shrnuji význam a přínos výsledků mé diplomové práce.

1.1 Cíle práce

Cílem mé diplomové práce je zhodnotit, jaký vliv má nastavení vozíku, konkrétně nastavení jeho těžiště a sedací jednotky, na správný propulzní vzor, posturu sedu a funkční sed u skupiny náhodně vybraných pacientů s míšní lézí. Druhým cílem je zjistit, zda správný propulzní vzor ovlivňuje edukace o správném provádění propulzního vzoru, povrchová úprava a způsob úchopu obručí.

1.1.1 Stanovení hypotéz

H1: Nastavení vozíku pozitivně ovlivňuje správný vzor.

H0 1. Neexistuje vztah mezi správným nastavením vozíku a efektivitou propulzního vzoru.

H2: Správně nastavený vozík pozitivně ovlivňuje posturu sedu.

H0 2. Neexistuje vztah mezi správným nastavením vozíku a kvalitou postury sedu.

H3: Správně nastavený vozík má vliv na funkční sed.

H0 3. Neexistuje vztah mezi nastavením vozíku a funkčním sedem.

H4: Edukace o správném propulzním vzoru má vliv na efektivitu propulzního vzoru.

H0 4. Edukace nemá na provádění správného propulzního vzoru vliv.

H5: Povrchová úprava obručí má vliv na správný propulzní vzor.

H0 5. Provádění správného propulzního vzoru není závislé na povrchové úpravě obručí.

H6: Úchop obruče má vliv na propulzní vzor.

H0 6. Na správný propulzní vzor nemá úchop obruče vliv.

2 Teoretická část

2.1 Struční přehled historie míšních poranění

Historie poranění míchy je velice stará, pravěký člověk spadl na lovu ze skály, bojovníci si zraňovali míchu různými válečnými zbraněmi, rytíř při souboji spadl z koně a člověk dnešní doby vypadne z auta při automobilové havárii. Výsledek byl u všech stejný, obratle se lámaly a míšní tkáň byla porušena.

První historicky dochované zápisky o míšních poraněních jsou z roku 3000 př. n. l. z per Egyptanů a připisováno je Imothepovi. Ten lehké poranění či onemocnění označoval jako „nemoc, kterou ošetřím“, těžší jako „nemoc, se kterou se dám v zápas“ a nejtěžší jako „nemoc, která nemůže být ošetřena“. Jedno z jeho poučení například bylo: „Poučení o vymknutí krčního obratle: Vyšetřuješ-li člověka, který je stížen vymknutím krčního obratle a poznáš-li, že neví o svých rukách a nohách následkem toho, že jeho pohlavní úd je ztopořen, že moč vykapává z jeho údu, aniž o tom ví, jestliže se jeho tělo nadouvá větry a jeho oči jsou červené, pak je to vymknutí jeho krčního obratle. Nemoc, která nemůže být ošetřena“.

[3]

S postupem času se do historie poranění míchy zapisovali další slavní lékaři, jakým byl Hippokrates (460 – 370 př. n. l.) a Galén (131 – 201 př. n. l.). Byl to právě Galén, který jako první rozeznával příznaky míšního poranění podle výšky a experimentálně přetínal míchu. Z tohoto období se dochovalo vyobrazení, jak napravovat poranění páteře (obr. 1).

Míšní poranění se stále léčila konzervativně, ještě za první světové války umíralo do jednoho roku 90% nemocných, většinou na plicní či močové komplikace nebo na sepsi z dekubitů. Obrat nastal až během 2. světové války, kdy Američan Donald Munro vypracoval zásadu ošetřování, léčby a další perspektivy nemocných s poraněním míchy.



Obr. 1 Napravení zlomené páteře [3]

Systematickou komplexní terapii úrazů zahájil německý neurolog Ludwig Guttman (1899 – 1980) v Anglii (obr. 2). V roce 1944 vedl National Spinal Injuries Centre ve Stoke Mandeville Hospital. Věřil, že sport může být použit jako způsob terapie a zdroj k znovu nabití fyzické síly a sebeúcty. V roce 1948 se ve Stoke Mandeville uskutečnily hry, které byly určené pro soutěžící upoutané na vozík. Počet účastníků na těchto hrách každý rok stoupal a i díky Guttmanovi byla v roce 1960 pořádána první paralympiáda a další pokračují dodnes. Guttmanovi byl v roce 1966, pro zásluhy o poranění míchy, udělen titul Sir.



Obr. 2 Ludwik Guttman [42]

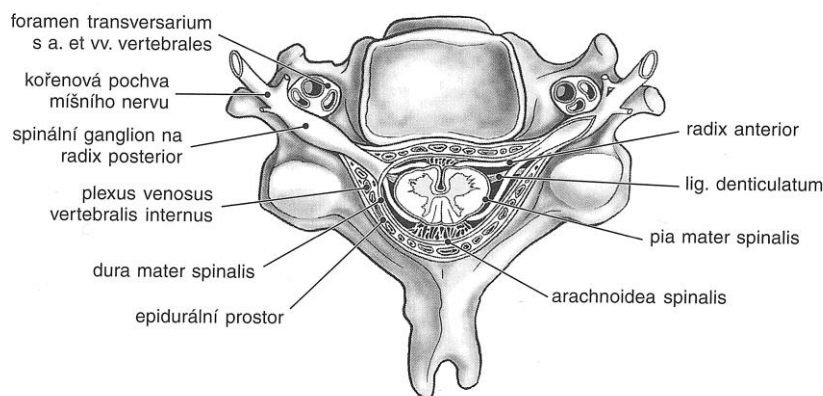
U nás se problematikou poranění míchy zabývali např. Maydl, Kukula, Bakeš, Niederle, Jirásek a další přední chirurgové. [30; 61; 42]

2.2 Anatomický popis

2.2.1 Páteře

Páteř, *columna vertebralis*, je silný, relativně pružný sloup, tvořící oporu hlavě a je základem opěrného systému těla (Příloha č. 3). Nese lebku a jsou k ní připevněny pletence končetin. Páteř tvoří 7 krčních obratlů, *vertebrae cervicales* (C1-C7), 12 hrudních, *vertebrae thoracicae* (Th1-Th12), 5 bederních, *vertebrae lumbales* (L1-L5), 5 obratlů křížových, *vertebrae sacrales* (S1-S5), a 4-5 rudimentálních obratlů kostrčních, *vertebrae coccygeae* (Co). V každém úseku páteře mají obratle charakteristický tvar a velikost. Křížové obratle srůstají v křížovou kost, os *sacrum*, a obratle kostrční v kostrč, os *coccygis*. [44]

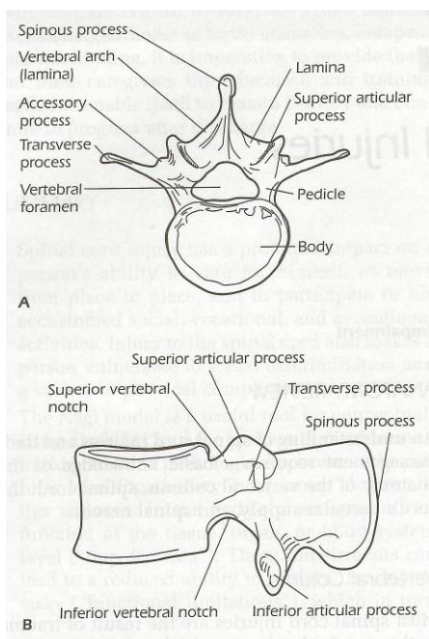
Na obratlích rozlišujeme tělo obratle, *corpus*, obratlový oblouk, *arcus*, a výběžek, *processus* (obr. 4). Mezi jednotlivými obratli jsou meziobratlové ploténky. Ty slouží k tlumení nárazů při chůzi, běhu, skocích apod. Oblouk obratle, *arcus vertebrae*, je připojen k obratlovému tělu a spolu s ním ohraničuje prostor, kanál, *foramen vertebrale* (obr. 3). Tímto kanálem probíhá mícha, která, je tvořena svazky nervů. Tyto



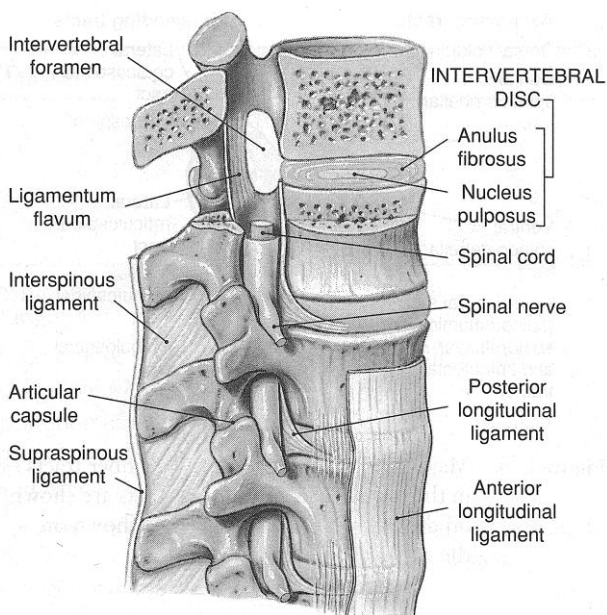
Obr. 3 Topografie páteřního kanálu [44]

svazky vycházejí z páteře meziobratlovými otvory, foramina vertebralia, kudy pokračují do jednotlivých částí těla, kde zajišťují pohyb a cití. Je třeba zmínit i prodlouženou míchu, medulla oblongata, ve které je centrum řídicí dechovou a srdeční činností, její poškození se projeví poruchou dýchání. Při poškození míchy nad segmentem C4 nepřichází podnět k nádechu.

Obratlové výběžky odstupují z oblouku. K uchycení začátku a úponů vazů a svalů slouží trnový výběžek, processus spinosus, který směřuje dorzálně, a párové příčné výběžky, processus transversi, které odstupují laterálně. Skloubení obratlů umožňují párové horní a dolní kloubní výběžky, processus articulares. Rozdílné postavení kloubních plošek na kloubních výběžcích ovlivňuje rozdílnou pohyblivost jednotlivých úseků páteře. [44]



Obr. 4 Obratel – pohled zhora a z boku [49]



Obr. 5 Ligamenta stabilizující páteř [50]

Páteř je stabilizována ligamenty (obr. 5). Přední longitudinální ligamentum je uloženo na předních plochách obratlových těl a meziobratlových plotének, omezuje pohyb páteře do extenze. Zadní longitudinální ligamentum je uloženo na zadní ploše obratlových těl a meziobratlových disků a omezuje pohyb páteře do flexe. Přední a zadní ligamentum pokračují kaudálně na kostrč jako ligamentum sacrococcygeum anterius et posterius. Ligamentum longitudinale anterius je pevněji připojeno k obratlům než k diskům, ligamentum longitudinale posterius je naopak pevněji připevněno k diskům. Ligamenta flava spojují oblouky sousedních obratlů a tvoří zadní část stěny páteřního kanálu. Mezi processus spinosi probíhají ligamenta interspinalia, na které dorzálně navazuje ligamentum supraspinale. Ligamentum nuché běží kraniálně od C7 k protuberantia occipitalis externa. Mezi processus transversi běží ligamenta intertransversalia. [44]

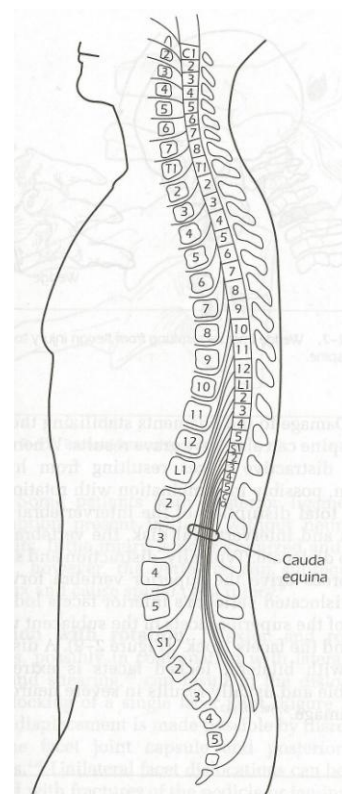
Supraspinální ligamenta (C7 a níže), ligamentum nuchae (krční region), interspinózní ligamenta a kloubní pouzdra stabilizují zadní oblouk. [49]

2.2.2 Mícha

Mícha, medulla spinalis, je uložena v saccus durae matris spinalis uvnitř páteřního kanálu, foramen vertebrale (Příloha č. 4). Má tvar lehce dorzoventrálně oploštěného provazce a u dospělého člověka je dlouhá 40 – 45 cm a váží 35 g.

Mícha vyplňuje z počátku života celý páteřní kanál, ale protože již intrauterinně roste páteř rychleji než mícha, dosahuje u dospělého její dolní okraj do výše ploténky L2 – L3. Míšní nervy probíhají dlouho svisle v páteřním kanálu, než se dostanou ke svému příslušnému meziobratlovému otvoru. Tím tyto nervy a jejich kořeny vytváří v dolní části kanálu strukturu, která je podobná koňskému ohonu, nazývá se cauda equina (Obr. 6).

Mícha začíná plynulým přechodem z prodloužené míchy, medulla oblongata, pod foramenem magnum, výstupem prvního krčního nervu. V této úrovni je na

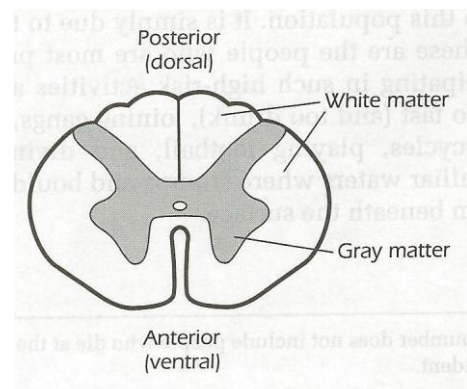


Obr. 6 Prostorové uspořádání obratlů, míchy, nervových kořenů a kaudy equiny [50]

ventrální straně míchy decussatio pyramidum. Kaudálně se zužuje v conus medullaris, od něhož kaudálně pokračuje jako filum terminale a srůstá s dura mater a periostem druhého kostrčního obratle. Na míše jsou patrna dvě větvenitá rozšíření, intumescencia, která jsou podmíněna zvětšením šedé hmoty míšní, která v nich má zvýšený počet buněk. Intumescencia cervicalis, krční rozšíření je mezi obratli C3 – Th2. Toto rozšíření obsahuje míšní segmenty C3 – Th1. Intumescencia lumbalis, bederní rozšíření je mezi obratli Th10 – L2 a zahrnuje segmenty L1 – S2. Z intumescencií je inervováno svalstvo horních a dolních končetin.

Po povrchu míchy probíhá několik podélných zářezů. Vepředu je na míše vytvořena přední hluboká fissura mediana anterior a proti ní je na zadní straně mělký sulcus medianus posterior. Na stranách míchy je párová rýha sulcus anterolateralis, ze které vystupují vlákna předních motorických kořenů míšních nervů, radices ventrales. Na dorsolaterální straně je sulcus posterolateralis, do kterého vstupují vlákna zadních senzitivních kořenů míšních nervů, radices dorsales. Oba míšní kořeny se spojují, vytvoří míšní nerv, nervus spinalis, a vstupují laterálně do foramen intervertebrale. Míšní nerv obsahuje vlákna typu motorického i senzitivního a je to tedy nerv smíšený. Před splnutím obou kořenů, je radix dorsalis větvenovitě ztlustněná v ganglion spinale. Z každé poloviny míchy vycházejí dvě řady míšních kořenů, které se spojují do 31 párů míšních nervů. Úsek míchy, ze kterého na každé straně vychází jeden nerv, se nazývá míšní segment. Míšních segmentů je 31 a dělí se na segmenty krční, kterých je 8 hrudní, kterých je 12, bederní, těch je 5, křížové, také 5 a 1 segment kostrční. Kožní oblast, která je inervována z jednoho míšního nervu, se označuje jako dermatom. [53; 34; 45]

Na příčném řezu míchou (obr. 7) je patrná šedá a bílá hmota. Šedá hmota je uložena uprostřed míchy a tvarem připomíná motýla nebo písmeno H. Dle Rexeda se dělí do deseti vrstev a směrem kaudálním jí přibývá. Výběžky šedé hmoty tvoří přední, zadní a postranní rohy, tyto rohy tvoří v celé délce míchy míšní sloupce, přední, zadní a postranní. Přední sloupce jsou nejmohutnější a nedosahují k povrchu míchy, jsou v nich uloženy velké motorické buňky, jejichž neurity probíhají



Obr. 7 Řez míchy [49]

v míšních nervech a dostávají se k příčně pruhovanému svalu, které inervují. Zadní sloupce jsou štíhlé a dosahují k povrchu míchy, obsahují shluky buněk asociačních, které jsou k motorickým buňkám předních sloupců míšních na stejné straně, dále buňky komisurální, které vedou k druhostranným motorickým buňkám a konečně buňky funikulární, které stoupají vzhůru do jednotlivých částí mozku. Postranní sloupce jsou vytvořené v hrudním úseku míchy.

Šedou hmotu obklopuje hmota bílá. Šedá hmota rozděluje bílou hmotu na provazce (funiculi). Přední, zadní a postranní provazec. Tyto provazce jsou tvořeny soubory vláken, které probíhají z mozku do míchy nebo naopak. Soubor vláken V CNS, který vychází z jednoho místa a míří do jiného, se nazývá nervová dráha (tractus). Dráhy jsou vzestupné, senzitivní nebo sestupné, motorické. Mimo těchto dlouhých drah, probíhají mezi mozem a míchou i dráhy krátké, které spojují navzájem několik sousedních segmentů. [34,41]

2.2.2.1 Přehled hlavních míšních drah dle Petrovického

Dráhy míšních reflexů – jsou základem všech míšních drah (obr. 8)

- propioceptivní reflexní dráhy
 - monosynaptický reflex (vřeténekový)
 - bisynaptické reflexy (šlachový)
 - polysynaptické reflexy
- visceroreceptivní reflexní dráhy
- exteroceptivní reflexní dráhy
 - flexorový reflex
 - extenzorový reflex
 - zkřížení extenzorový reflex
 - speciální reflexy (zrakový, sluchový, labyrintový)
- dráhy svalového tonu

Ascendentní dráhy

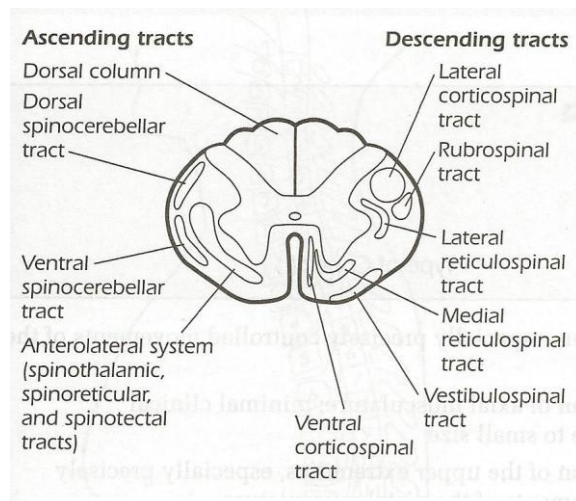
- **tr. spino-tectalis** – účastní se na řízení hybnosti hlavy a krku, koordinuje ji s hybností trupu a končetin
- **tr. spino-reticularis** – zapojen do senzitivity a aktivačního systému, vede bolest

- **tr. spino-thalamicus** – vede senzitivitu, převážně bolest
- **tr. spino-bulbo-thalamicus (dráha zadních provazců)** – zapojen do hmatové senzitivity
- **tr. spino-cerebellaris ventralis et dorsalis** – vede propriocepci z kloubů, šlach a svalů
- **tr. spino-olivaris**

Descendentní dráhy

- **tr. cortico-spinali lateralis et ventralis** – tvoří podklad pro volní hybnost, je napojen na alfa motoneurony
- **tr. rubro-spinalis** – aktivuje flexory
- **tr. tecto spinalis** – zapojen do hybnosti hlavy a krku ve vztahu ke zrakovým vjemům
- **tr. retikulospinalis** – účastní se mechanismu gama klíčky, je zapojen do descendentních spojů aktivačního systému
- **tr. vestibulo-spinalis** – převádí vliv vestibulárních jader na antigravitační svalstvo
- **fasciculus longitudinalis medialis** – převádí činnost oko-hybných, vestibulárních a jiných jader do ovlivnění pohybů hlavy a krku

Propriospinální dráhy – soubor vláken, které probíhají v těsném okolí substantia grisea. Obsahuje ascendentní i descendentní dráhy, které navzájem spojují různé úrovně míchy. [45]



Obr. 8 Hlavní vzestupné a sestupné dráhy míšni [49]

2.3 Spinální poranění

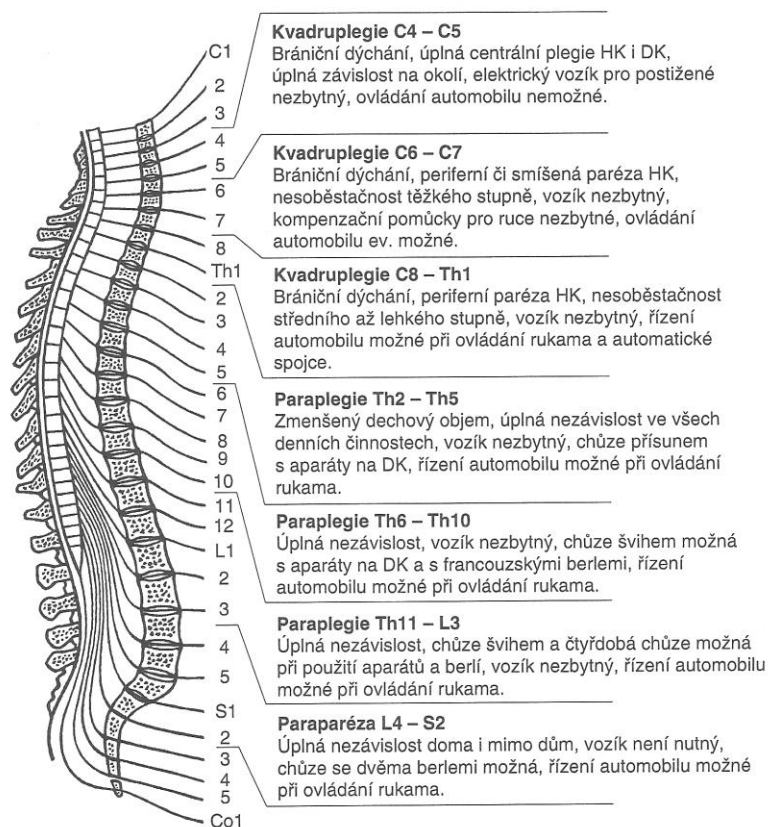
Nejčastější příčinou poranění páteře je trauma (asi 70 % ze všech míšních poranění), ze kterého má nejčetnější zastoupení dopravní úraz (45 – 50%). K relativně častým příčinám patří pády (20%), sportovní úrazy, především skoky do vody (15%) a kriminální delikty (Příloha č. 5). [58]

U 15 – 20% pacientů s poraněním páteře je přítomno porušení míchy. Incidence těžkých poranění míchy je v USA dle Adamčové udávána 30 – 60 případů na jeden milion obyvatel za rok. V ČR se dle Adamčové vyskytuje více než 200 traumatických a kolem 100 dalších nových případů. [30] Maximální výskyt míšních traumat je v mladších věkových kategoriích (polovina nemocných je ve věku do 25 let), a to při úrazech spojených s vysokou rychlostí a decelerací. U osob starších 70 let je v 60 % případů příčinou pád. Dle Kaňovského a Herziga je postižení mužů 4x častější než žen, což souvisí s jejich častějším prováděním rizikových aktivit a v akutní fázi umírá 10 % zraněných. [29] Motorické, senzitivní a vegetativní dráhy jsou úplně či zcela porušeny. Motorické výpadky vedou k ochrnutí, senzitivní ke ztrátě nebo omezení cití pro dotek, teplotu i bolest nebo hlubokého cití (vibrace, vnímání polohy). Porušení vegetativní dráhy vede k vegetativní dysregulaci a poruchám funkce parenchymatózních orgánů.

Mícha může být poškozena kompletně nebo inkompletně, při kompletní transverzální lézi vzniká plegie pod místem poškození, při inkompletní lézi paréza pod místem poškození. Pokud jsou poškozeny horní končetiny, trup i dolní končetiny, jedná se o tetra postižení. Úroveň poškození míchy je lokalizovaná nad segmentem Th2. Funkce ruky je závislá na výšce segmentu poškození, nervová pleteň plexus brachialis vychází z míšních segmentů C4 – Th1. Pokud je úroveň poškození na úseku C4, místem východu n. phrenicus, který inervuje bránici, pacient není schopen spontánně dýchat a potřebuje UPV.

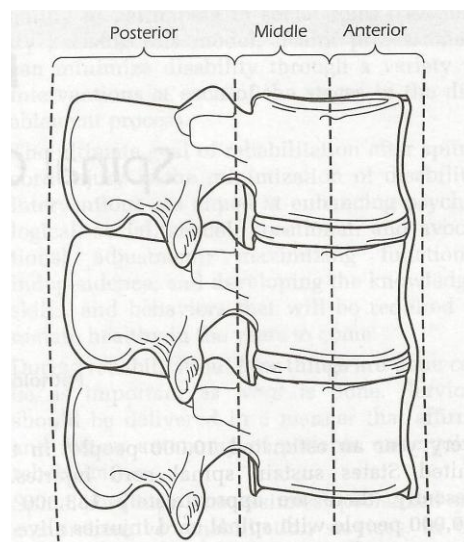
Pokud jsou postiženy dolní končetiny a trup je úroveň poškození pod míšním segmentem Th4. Toto poškození se nazývá para postižení.

Zranění může postihnout páteř v celé délce (obr. 9). Nejzávažnější je poranění krční páteře, respektive míchy. Může jít o více druhů poranění, které se projevují dočasným nebo trvalým ochrnutím tělesných částí níže od místa poškození.



Obr. 9 Klinické projevy při poranění míchy [53]

Troj sloupcový model páteře (obr. 10) pomáhá snáze pochopit stupeň instability páteře, která vzniká v důsledku poranění kostí nebo ligament. Tento model byl navržený pro hrudní páteř, ale může být také aplikovaný na krční páteř. V tomto modelu je páteř chápána jako spojení tří sloupců. V daném spinálním segmentu, přední sloupec zahrnuje přední část vertebrálního těla, přední longitudinální ligamentum a přední anulus fibrosus. Prostřední sloupec obsahuje zadní část obratlového těla, zadní longitudinální ligamentum a zadní anulus fibrosus. A nakonec zadní sloupec je složen z obratlových oblouků, supraspinózního



Obr. 10 Trojsloupcový model páteře [49]

ligamenta, pouzdra a ligamenta flava. Každý sloupec přispívá k celkové stabilitě páteře. K instabilitě dochází, pokud se poruší dva nebo všechny tři sloupce. [3; 49]

Mícha může být zraněna bez poranění páteře nebo s poraněním páteře. Do první skupiny patří především bodná poranění, kde čepel nože protne míchu, aniž by poškodil kostěné struktury. Tato skupina je velmi malá. Nejčastěji vzniká poranění míchy při poranění páteře. Typ zlomeniny je určen mechanismem úrazu, který je v podstatě trojí. Hyperflexe, hyperextenze a přímý úder na páteř. Každý mechanismus se uplatňuje v různém úseku na páteř jinak, rozhodující je orientace kloubních výběžků. V krční páteři leží na sobě šikmo, proto se snadno luxují při hyperflexi. Zlomeniny v dolním úseku krční páteře způsobené úderem padajícího předmětu jsou flekční, protože člověk před nárazem ohýbá hlavu mezi ramena (duck your head reflex dle Magnuse). V thorakolumbálním přechodu jsou téměř vertikálně, proto se luxují spíše ve flexi kombinované s rotací nebo při mírném úderu a jsou často jednostranné.

Na většině spinálních poranění mají největší podíl přímá nebo nepřímá traumata obratlů. Přibližně 10% jsou spinálních poranění bez zjištěného spinálního poškození. U dospělých se často setkáváme se zúženým páteřním kanálem nebo spondylózou. Děti mohou utrpět zranění bez zjistitelného poškození páteře, protože jejich páteř je více pohyblivá než u dospělých. [58]

Většina poranění páteře zahrnuje buď poranění obratlů v jedné úrovni, nebo poranění omezeného počtu sousedících obratlů. U 3-5% vertebrálních poranění, ale páteř utrpí poškození ve dvou a více úrovních, které jsou oddělené od nepoškozených obratlů. Sekundární poranění jsou nejčastěji lokalizovány na kaudální nebo kraniální kraje páteře. Mnohočetná nesouvislá poranění páteře jsou spojovány s těžkými traumaty. Dochází k nim většinou u horní a střední hrudní páteře. Nesouvislá poranění kraniálního úseku páteře jsou důvodem k obavám, protože pokud nejsou rozpoznány a správně léčeny, mohou vyústit ve vysoké poškození míchy s obrnou a ztrátou cití. Nesouvislá poranění kaudální oblasti páteře mohou mít vliv na tonus svalů, funkci střev, močového měchýře a genitálií. Poranění páteře jsou vzácně způsobené přímým traumatem obratle, nejčastěji vzniká díky nepřiměřené síle, která vytváří násilné pohyby hlavy nebo trupu. Velikost a směr traumatizující síly určuje typ a rozsah poškození kosti a ligament. Stupeň, kterým obratle, měkké tkáně nebo obě zmíněné, poškodí míchu, cévní zásobenění nebo míšní nervy určuje rozsah neurologického poškození.

Laboratorní studie prokázaly, že síla působící různými směry, vede k poranění okraje kostí a vazů. Jiné faktory mající vliv na poranění obratlů zahrnují postavení pacientova krku a trupu v čase poranění, velikost, míra působení a doba trvání zraňující síly, místo působení zraňující síly. Mimo laboratoř je výsledkem většiny poranění pravděpodobně kombinace sil. Navíc, síly spojené s pacientovým poraněním obvykle neznáme; mohou být pouze odvozeny z historie nehody a struktury poranění obratlů a vazů. Navzdory, těmto limitům, informace získané z laboratorních studií jsou užitečné k pochopení mechanismu, způsobující poranění páteřní míchy. [58; 3; 29, 49]

2.3.1 Mechanismus spinálních poranění v oblasti krčního regionu

Krční páteř je více náchylná k poranění než ostatní úseky páteře, kvůli relativně slabé mechanické stabilitě. Navíc, u poranění páteře v tomto regionu, je velká pravděpodobnost poškození míchy (ve 40 % případů). Výsledkem těchto dvou faktorů dochází k neúměrnému počtu míšních poranění v krčním regionu (asi 52%). Většina přeživších pacientů s míšním poraněním krční páteře mají poškozenou míchu v nižších krčních pasážích; zlomeniny obratle C1 a C2 jsou vzácně sdruženy se závažným neurologickým deficitem. Je to především díky kombinaci dvou faktorů. Vertebrální kanál je při kraniovertebrálním spojení široký, s míchou zabírá pouze 50% dostupného prostoru. Proto je možné, že poškození až 50% plochy kanálu dislokovanými kostními elementy, nemusí způsobit poškození míchy. Navíc, když je páteřní mícha v tomto úseku poškozená, není pravděpodobné, že pacient s tímto poraněním přežije. Kompletní poškození míchy v úseku C1 a C2 přerušuje inervaci bránice, přežití umožní pouze okamžitá resuscitace. Pohyby, které nejčastěji způsobují poranění krční páteře, jsou flexe, svislé zatížení a extenze. Tyto pohyby mohou být doprovázeny a upraveny rotací, laterální flexí nebo oběma uvedenými. [50]

2.3.1.1 Flexe

Flekční poškození krční páteře mají největší incidenci neurologických poranění. Tento typ poranění je nejčastěji výsledkem rychlého zpomalení, které se vyskytuje v čelních srážkách.

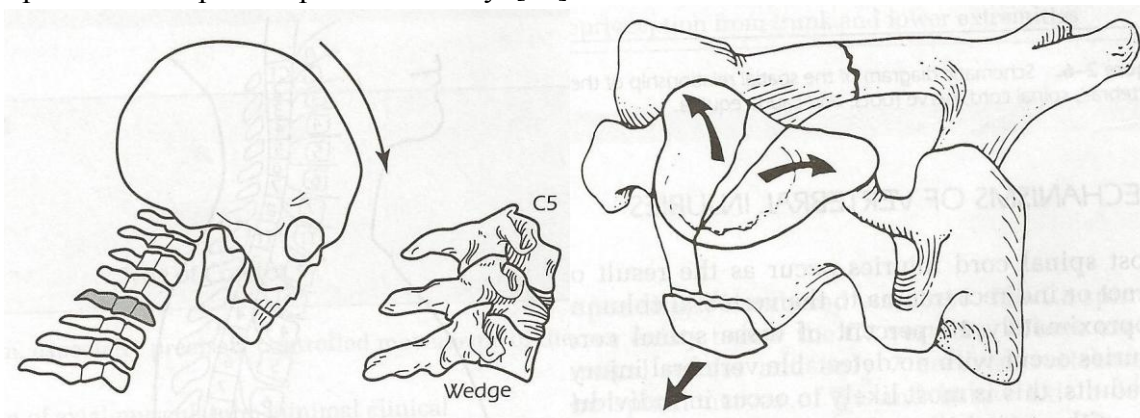
Při násilné flexi krku je páteř vpředu vystavena tlakové síle a vzadu síle trakční. Hyperflexe může mít za následek poškození měkkých tkání, obratlů nebo kombinaci poškození obou uvedených. S výjimkou zlomeniny typu clay-shoveler

(abruptce processus spinosus obratle C7), zůstává komplex zadních vazů poškozen při všech typech flekčních poranění.

Komprese přední strany páteře může mít za následek zborcení anteriorní strany obratle, vznikne tzv. klínová zlomenina obratle (obr. 11). Tato zlomenina je obvykle stabilní a nezpůsobuje neurologické poruchy. Vážnější zranění, které může vzniknout kompresí přední strany páteře, je tear drop zlomenina (obr. 12). Při této zlomenině dochází k odlomení přední hrany obratlového těla a k poranění meziobratlové ploténky i zadních elementů páteře s následným zúžením páteřního kanálu. Poranění vzniká při extrémním ohnutí, odlomením fragmentu přední strany vertebrálního těla. Tear drop fraktury jsou spojené s těžkým porušením vazů a jsou často doprovázeny sagitálně orientovanou frakturou těla obratle se zadním posunutím kostních fragmentů do neurálního kanálu. [49; 26]

Těžká poškození míchy jsou typicky výsledkem právě flekčních fraktur typu tear drop. Poškození ligament, stabilizujících krční páteř může mít smrtelné následky. Pokud zadní distrakční síly, vyplývající z hyperflexe, případně v kombinaci s rotací, způsobí úplné narušení meziobratlových vazů a intervertebrálních disků, mohou se obratle volně dislokovat. Distrakční a stříhové síly tlačí vrchní obratel vpřed. Dislokovaná spodní obratlová faceta se zasekne před horními facetami obratle ležícího níže a fasety se “uzamknou”. Dislokace s bilaterálně uzamčenými facetami je krajně nestabilní a jejím následkem je většinou těžké neurologické poškození (obr. 13).

Někteří pacienti s porušenými zadními vazy zpočátku nevykazují neurologické příznaky. Pokud není poranění odhaleno a stabilizováno, mohou se obratle později posunout a zapříčinit poranění míchy. [49]

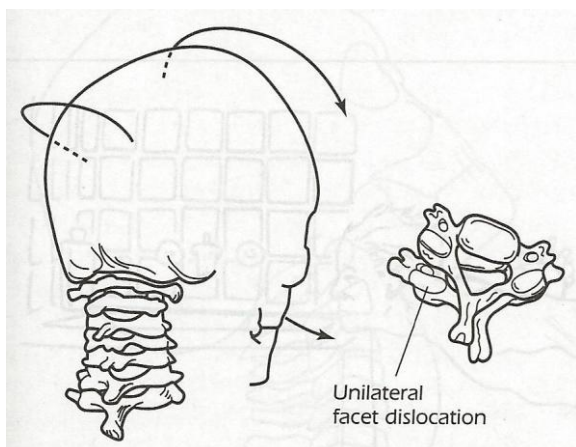


Obr. 11 Klínová zlomenina krční páteře [49]

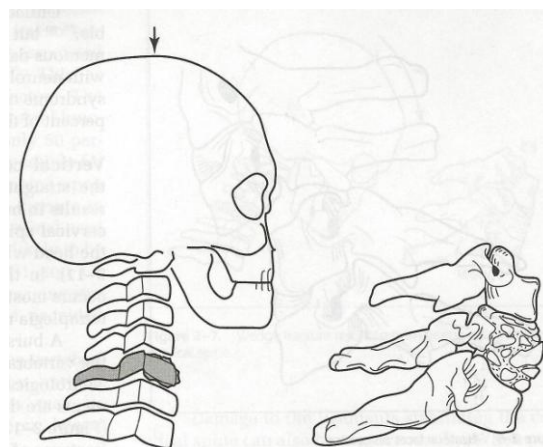
Obr. 12 Flekční tear drop fraktura obratle [49]

2.3.1.2 Flexe s rotací

Flekční a rotační síly, případně v kombinaci s laterální flexí a stříhem, mohou způsobit dislokaci a uzamčení samotného facetového kloubu (obr. 13). Tento posun zřejmě vzniká roztržením pouzdra facetového kloubu a zadních vazů. Jednostranná dislokace facety může být sdružena s frakturou pediklu nebo laminy. Tato jednostranná dislokace je obvykle stabilní, ale v důsledku závažného poškození vazů může být i nestabilní. Tento typ poškození je spojen s neurologickým poškozením, obvykle Brown-Séquardovým syndromem nebo poškozením nervového kořene. [49]



Obr. 13 Jednostranná facetová dislokace krční páteře [49]



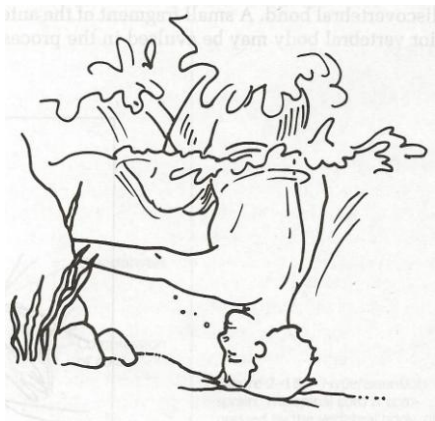
Obr. 14 Burst zlomenina krční páteře [49]

2.3.1.3 Vertikální komprese

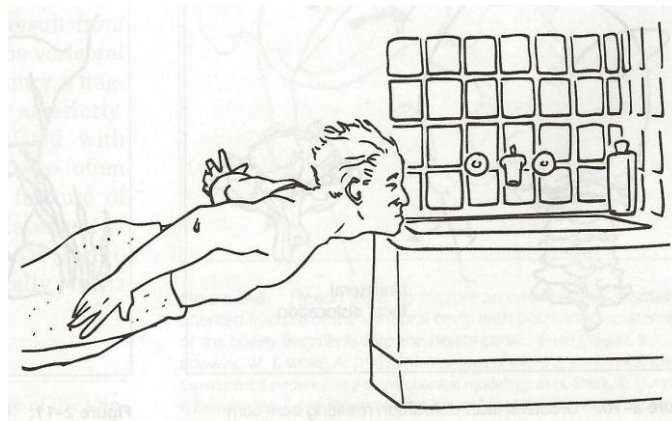
Výsledkem axiálního zatížení na vzpřímenou (mírně flektovanou) krční páteř je burst zlomenina (obr. 14). Burst označuje v angličtině puklinu, není to tedy zlomenina tříštivá. Tato zlomenina je jedním z nejtěžších stupňů instabilní burst fraktury. Nejčastěji vzniká nárazem hlavy při skoku do mělké vody (obr. 15). U tohoto typu poranění, se zlomenina nejčastěji nachází v segmentu C4 – C5 s následnou kompletní tetraplegií. Burst zlomenina je charakteristická prasknutím vertebrálního prstence, jež obepíná durální vak s jeho obsahem a rozdrčením obratlového těla na pravou a levou polovinu. Při tom se, častěji z horního okraje těla, uvolňuje několik menších úlomků, které se dislokují do kanálu páteře. Neurologické poškození nastává, když se kostní fragmenty dostanou do spinálního kanálu. Burst fraktury jsou doprovázeny zlomeninami obratlového oblouku. Stabilita této zlomeniny závisí na rozsahu poranění zadních elementů páteře. [49; 52]

2.3.1.4 Extenční poranění

Vzniká při pádu na bradu (obr. 16) nebo na čelo nebo úderem zezadu při řízení automobilu. Nejčastější lokalizace poranění je v úseku C4 – C5. Pokud je krk zakloněn násilně, krční páteř je vystavena vepředu distrakční síle a vzadu síle kompresní (tlakové). Tyto síly mohou zapříčinit poškození kostí vazů nebo obou tkání.



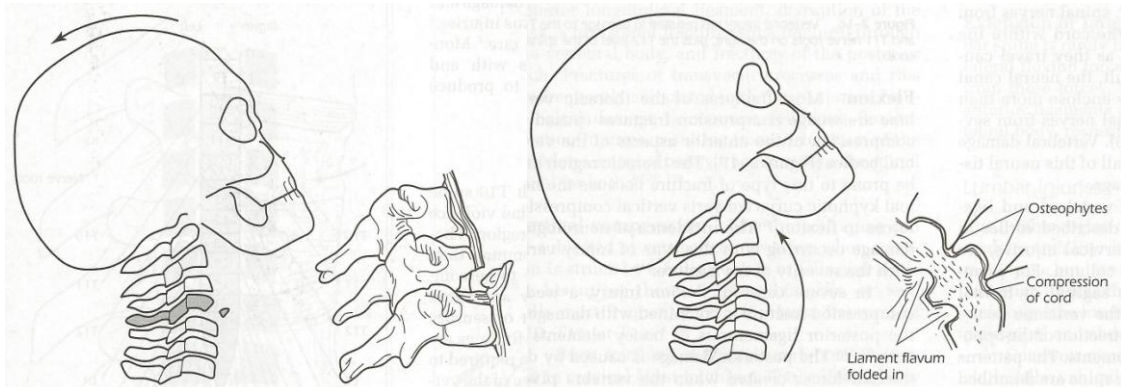
Obr. 15 Náraz hlavy při skoku do mělké vody [49]



Obr. 16 Pád na bradu při uklouznutí [49]

Zadní tlaková síla, která se zúčastňuje extenčních poranění, může způsobit zlomeninu (unilaterální, bilaterální) arcus vertebrae dvou sousedních obratlů. Častější je jednostranná (unilaterální) zlomenina obratlového oblouku. Pokud se oblouk obratle zlomí na obou stranách (bilaterální fraktura), obratlové tělo se dislokuje. Prudké přední distrakční síly mohou zapříčinit rupturu předního longitudinálního ligamenta a diskovertebrálního spojení. Při tomto procesu může být luxován malý fragment přední části obratlového těla (obr. 17). Pokud hyperextenze závažně poruší přední ligamenta páteře, horní obratel se dislokuje dozadu. Toto poškození se nazývá hyperextenční dislokace, distorze nebo napnutí. Mícha je vepředu stlačena tělem obratle a částmi meziobratlového disku a vzadu ligamentem flavem a laminami (obr. 18).

Při neurologickém poškození krční páteře hyperextenzí se nemusí vyskytnout poškození kostí nebo ligament. Nejčastější příčinou jsou osteofytické změny obratlů nebo vrozeně užší páteřní kanál. Sekundární poškození míchy hyperextenčním zraněním se často omezuje na centrální část míchy.



Obr. 17 Hyperextenční poranění [49] Obr. 18 Hyperextenční dislokace, napnutí [49]

Hyperextenze krční páteře nejpravděpodobněji povede k poškození míchy, pokud je zraněná osoba vyššího věku. Degenerativní změny obratlů činí starší pacienty více náchylné k extenčním poraněním. Osteofyty na zadních stranách obratlových těl mohou zasáhnout do míchy i když je krk hyperextendován relativně malou silou. V důsledku malého poškození, může být toto poranění krční páteře vyšetřujícím lékařem přehlédnuto. Příznaky mohou být přisuzovány hysterii, simulaci, cerebrovaskulární příhodě nebo jinému neurologickému nebo kardiovaskulárnímu onemocnění. [49]

2.3.1.5 Laterální flexe

Násilná lateroflexe vede ke kompresi na jedné straně páteře a distrakci na straně druhé. Kompresivní (tlakové) síly nastávají na straně, kam se páteř flektuje. Tyto síly mohou vyústit v boční blokádu obratlového těla a zlomeninu arcus vertebrae. Distrakční síly na opačné straně páteře mohou roztrhnout ligamenta. Poranění páteře laterální flexí může vést k těžkému poškození míchy a je často spojeno s poraněním brachiálního plexu.

Poškození páteře výhradně laterální flexí je vzácné. Častěji poškození páteře vzniká kombinací laterální flexe s jinými silami a jejich modifikacemi. [49]

2.3.2 Mechanismus spinálních poranění v oblasti hrudního regionu

Hrudní koš poskytuje páteři dobrou stabilitu, zejména v úseku Th1 – Th10. V důsledku toho, je k poranění toho regionu potřeba extrémní síly. Poranění míchy v oblasti hrudní páteře, jsou proto méně častá než poranění krční páteře. Je u nich ale

vyšší pravděpodobnost, že poškození míchy bude kompletní a méně často jsou spojené s následným návratem motorických nebo senzoryckých funkcí pod místem poranění. Tyto nálezy mají pravděpodobně tři příčiny. Jsou to, velikost síly, která je potřebná k poškození hrudní páteře, menší rozměr vertebrálního kanálu v tomto regionu a relativně slabá vaskulární podpora hrudní míchy.

Poranění dolní hrudní páteře může poškodit Adamkiewiczovu tepnu (a. radiculomedullaris magna), která poskytuje hlavní cévní zásobení míše v úseku Th-L páteře. Výsledné neurologické postižení proto může dospět až k úseku Th4.

Hrudní poranění jsou často způsobené střelnými ranami, automobilovými nehodami a pády. Nejčastějším místem poranění je Th-L přechod (Th12 – L1). V tomto místě se totiž relativně rigidní hrudní páteř setkává s relativně flexibilní bederní páteří.

Prostorové uspořádání kostí a neurální tkáně v dolní hrudní a horní bederní páteři je taková, že vertebrálním poraněním mohou vzniknout různorodé charaktery neurologického poškození. Všechny bederní a sakrální míšní segmenty leží mezi horním okrajem obratle Th10 a úrovní L1 až L2. Spinální nervy z vyšších úrovní leží v blízkosti míchy uvnitř páteřního kanálu, probíhají kaudálně a v nižším úseku opouští páteřní kanál. Výsledkem toho je, že nervový kanál v dané úrovni obsahuje několik míšních úrovní a také spinální nervy z několika míšních úrovní umístěných výše. Poškození obratlů může mít za následek trauma některé neurální tkáně (míchy, nervů), ale také vůbec nemusí dojít k neurologickému poškození.

Základní mechanismus vertebrálních a ligamentózních poranění páteře je obdobný v celém jejím průběhu. Například, extrémní impulz v sagitální nebo frontální rovině má na svědomí kompresi obratlů ve směru pohybu (impulzu) kostí a ligament a distrakci v proti směru pohybu. [49] Níže uvádím typická poranění hrudní páteře.

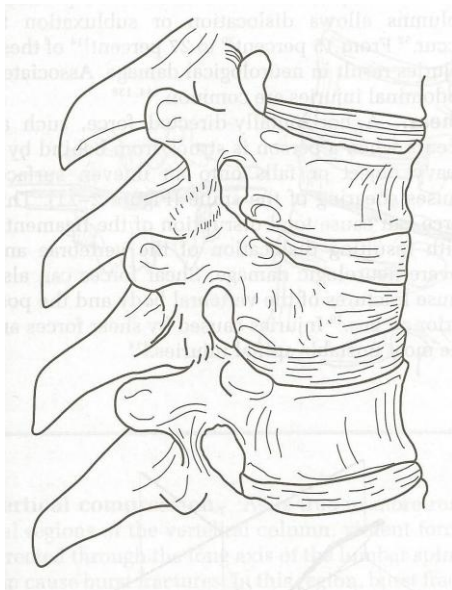
2.3.2.1 Flexe

Nejvíce zlomenin hrudní páteře jsou klínovité kompresní zlomeniny, které jsou způsobené kompresí přední strany vertebrálního těla (obr. 19). Hrudní oblast k tomuto typu zlomeniny může být náchylná, protože normální kyfotická křivka převádí vertikální kompresní síly do flexe. Rozsah neurologického poškození, které se u tohoto typu poranění vyskytuje, se liší a je závislý na závažnosti zlomeniny.

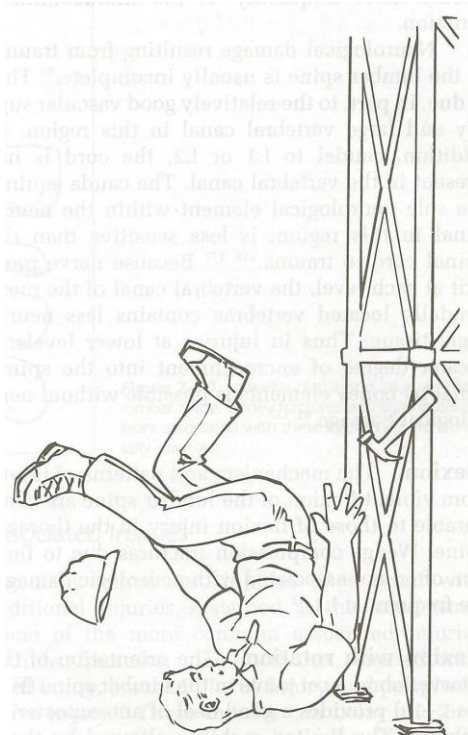
V závažných případech flekčních poranění je klínovitá kompresní zlomenina kombinována s poškozením zadních ligament nebo kostěných elementů, ale i oběma uvedenými. [49]

2.3.2.2 Flexe s rotací

Když je rotace kombinovaná s flexí (obr. 20), je k předním kompresivním a zadním distrakčním silám, které tvoří flexe, přidán rotační stříh. Tato kombinace sil může narušit všechny tři sloupce páteře. Flekčně rotační zranění mohou vést k dislokované zlomenině, poškození předního longitudinálního ligamenta, trhlině disku, horizontálním frakturám (rotační, střížné zlomeniny) skrz obratlové tělo a frakturám zadního oblouku. S těmito poraněními jsou často spojené zlomeniny processii transversii a žeber. Flekčně rotační poranění často následuje neurologické poškození, které vyplývá z vertebrálních dislokací a vniknutí kostěných fragmentů do páteřního kanálu. [49]



Obr. 19 Klínová zlomenina hrudní páteře [49]



Obr. 20 Pád na horní část zad a rameno [49]

2.3.2.3 Vertikální komprese

Hrudní páteř je vystavena vertikální kompresi, pokud je osoba zasažena klesajícím předmětem nebo odněkud spadne na horní hrudní páteř, zadek nebo nohy. Pády často končí tříštivými zlomeninami Th10, Th11 nebo Th12.

Tříštivé zlomeniny hrudních obratlů jsou obdobného rázu jako obratlů krčních. Obratlové tělo je rozdrčené, retropulze kostních úlomků do páteřního kanálu vede často k poruše míchy. [49]

2.3.2.4 Extenze nebo laterální flexe

Thorakolumbální páteř je, ve vzácných případech, porušena izolovanou extenzí nebo laterální flexí. Pokud se toto poranění objeví samostatně, zahrnuje roztržení předního vazy a laterální zaklínění těla obratle. [49]

2.3.3 Mechanismus spinálních poranění v oblasti bederního regionu

Lumbální oblast páteře je více pohyblivá než hrudní úsek, ale méně než úsek krční. Ačkoli postrádá stabilitu hrudního koše, je podporována silnou paraspinální a abdominální muskulaturou.

Častá poranění tohoto regionu zahrnují pády, automobilová nehody, střelná poranění a přímé srážky s těžkými předměty. Zranění nastává nejčastěji v místě Th-L přechodu.

Neurologické poškození lumbálního úseku je obvykle inkompletní. To je zčásti zapříčiněno relativně dobrým cévním zásobením a širokým vertebrálním kanálem. Je potřebné připomenout, že mícha končí u obratle L2, distálně od něj je v páteřním kanálu cauda equina. Cauda equina je méně náchylná k poranění než páteřní mícha. Je to způsobené tím, že nervové kořeny vycházejí v každé spinální úrovni a vertebrální kanál u níže lokalizovaných obratlů obsahuje méně neurologické tkáně. Tudíž poškození nižších etáží zásahem kostních elementů do spinálního kanálu je možné bez následného obrazu neurologického poškození. [49]

2.3.3.1 Flexe

Mechanismus a charakter poškození je stejný jako v páteři hrudní. Klínová kompresní fraktura, zapříčiněná flexí, často není spojená s neurologickým defektem. [49]

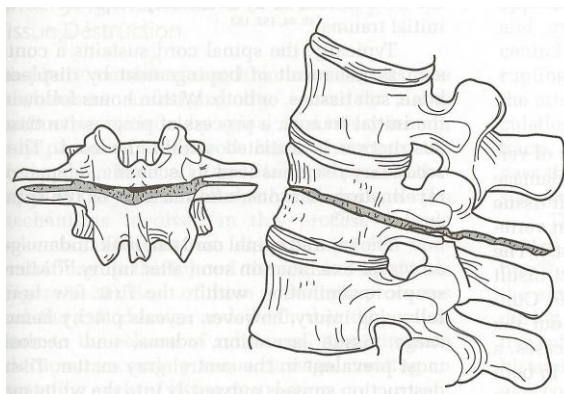
2.3.3.2 Flexe s rotací

Orientace intervertebrálních facetových kloubů poskytuje bederní páteři dobrou anteroposteriorní stabilitu. Limitovaná schopnost pohybu kombinovaná se silnými kloubními pouzdry bederní páteře je příčinou, že luxace této oblasti jsou velmi vzácné. Násilná flexe s rotací má za následek spíše dislokaci zlomeniny. Toto poranění obvykle končí neurologickým defektem. [49]

2.3.3.3 Flexe s distrakcí

Kombinované flekční a distrakční síly jsou charakteristické pro zranění dvoubodovým bezpečnostním pásem, jsou to tak zvaná seat belt zlomeniny. U tohoto typu zranění je bederní páteř násilně ohnutá okolo bodu otáčení, který se nachází na břišní stěně. Flexe okolo tohoto bodu má za následek extrémní distrakční síly středního a zadního sloupce páteře.

Poškození páteřní míchy tímto typem poranění se může objevit v jedné nebo dvou úrovních. Může být omezena na vazy a disky nebo se vyskytuje spolu se zlomeninami obratlů. Kostní zlomeniny a trhliny vazů jsou spojené s flekčně distrakčními poraněními, které jsou orientovány horizontálně (obr. 21). Zadní část obratlového těla společně s annulus fibrosus, arcus vertebrae a posteriorním longitudinálním vazem mohou být roztrženy distraktivními silami. Přední část těla obratle může být stlačena. Přerušení předního a zadního sloupce umožňuje výskyt posunu nebo subluxe. 15% - 27% těchto poranění končí neurologickou poruchou. Častá jsou přidružená břišní poranění. [44; 49]

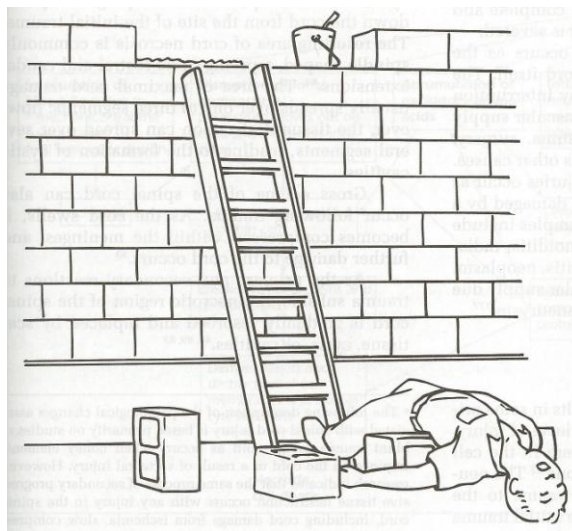


Obr. 21 Flekčně distrakční poranění bederní páteře [49]

2.3.3.4 Střih

Horizontálně směřovaná síla, která vzniká, pokud je osoba zasažena těžkým předmětem zezadu nebo pokud spadne na nerovnoměrný povrch (obr. 22). Při působení těchto sil může vzniknout úplné přerušení vazů s následným posunem obratlů a těžkým neurologickým deficitem.

Střížné síly mohou také být příčinou zlomenin těla obratlů a zadních oblouků. Poranění, způsobená střížnými silami, jsou jedny z nejnestabilnějších. [49]



Obr. 22 Pád na nerovnoměrný povrch [49]

2.3.3.5 Vertikální komprese

V rostrálních oblastech páteře mohou násilné síly, směřované přes dlouhou osu bederní páteře, způsobit tříštivé zlomeniny. V bederním úseku jsou tříštivé zlomeniny spojené s pády. Okolo 50% lidí, jež prodělali tříštivé zlomeniny hrudní nebo bederní páteře, trpěli neurologickými poruchami, obvykle inkompletního rázu. [49]

2.3.4 Přidružená poranění

Traumatické míšní poranění je obvykle doprovázeno dalšími přidruženými poraněními. Nejběžnější přidružená poranění dle Somersové zahrnují zlomeniny, pneumothorax, hemothorax, poranění hlavy, poranění brachiálního plexu a poškození periferních nervů. [49] Beneš uvádí jako nejběžnější poranění zlomeniny žeber, poranění mozku, pneumotorax, hemotorax, rupturu jater, sleziny, perforaci střev a poranění končetin. [3]

Přidružená poranění mohou v některých případech zpozdit a prodloužit rehabilitaci, limitovat pacientovu konečnou funkční zdatnost. [49]

2.3.5 Postup při neurologickém vyšetření

1. Motorika, čítí všech kvalit (jehla, jemný dotyk, polohocit), reflexy, pyramidové jevy, svalový tonus a síla, vazomotorické a pilomotorické změny, změny kůže, nehtů a svalů, potivost, kožní defekty, mozkové nervy.
2. Určení výšky léze a charakter poškození ve vertikální a horizontální úrovni.
3. ASIA Impairment Scale
4. Zhodnocení stádia míšní léze
5. Zařazení do syndromu [30]

2.3.6 Klasifikace míšního poškození

V minulosti, byla komunikace týkající se spinálních poranění rušena nedostatkem univerzálně akceptovaného systému terminologie a vyšetření. Od roku 1992 se začal užívat klasifikační systém, který publikovala Americká asociace míšních poranění (ASIA) a který byl schválen mezinárodní medicínskou paraplegickou společností (International Medical Society of Paraplegia). Systém nese název International Standards for the Neurological and Functional Classification of Spinal Cord Injury, byl založen na původní Frankelově (A-D) klasifikaci a je pravidelně aktualizovaný. [49; 46] Standardy obsahují základní neurologické definice míšních poranění, neurologické vyšetření, hodnocení sensorických a motorických funkcí, stanovení rozsahu míšní léze (ASIA Impairment Scale) a klinické syndromy. [38] Nevýhody ASIA klasifikace spočívají v časové náročnosti a obtížné interpretaci, zvláště je – li pacient v akutním stádiu poranění, je nutné přidat k tomuto hodnocení kompletní vyšetření včetně všech kvalit čítí, zhodnocení spasticity a stádia míšní léze. [30]

Správně provedené neurologické vyšetření umožní stanovit úroveň a rozsah míšní léze, sledovat vývoj stavu pacienta v různých stádiích míšního poranění, zhodnotit reziduální funkční kapacitu svalů a zvolit adekvátní a individuální léčebný rehabilitační postup.

Vedle základních vyšetřovacích metod, hraje v případě míšního poranění, zvláště důležitou roli pečlivé neurologické vyšetření. U těchto pacientů se pro vyšetření používá standardní postup podle ASIA protokolu (American Spinal Injury Association) (Příloha č. 6). Na něj navazuje další vyšetření hodnotící funkční schopnosti. [32]

Herzig a Kaňovský rozdělují klasifikaci míšních poranění dle postižené oblasti a dle mechanismu vzniku. Postižené oblasti dělí na krční, hrudní a bederní region. Jako nejčastěji poškozenou oblast uvádějí krční a thorakolumbální. Mechanizmy vzniku dělí na primární, které jsou vyvolané přímým působením síly a míšním útlakem během poranění a sekundární, které jsou podmíněné rozvojem místních ischemických změn po traumatu. [29]

2.3.7 Klinický obraz

Pro určení úrovně poškození míchy je důležitá znalost vztahu mezi obratlem a segmentem, tzv. vertebromedulární topografie a orientačně pro něj platí Chippaultovo pravidlo.¹ Toto klinicky významné pravidlo, slouží k orientaci o tom, který segment míšní se nalézá v úrovni toho kterého hmatného obratlového trnu.

2.3.8 Určení úrovně poranění podle poruchy nervových funkcí

Určení poruchy motoriky se orientačně zjišťuje pomocí vztahu míšních segmentů ke svalové inervaci. Pro určení poruchy čítí se používá schéma radikulárních areí. [29]

2.3.9 Neurologické úrovně poškození dle ASIA (American Spinal Injury Association)

Pro stanovení neurologické úrovně poškození míchy je nutné znát motorickou a senzitivní úroveň. Motorická úroveň se vyšetřuje pomocí klíčových svalů, které reprezentují míšní segmenty. Pro každý míšní segment je určen jeden klíčový sval. U těchto svalů se ve specifických polohách testuje jejich síla. [32] Rozeznáváme 6 stupňů

¹K hmatným trnům se připočítává číslice 0, 1, 2, 3, abychom orientačně určili, který segment míšní je v úrovni hmatného obratlového trnu.

Horní krční páteř: hmatný trn + 0 = v úrovni hmatného trnu leží stejnojmenný segment míchy (trn C2 = segment C2).

Dolní krční páteř: hmatný trn + 1: př. hmatný trn C6 + 1 = segment C7.

Horní hrudní páteř: hmatný trn + 2: př. hmatný trn Th5 + 2 = segment Th7.

Dolní hrudní páteř: hmatný trn + 3: př. hmatný trn Th 10 + 3 = segment L1

Trn 11. hrudního obratle = míšní segment L5

Trn 12. hrudního obratle = míšní segment S1

Trn 1. a 2. bederního obratle = conus medullaris (S3 – S5)

svalové síly, od stupně 0 (žádný svalový stah) po stupeň 5 (normální stah) dle Jandy. [27]

Motorická úroveň je stanovena podle nejnižší úrovně spinální míchy, v jejímž myotomu (oblast svalů inervovaná z jednoho míšního segmentu) je síla klíčového svalu na stupni 3 a sval umístěný nad ním musí mít sílu na stupni 5. Testují se klíčové svaly pouze pro horní a dolní končetiny, což odpovídá segmentů, C5 až Th1 pro HKK a L2 až S1 pro DKK. V segmentech C1 – C4, Th2 – L1 a S2 – S5 se určuje motorická úroveň podle hranic cití. [32]

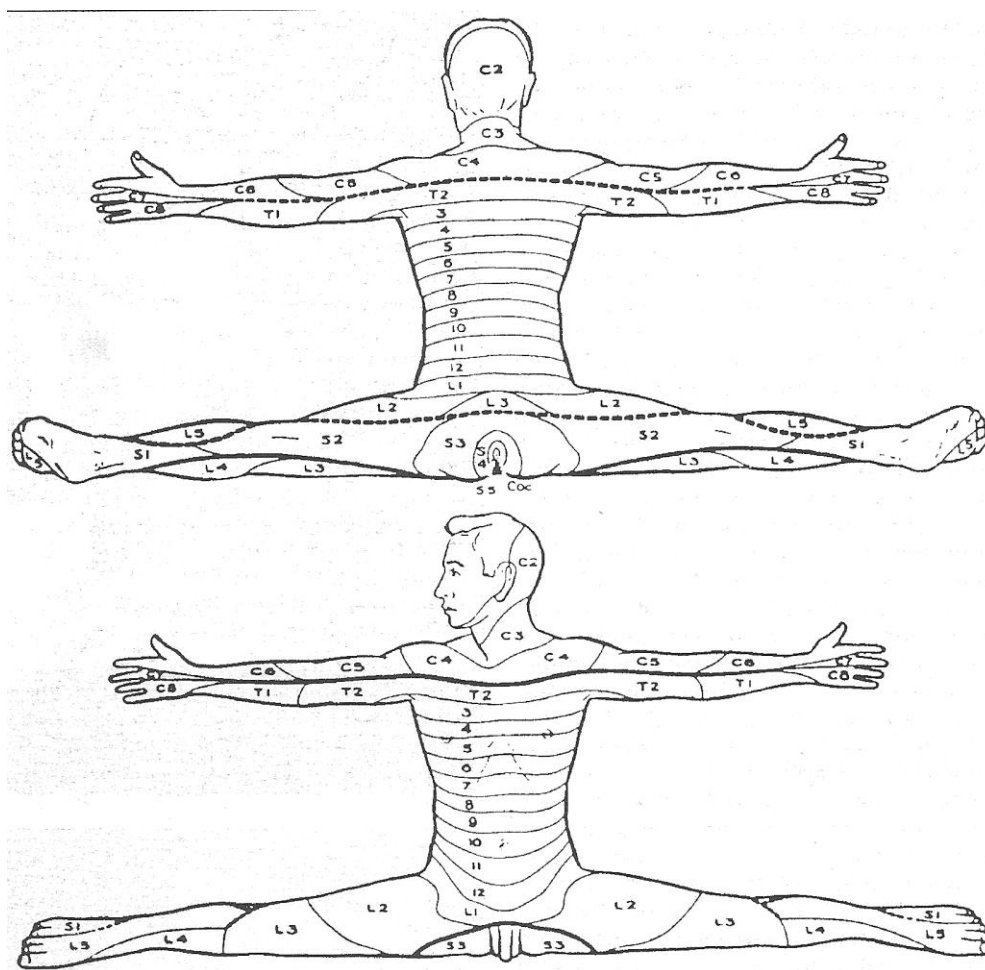
Svaly přijímají informace z více než jednoho míšního segmentu, tudíž daná svalová síla je odrazem funkce dvou a více míšních segmentů. Léze kaudálnějšího úseku než je úsek inervujícího svalu, může v tomto svalu způsobit snížení síly. [49]

K testování senzitivních funkcí se používá lehký dotyk a píchání tupým předmětem do klíčových bodů v každém dermatomu (oblast kůže inervovaná jedním zadním kořenem) (obr. 23). Klíčové senzitivní body jsou přesně vymezené. Každý z nich je inervovaný z jednoho míšního segmentu. Schopnost cití v klíčových bodech poskytuje dobrou zpětnou vazbu o fungování senzitivní části míšního segment. [49]

Senzitivní úroveň je míšní segment, který má plně zachovanou citlivost obou modalit. [32]

Vyšetření motorických a senzitivních funkcí často odhalí rozdíly v nejnižší úrovni spinální míchy, která ještě není poškozena. Například, pacient může vykazovat neporušené motorické funkce v myotomu C5 bilaterálně, ale jeho senzitivní funkce jsou neporušené pouze do dermatomu C4. V tomto případě je vhodnější, zapsat odděleně motorickou i senzitivní úroveň.

Často se také stává, že motorická a senzitivní úroveň se stranově odlišuje, i v tomto případě je vhodnější případné stranové rozdíly patřičně rozepsat. Takovýto záznam nám dá kompletní obraz neurologické funkce. [49]



Obr. 23 Dermatomy [36]

2.3.10 Stanovení rozsahu míšní léze dle ASIA

Rozsah míšní léze se stanovuje podle škály AIS (ASIA Impairment Scale). Tato škála má stupnici od A po E.

AIS A označuje kompletní lézi motorickou i senzitivní. Nesmí být přítomna motorická ani senzitivní funkce v segmentech S2 – S4.²

AIS B je označení pro motoricky kompletní lézi, kdy citlivost pod úrovní léze a citlivost segmentu S2 až S5 je zachována, ale není zde přítomna žádná motorická funkce.

² Při testování senzitivní a motorické funkce segmentu S4 a S5, testující vsune prst do pacientova anu. Porucha senzitivní funkce je dána pacientovou neschopností cítit prst vyšetřujícího. Jako motorická porucha je označován stav, kdy pacient není schopen vědomě stáhnout anální svěrač okolo prstu vyšetřujícího.

AIS C je nekompletní léze. Motorická funkce je zachovaná u více než poloviny svalů pod úrovní poškození míchy. Tyto svaly mají stupeň méně než tři.

AIS D je nekompletní léze. Motorická funkce u více než poloviny svalů pod úrovní poškození míchy je na stupni 3 a více.

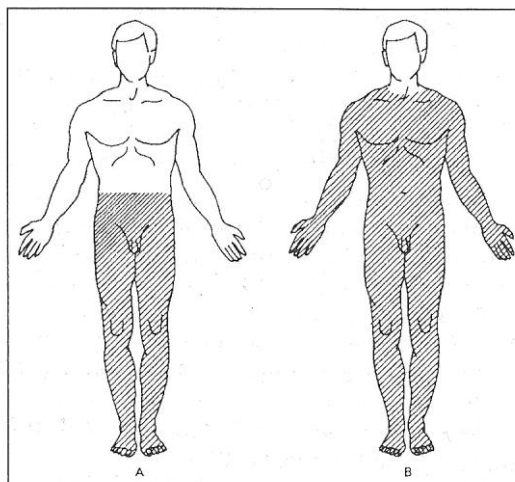
AIS E označuje stav, kdy je normální hybnost i citlivost ve všech segmentech, ale mohou být porušeny autonomní funkce. [32]

2.3.11 Parciálně zachovalý segment

Tento termín se používá pouze u kompletních míšních lézí. Odpovídá částečně zachovalému segmentu, který má částečně zachovanou motorickou i senzitivní funkci a je lokalizovaný pod neurologickou úrovní. Dává informaci, které dermatomy a myotomy jsou částečně inervovány. Stupeň parciálního zachovalého segmentu je charakterizován nejkaudálnějším segmentem se senzitivní, anebo motorickou funkcí. Tento segment by měl být zaznamenán do klasifikačního formuláře. Například, jestliže na pravé straně je senzitivní úroveň v úrovni C5, ale částečná citlivost sahá až do úseku C8, je parciálně zachovalý segment pro citlivost C8. [49; 38]

2.3.12 Tetraplegie versus paraplegie (obr. 24)

Tetraplegie. Poškození míchy nebo ztráta motorických a senzitivních funkcí v cervikálním úseku, z důvodu porušení nervových elementů uvnitř páteřního kanálu. Má za následek snížení funkce nebo úplnou ztrátu pohybových a senzitivních funkcí horních končetin, dolních končetin, trupu a pánevních orgánů. Míra poškození závisí na výšce spinálního poranění. Nezahrnuje lézi brachiálního plexu nebo poranění periferních nervů vně páteřního kanálu. [49; 38]



Obr. 24 Míšní léze [36]

Paraplegie vzniká poškozením nebo snížením motorické anebo senzitivní funkce míchy v hrudní, bederní nebo sakrální oblasti. Motorická a senzitivní funkce

horních končetin je intaktní. Paraplegie se projeví snížením nebo ztrátou motorických anebo senzitivních funkcí dolních končetin, pánevních orgánů a trupu. Míra poškození závisí, stejně jako u tetraplegie, na výšce poranění. [49] Tento termín se užívá i při poškození caudy equinae a conu medullaris, ale ne při lézi lumbosakrálního plexu nebo poruchách periferních nervů vně páteřního kanálu. [38]

Quadruparéza a paraparéza. Použití tohoto termínu je nevhodné, popisuje inkompletní léze nepřesně. Je vhodnější používat škálu ASIA, která poskytuje preciznější koncepci. [38]

2.3.13 Kompletní přerušeni míchy

V úrovni poškození míchy a v úzkém rozsahu poškozených segmentů je přítomna periferní paréza. Pod úrovní míšni léze bude přítomna plegie. Míšní struktury procházejí stádii míšni šoku, který trvá od tří dnů po několik týdnů. Během tohoto stádia jsou příznaky jako u chabé parézy. Pod místem postižení je přítomná úplná svalová atonie, ztráta volní hybnosti, šlachově – okosticová areflexie a anestezie pro všechny kvality. Dále vzniká atonie detrusoru močového měchýře s retencí moče a paradoxní ischiurií a retence stolice. Po odeznění míšni šoku nastupují centrální (spastické) příznaky poruchy hybnosti, svalový tonus se zvyšuje, narůstá šlachově – okosticová hyperreflexie, objevuje se pozitivita abnormálních kožních reflexů, začínají míšni automatismy, trvá úplná ztráta volní hybnosti a anestezie. Kůže je cyanotická, suchá a chladná, se sklonem k hnisavým zánětům. Klinický obraz závisí na místě poškození míchy. [46; 29; 41]

2.3.14 Inkompletní přerušeni míchy

Inkompletní léze spinální míchy končí různými typy motorických a senzitivních poruch. Klinický obraz je určen místem a typem neurologického poškození. [49]

2.3.14.1 Centrální míšni syndrom (SY poranění vnitřní části míchy)

Vzniká poraněním centrální části míchy, periferní části míchy nejsou poškozeny. Léze, nastává téměř výhradně v krční úseku. [49] Pacienti s tímto syndromem mají výraznější poruchu hybnosti na horních končetinách než na končetinách dolních, objevuje se u nich porucha cití syringomyelitického typu s lépe zachovalým hlubokým citím a porucha močení a defekace. [3] V klinickém obraze dominuje postižení

motorických funkcí, vzestupný systém bývá poškozen pouze okrajově a mívá variabilní klinické projevy. [46] Čítí v sakrální oblasti je většinou zachováno. Porucha hybnosti horních končetin má charakteristiku periferní obrny při postižení předních rohů v jednom či více segmentech. Porucha hybnosti dolních končetin je naopak centrální, vyplývající z poruchy traktů.

Tento syndrom může být následkem krvácení a nekrózy, která postihne pouze centrální část míchy nebo poranění sulkálních arterií, zásobujících centrální část míchy.

Mišní syndrom se častěji objevuje u starších pacientů jako následek extenčních poranění krku. Nejčastěji se objevuje po pádu ze schodů nebo přes překážku u lidí, kteří nedokáží včas zareagovat na pád. Může se ale vyskytnout též jako následek flekčních poranění, které se mohou nastat v kterémkoliv věku. [3]

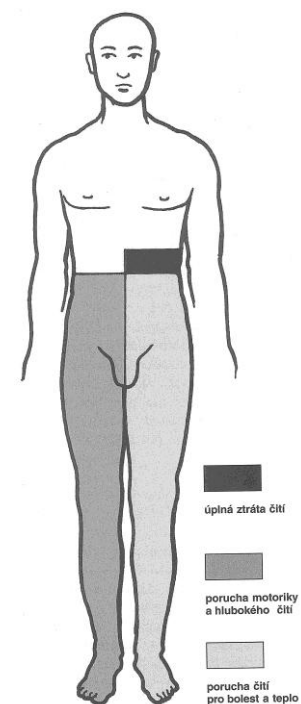
Často je spojený jen s relativně minimálním poraněním (obvykle u starších pacientů) bez známek vertebrálního poškození.

U pacientů s centrálním míšním syndromem se pomocí rehabilitace mohou neurologické funkce vrátit k normě a může být dosaženo funkční nezávislosti bez chirurgického zásahu. [38; 49; 46]

2.3.14.2 Brownův – Séquardův syndrom

Nastává při jednostranném poškození spinální míchy. Přesná hemisekce míchy je vzácná. Běžně je jedna strana míchy poškozena více než druhá (obr. 25)

Pacienti s tímto syndromem jeví motorický a proprioceptivní deficit na straně léze, pod úrovní léze je spastická paréza z poruchy pyramidové dráhy a porucha hlubokého čítí z postižení zadních provazců. Na kontralaterální straně je snížené čítí pro bolest a teplotu ze zkřížené spinothalamické dráhy. [46] V místě léze je, na ipsilaterální straně kůže, patrná anestezie. Spasticita je obvykle přítomna pod místem poškození ipsilaterálně.



Obr. 25 Brown - Sequardův syndrom [28]

Často se vyskytuje jako výsledek dopravních nehod nebo penetrujících poranění (bodnutí, postřelení). Rehabilitace má u těchto pacientů dobrou odezvu, neurologické funkce se vrací a je dosahováno funkční nezávislosti. [38; 49]

2.3.14.3 Syndrom přední míšní tepny

Tento syndrom poprvé popsal Schneider v roce 1951. Vzniká poškozením přední míšní tepny, kdy pro následnou ischemii jejího povodí vzniká výpadek závislých funkcí v segmentu, dle rozsahu poškození tepny. Tento syndrom je často následkem flekčních teardrop zlomenin a tříštivých zlomenin s následnou retrográdní dislokací úlomků kostí do páteřního kanálu. O momentálním bezprostředním útlaku míchy rozhoduje stav a míra poškození zadního vazů. [46; 49]

Jde o velmi vážné poranění, které způsobuje variabilní snížení motorické funkce a citlivosti pro bolest a teplotu při zachování propriocepce a částečném zachování citlivosti pro dotyk a vibraci. Souvisí s poškozením předních a anterolaterálních úseků míchy, přičemž zadní úseky míchy (zadní provazce) jsou plně zachovány. [38; 3]

2.3.14.4 Syndrom zadní míšní tepny

Vzhledem k anatomickým poměrům se tento syndrom u traumatické etiologie vyvine velmi vzácně. Vzniká například při lokální destrukci zadního segmentu páteře při přímých úderech dozadu na krk, šíji a záda, při střelných či bodných poraněních.

Ascendentní systém míšních drah je u tohoto syndromu výrazně poškozen, spinothalamický trakt je zachován, ale ztrácí se funkce zadních provazců, kdy poraněný přichází o všechnu propriocepci. Kvůli poškození zadní poloviny laterálních provazců bývá zhoršena akrální motorická funkce. [46]

2.3.14.5 Syndrom míšního epikonu (L4 – S2)

U tohoto syndromu je v rámci smíšené nebo periferní parézy zachována flexe a addukce v kyčelním kloubu a extenze v kloubu kolenním. Porucha citlivosti je lokalizována na zadní straně dolní končetiny a od kolenního kloubu akrálně. Močový měchýř je automatický, bývá porucha až nemožnost erekce, nebývá ejakulace. [46]

2.3.14.6 Syndrom míšního konu (segmenty S3 – S5)

Poranění sakrální části míchy (konu) a lumbálních nervových kořenů uvnitř páteřního kanálu. Obvykle končí postižením pánevních orgánů a drobných svalů prstců, ostatní hybnost je na dolních končetinách zachována. V důsledku postižení spinálního mikčního centra se rozvíjí autonomní močový měchýř s retencí nebo inkontinencí moče. Je přítomna areflexie střev a hypostézie sedlovitého typu perianálně. [38; 49; 44] Míšní konus je cévně zásoben z epikonu, proto bývají tyto syndromy přítomné současně. [46]

2.3.14.7 Syndrom kaudy

Vzniká na základě poranění caudy equiny a lumbálních a sakrálních nervových kořenů uvnitř páteřního kanálu, kaudálně od spinální míchy pod úrovní obratle L2. Poškození je charakterizováno chabou parézou dolních končetin a postižením sfinkterů. [49; 44]

2.3.15 Neurologická prognóza

Zlepšování stavu můžeme očekávat do dvou i více let. Většina míšních lézí je neurofyziologicky nekompletních, proto je důležité provádět rehabilitaci v maximální možné míře. Dle Adamčové se z pacientů s kompletní paraplegií během 1 roku zlepšil o jednu úroveň AIS 18%, o dvě úrovně 9% a statisticky bez zlepšení zůstává 73 %. Inkompletní tetraplegie se často zlepšuje až o několik úrovní AIS během 1 – 2 let. Pravděpodobnost neurologického zlepšení nemocných se stupněm D AIS je velká, méně pravděpodobná je u stupně B a C (zlepšil se méně než 50% nemocných) a u kompletní léze je velmi nízká (zlepšení nastává u méně než 10% nemocných). [30]

2.4 Mechanický vozík (pojízdné křeslo)

Na úvod celé této kapitoly bych chtěla podotknout, že slovo vozík adekvátně neodpovídá popisu věci. Za tímto slovem si můžeme představit dřevěný vozík, vozík za auto nebo kolo, někteří dokonce i kárku či jiné tažné zařízení.

Ve světě se termín mechanický vozík nepoužívá. V anglicky mluvících zemích je to wheelchair, Němci ho nazývají der rollstuhl, Francouzi en fauteuil roulant. V českém překladu všechna tato slova znamenají pojízdné křeslo. Proč tento termín také nepoužíváme u nás? Ano vozík je slovo kratší a pod pojmem křeslo si představíme obývací a místo, kde sedíme. Dle mého názoru by bylo ale dobré, abychom i my pojem pojízdné křeslo zavedli a užívali.

Vzhledem k tomu, že se u nás termín pojízdné křeslo zatím netěší oblibě, uvádím v práci pro zjednodušení slovo vozík, ačkoliv tento termín není příliš správný.

2.4.1 Historie mechanických vozíků

V dávných dobách bychom mohli charakterizovat život lidí s postižením slovem závislost. Šťastnější jedinci se mohli spolehnout na sluhy nebo rodinné příslušníky, kteří je nosili na nosítkách. Ve středověku byly v Evropě nosítka nahrazeny kolečkem. Kolečko bylo celkem pohodlné, i když poněkud nedůstojné. Stále ale byla potřebná pomoc jiné osoby. První záznam o kolečkovém křesle byl vyryt do kamene čínského sarkofágu v 6. století našeho letopočtu.

Kolečkové křeslo bylo více vyvinuto v čase renesance jako těžké polstrované křeslo s polohovací opěrkou na záda a s kolečky na předních nožkách. Toto kolečkové křeslo umožňovalo lidem odpočívat kdekoli v domě. V 16. století španělský král Filip II. onemocněl dnou a používal komplikované kolečkové křeslo s čalouněním a nastavitelnými opěrkami na nohy a záda (obr. 25). Později Ludvík XIV. používal toto křeslo během zotavování se po operaci. Právě to, křeslo na francouzském dvoře zpopularizovalo. V roce 1700 se na zámku Versailles nacházelo až 20 těchto křesel.

Vývoj vozíků začal na začátku 18. století. V tom čase byly formovány do podoby křesla a opatřeny dvěma velkými dřevěnými koly vepředu a jedním malým vzadu. První vozíky byli zdobené, těžké, špatně ovládatelné a poskytovaly minimální soběstačnost.



Obr. 26 Vozík v minulosti a současný vozík [62]

Americká občanská válka po sobě zanechala tisíce lidí s amputacemi a tak se začaly objevovat lehčí vozíky se sedátkem a opěradlem vypleteným rákosím a s moderními železnými koly.

Také po první světové válce rapidně vzrostlo množství mladých mužů a žen s postižením. Američtí veteráni dostávali ale již „pokrokové“ 50-ti librové vozíky (asi 22 kg), které byli téměř celé vyrobené z indického rákosí. Ty ale byli stále nevhodné pro samostatný pohyb.

V roce 1932 Herbert Everest spolu s jeho kolegou báňským inženýrem Harrym Jenningsem, vynalezli skládací vozík z letecké ocele. Byl to radikální odklon od předchozích typů vozíků a Everest, který byl sám paraplegik, se stal živou reklamou pro jejich produkt. Takto se zrodily moderní skládací vozíky.

Druhá světová válka vedla ke zlepšení zdravotní péče. Avšak nemocnice pro veterány byly zpočátku stále vybaveny vozíky z občanské války. Ke konci války už bylo mnoho veteránů vybaveno standardním 18-ti palcovým chromovým vozíkem od Everesta a Jenningse. Ale nestávalo se, že by vozík vyhovoval jednotlivcům. Byly to jednoduché židle, které poskytovaly uživatelům jistý stupeň mobility. Mnoho uživatelů vozíků a rehabilitačních lékařů bylo nespokojených s nedostatečnou mobilitou a hledali způsoby jak zaktivnit postiženým jejich život a přivést je k větší nezávislosti.

Další vývoj vozíku proběhl díky sportu. V roce 1975 se stal mladý paraplegik Bob Hall prvním člověkem, který dokončil bostonský maratón na vozíku. To otevřelo brány pro mnoho dalších závodících. Za několik let byla otevřena kategorie vozíčkářů na většině známých běžeckých závodů v USA. Na závody začalo trénovat o mnoho více

lidí, než se kdy předpokládalo. To přimělo vládu, aby začala podporovat výzkum vzájemné interakce mezi uživatelem vozíku a vozíkem. Faktory pro výrobu vozíků se stali výkon, odolnost, komfort a vzhled.

Během 70. a 80. let 19. století mnoho aktivních uživatelů vozíků začalo upravovat svoje vozíky tak, aby lépe vyhovovaly jejich potřebám. To podpořilo snížení váhy mechanického vozíku pod 20 liber (zhruba 9 kg). Někteří vozíčkáři založili vlastní společnosti (napr. Quickie, Top-End, Magic-in-Motion, Halls Wheels, Eagle Sportschairs), které byli vnímavé k požadavkům zákazníků, a zcela změnilo toto odvětví. Právě zapojení zákazníků do vývoje vozíků změnil charakter života na vozíku.

Vývoj vozíků do jeho dnešní podoby byl nesmírně pomalý. Vozíky se zlepšovali během celého 20. století, většina z těch, které se používají, byla vyvinuta v posledních 15 letech. V minulosti se používali vozíky, které více připomínaly nemocniční inventář než aktivní pomůcku sloužící k pohybu. Přes to i dnes mnoho lidí stále používá nevhodné staré těžké vozíky. [6]

2.4.2 Nastavení vozíku

K tomu abychom dosáhli správného nastavení vozíku, je potřeba několik důležitých měření a pochopení, jak se tato měření vztahují k výkonu. Vozíky jedné velikosti nevyhovují každému, a proto je potřebné vědět jak zvolit správnou velikost vozíku. V minulosti byla měření vozíku docela jednoduchá, protože všechny vozíky měly v podstatě stejnou stavbu a dostupných bylo jen několik málo velikostí. Dnes je však trendem větší flexibilita a možnost si vozík přizpůsobit, což umožňují téměř všichni výrobci. Pokud výsledky měření zákazníka nevyhovují katalogovým typům, je namístě kontaktovat různé výrobce a zjistit dostupnost a cenu vozíku na zakázku.

Zdatnost uživatele vozíku ovládat vozík do značné míry určuje rozměry vozíku v nastavitelných ohledech. Čím je člověk zručnější, tím může mít vozík aktivnější a ovladatelnější. Důležité je též prostředí, ve kterém se bude vozík používat. Pro prostředí s větším množstvím překážek bude vhodnější vozík s větší šířkou stopy a větším rozvorem.

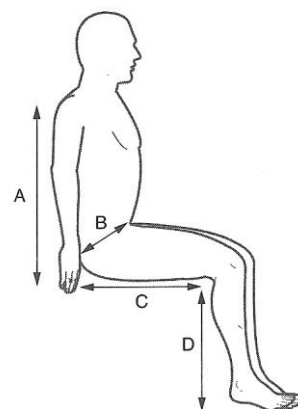
Protože lidé provádějí různé úkony a každý člověk má jiné schopnosti, existují různé typy vozíků s různě nastavitelnými komponenty. [6]

2.4.3 Antropometrické míry

Měření těla se většinou provádí vsedě. Nejlépe se provádí s ocelovým nebo nylonovým pásmem vyrobeným speciálně pro tento účel. Toto pásmo se nazývá antropometrické pásmo. K jeho konci je připevněna pružina, která omezuje sílu aplikovanou na měkké tkáně. To pomáhá omezit chyby mezi měřeními, kdy jedna osoba u měření použije malou sílu, čím způsobí malou deformaci měkkých tkání, a jiná osoba použije větší sílu a díky tomu je deformace měkkých tkání větší. Takto by mohli vzniknout jiné výsledky u měření jedné osoby. Posuvné měřidlo (kaliper) může být použito pro přesnější měření šířky a hloubky. Posuvná měřidla jsou však primárně používány specializovanými klinikami a výzkumnými laboratoři. [6]

Důležitá měření se provádí v sagitální rovině. Při sledování sagitální roviny jsou pro definici sedu použity tři hrany sedacích rovin. Zádová rovina, sedací rovina a rovina chodidel (obr. 26)

Zádová rovina je vertikální rovina, která se dotýká nejzadnější části klientových zad. Typicky je měřena osoba umístěna do co možno nejsvislejší polohy trupu. Pokud může tato osoba zaujmout normální vyrovnanou pozici sedu, tak se zádová rovina dotýká páteře v hrudní oblasti.



Obr. 27 Sagitální roviny vsedě [2]

Sedací rovina je horizontální rovina, která protíná zádovou rovinu a dotýká se nejnižší části sedací plochy. Místo dotyku sedací roviny jsou sedací tubery.

Rovina chodidel je také horizontální rovina a definovaná bodem doteku chodidla s podložkou (stupačkou). Je důležité si uvědomit, že tyto tři roviny jsou jen imaginární. Skutečný sed na vozíku se může zásadně odklánět od těchto rovin v závislosti na funkční anatomii člověka. [6]

Výška a váha

Asi nejpochoptelnější míra je výška a váha. Váha je důležitá pro výběr vozíku, který má vhodnou konstrukci pro zvládnutí této hmotnosti. Pro příklad, většina vozíků se testuje s figurínou o hmotnosti 100 kg. Figuríny jsou vyrobeny ze dřeva nebo z hliníku a jsou tedy tužší než skutečná osoba. I přesto musí být vozík stavěný na váhu

konkrétního uživatele. Mnoho výrobců uvádí v servisních manuálech, že jsou jejich vozíky vyrobeny pro hmotnost až 110 kg. Při vybírání vozíku pro osobu těžší než 100kg je však nejlepší konzultace s výrobcem. Prodejce vozíku by měl také potvrdit, že byl vozík testován pro hmotnost vyšší, než je hmotnost budoucího uživatele.

Výška poskytuje informaci o rozměrech uživatele a může být použita pro konečné měření vozíku. Součet výšky vsedě, hloubky (délky stehen) a délky bérců by měl být podobný výšce osoby vleže. Výška a hmotnost též podávají informaci o postavě. Tyto informace jsou důležité pro konstruktéry vozíku, kteří nikdy uživatele neviděli a pro budoucí uživateleovy terapeuty, kteří je můžou použít pro rychlé ověření, jak se změnil jeho stav od poslední změny vozíku.

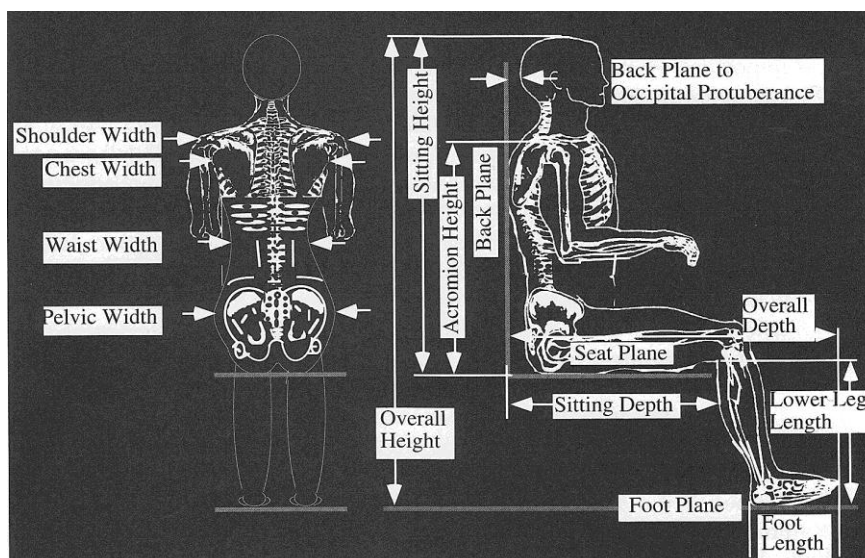
Celková výška vsedě pozici je vzdálenost mezi chodidlovou rovinou a vrcholkem hlavy. Tato míra je důležitá pro posouzení vzájemné vazby mezi uživatelem vozíku a jeho okolím. Celková výška určuje, jak nízko může osoba sedět ve vozíku bez toho, aby se její nohy dotýkali země. [6]

Šíře hrudníku, obvod pasu a šíře pánve

Čím vyšší úsek míchy je poškozen, tím vyšší musí být zádová opěrka, aby zajistila odpovídající rovnováhu sezení. Pokud bude zádová opěrka příliš úzká, nebude pohodlná. Pokud moc široká, bude ovlivněna schopnost dobře pohánět vozík. Šířka opěrky by měla být přibližně o 2 centimetry delší než je šířka hrudníku (obr. 28) v jejím nejvyšším bodě.

Obvod pasu (obr. 28) je důležitý pro nastavení područek, bočnic a kol. Typicky jsou područky a bočnice umístěné v šíři pasu. Vzdálenost mezi područkami a uživatelem by měla být 5 - 10 cm. Pokud jsou područky příliš daleko od sebe, musí dát uživatel horní končetiny do příliš velké abdukce a flexe, aby vůbec dosáhl na obruč.

Šířka pánve (obr. 28) se používá pro určení šířky sedáku. Šířka sedáku by měla být co nejpodobnější s šířkou pánve. To uživateli umožní nejjednodušeji dosáhnout na obruče, a horní končetiny jsou tak v pozici největší páky. Aktivní uživatelé vozíků upřednostňují šířku o 1 centimetr větší než je šířka pánve. Víc než 3cm rozdílu mezi šířkou sedáku a šířkou pánve může mít negativní vliv na biomechaniku záběru. [6]



Obr. 28 Antropometrické míry, pohled zezadu a z boku [6]

Výška sedu

Výška sedu (obr. 28) je určena vzdáleností mezi sedací rovinou a vrcholkem hlavy. Výška sedu, spolu s výškou sedáku, určuje, jak vysoko osoba sedí. To pomáhá určit minimální a maximální dosah. [6]

Hloubka sedu

Hloubka sedu (obr. 28) je vzdálenost mezi zádovou rovinou a popliteálními jámami (šlachy hamstringů). Používá se pro určení hloubky sedáku. [6]

Délka bérce

Délka bérce (obr. 28) se měří od fossa poplitea po rovinu chodidla. Používá se pro zvolení a nastavení délky stupaček. Stupačky se vyrábí v několika velikostech v závislosti na velikosti nohy a hybnosti chodidla a kotníku. [6]

Délka chodidla

Délka chodidla (obr. 28) je největší délka nohy i s botou. [6]

Celková hloubka

Celková hloubka (obr. 28) sedícího klienta je definována jako vzdálenost mezi špičkami palců dolních končetin a zádovou rovinou. Tato vzdálenost je důležitá při určování hloubky pracovního stolu. Celková hloubka také ovlivňuje možnost ovládní vozíku.

Vzdálenost mezi velkým týlním hrbolem a zádovou rovinou se používá pro specifikaci rozsahu nastavení hlavové opěrky. Opěrky hlavy jsou často používány jako opora hlavy a krku pro lidi s vyšším stupněm postižení.

Zkušení technici mohou provést potřebné měření u osoby sedící nebo ležící na podložce. Většina z nich upřednostňuje měření osoby vsedě, protože to odpovídá vlivu gravitace na držení těla. Důležité je také zjistit rozsahy pohybu klíčových kloubů a asymetrie v držení těla. [6]

2.4.4 Standardizované měření sedu na vozíku

Výrobci vozíků používali mnoho rozličných způsobů jak definovat rozměry sedu na vozíku, což vedlo k nedorozuměním při objednávání vozíků. Častým problémem byly nestandardizované způsoby, jak zvolit vhodné rozměry vozíku vzhledem k anatomickým měřením. Po mnoha letech práce vznikly ve Spojených Státech standardy pro rozměry sedu a kol (ANSI/RESNA). Paralelně s nimi vznikl v Mezinárodní Standardizační Organizaci (ISO) Mezinárodní standard pro rozměry sedu a kol.

Standardizované způsoby měření vozíků snižují potřeby poznávání každého modelu vozíku. V minulosti, každý výrobce používal jiné definice měření. Rozměry každé osoby museli být přeloženy na míry potřebné pro daný specifický vozík. Použitím standardních mír se docílilo toho, že rozměry osoby mohou být přímo použity pro výběr z velkého množství vozíků a jejich typů. Je důležité si uvědomit, že většina výrobců upravuje téměř všechny aspekty svých vozíků k tomu, aby vyhovovali specifickým potřebám. Velké úpravy vyžadují podrobnou znalost stavby vozíku a potřeb uživatelů vozíků. V našich podmínkách bohužel ještě není samozřejmostí, aby výrobce zapůjčil vozík k vyzkoušení. [6]

Při specifikaci vozíku existuje několik důležitých rozměrů, které při nevhodném stanovení, mohou mít negativní vliv na výkon a v některých případech mohou také vést k bolestem a zraněním. Některé rozměry vozíku jsou pevné podle výrobce, a tedy nemohou být nastaveny dodavatelem. Pevné rozměry vozíku musí být vhodně zvolené při objednávce, jinak vozík nebude optimálně nastaven. Důležité pevné rozměry jsou šířka a hloubka sedáku. [6]

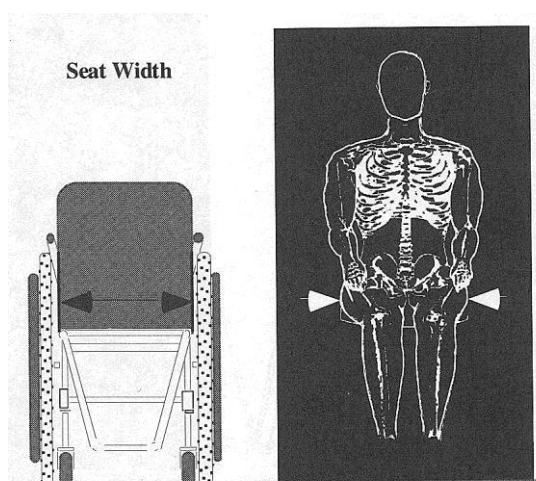
2.4.4.1 Jednotlivé komponenty a jejich nastavení

Oporu uživatele tvoří sedák, sedací polštář, zádová opěrka, stupačka, bočnice s područkou nebo bez ní, u některých pacientů ještě opěrka hlavy a fixační popruh. [14] Níže uvedená vyšetření se většinou neprovádějí samostatně, ale jsou prováděna dohromady v rámci komplexního vyšetření každého pacienta, v textu jsem je uvedla zvlášť z důvodu lepší přehlednosti a orientace.

Sedák

Šířka

Vozíky se vyrábějí s řadou různých šířek sedáku. Mnoho výrobců vyrábí sedáky se šířkou v násobcích 25 mm. Šířku sedáku určuje šíře jeho plochy (obr. 29). Pro běžný vozík s trubkovým rámem bude šířka sedáku určena vnějším okrajem sedlových trubek. Pokud by byl vozík vybaven područkami a ty zasahovaly do oblasti sedací plochy, tak by šířka sedáku byla zúžená. Podle metodiky, popsané



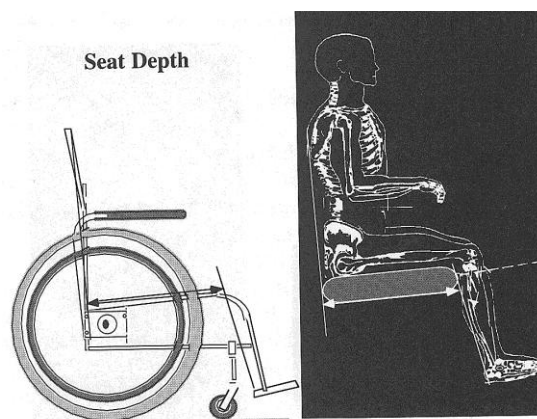
Obr. 29 Šířka sedáku [6]

ve standardu ANSI/RESNA, je šířka sedáku příčný rozměr sedací plochy vozíku se sedícím. Měření se sedícím je důležité jelikož mnoho vozíků má sedák čalouněný. Čalounění může poklesnout nebo se natáhnout a tím může redukovat efektivní šířku sedáku. ANSI/RESNA standard požaduje využití figuríny pro zatížení sedáku k dosažení přesných měření pro skutečného uživatele. Šířka sedáku se měří ve výšce nad sedací rovinou, kde se nacházejí trochantery. Technici změří vzdálenost mezi trochantery a přidají požadovanou vůli k dosažení vhodné šířky sedadla.

Většina uživatelů vozíků upřednostňuje úzký sedák. Úzký sedák může být využit pro získání celkově užší šíře vozíku. Úzký vozík má lepší přístup do budov a zúžených prostor. Úzký sedák také posune zadní kola do lepší pozice pro ovládání horními končetinami. To při záběru vede k lepší efektivitě pohonu a může se redukovat riziko bolestí a zranění spojených s dlouhodobým užíváním vozíku. Mezi šíří sedáku a trochantery je potřebná vůle pro oblečení a pro pohybové a váhové posuny. [6]

Hloubka

Hloubka sedáku (obr. 30) musí být zvolena už před koupí vozíku. Podle standardu ANSI/RESNA určuje hloubku sedáku vzdálenost mezi průsečnicí zádové opěrky a sedací rovinou a průsečnice sedací roviny a referenční roviny dolních končetin. Referenční rovina dolních končetin je určena jako přímka vedena kolmo na stupačky.



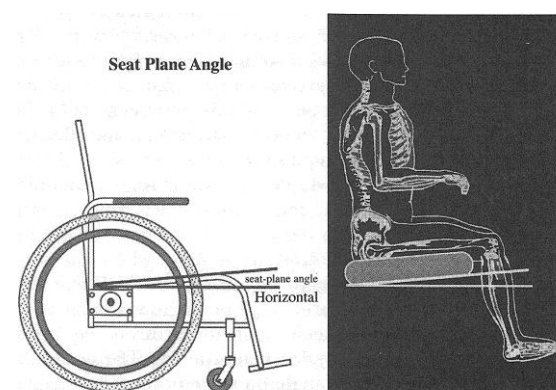
Obr. 30 Hloubka sedáku [6]

Hloubka sedáku by měla být zhruba o 50 mm menší než je uživatelova hloubka sedu. To pomáhá vyhnout se nadměrnému tlaku na popliteální jamky (šlachy hamstringů).

Vhodná hloubka sedáku pomáhá lepšímu rozložení váhy po celém povrchu sedáku. Pokud je hloubka příliš malá, neponesou stehna dostatečnou váhu a tím se zvýší tlak na kostní výstupky (např. sedací tubery, velké trochantery). Hloubka sedáku se měří s uživatelem vozíku na místě. Je to proto, že se zádová opěrka může ohnout nebo natáhnout, když si člověk sedne do vozíku. V mnoha případech je hloubka sedáku větší než vzdálenost mezi průsečnicí trubek zádové opěrky se sedací rovinou a přední hranou sedákového čalounění. Je také důležité poznamenat, že opěrky lýtek zvyšují efektivní hloubku sedáku. Pokud se efekt opěrek lýtek nezapočítá, tak uživatel ve vozíku nemusí být schopen sedět vzpřímeně. [6]

Úhel sedací roviny

Úhel sedací roviny (obr. 31) je úhel mezi horizontální rovinou a sedákem s figurínou. Typicky je mezi 0 – 5 stupni. Úhel sedací roviny může být zvolen během výroby nebo je, v některých případech, nastavitelný. Někteří aktivní uživatelé vozíků preferují mít tento úhel větší (až 20 stupňů). Větší úhel podporuje, aby tělo bylo usazeno pevně v zadní části sedací jednotky. To pomáhá zlepšit výkon u



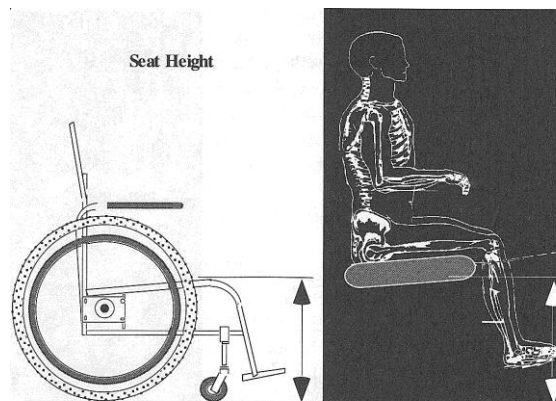
Obr. 31 Úhel sedací roviny [6]

sportů jako basketbal, tenis a slalom. Některým pomáhá zlepšit jejich rovnováhu. Větší úhel způsobuje větší tlak na sedací hrboly a trochantery. Proto se při výběru vozíku s pevným úhlem sedací roviny musí důsledně zvážit všechna pro a proti. Pokud je vozík v tomto ohledu nastavitelný, tak mohou uživatel s technikem při volení úhlu experimentovat.

Úhel mezi sedací rovinou a referenční rovinou dolních končetin se užívá pro určení přední části rámu vozíku. Referenční rovina dolních končetin je v pravém úhlu se stupačkami a protíná je v bodě, kde budou uživatelovy paty. Úhel mezi sedací rovinou a referenční rovinou dolních končetin je podobný úhlu mezi femurem a tibií. Někteří výrobci vozíků vyžadují tento úhel při objednávání. Je žádoucí, aby se tento úhel rovnal 90 stupňům. Někteří lidé nemají dolní končetiny dostatečně ohebné k tomu, aby dosáhli 90 stupňů, nebo potřebují menší uhel, aby byl zabezpečen tok krve v dolních končetinách. Úhly menší nebo větší než 90 stupňů jsou zcela běžné. Menší úhly mají sklon zkracovat vozík a umožňují lepší ovladatelnost v omezených prostorech. Větší úhly poskytují větší prostor pro přední kolečka na otáčení a mohou být použity pro dosažení většího rozvoru kol, což umožňuje jednodušeji překonat některé překážky. [6]

Vzdálenost sedáku od země

Minimální vzdálenost sedáku od země (obr. 32) je limitována výškou osoby, hlavně délkou jejich dolních končetin. Většina vozíků vyžaduje vůli zhruba 50 mm, aby byli funkční. Vůle u bérce může způsobovat problémy u ramp nebo při překonávání běžných překážek jako jsou prahy u dveří. Maximální vzdálenost sedáku od země pro manuální



Obr. 32 Vzdálenost sedáku od země [6]

vozík je limitována dosahem uživatele vozíku na ovládací obruč. Ideálně by při úchytu vrcholu obruče měl být úhel v lokti 100 - 120 stupňů.

Vzdálenost sedáku od země ovlivňuje stabilitu vozíku. Pokud je sedák příliš vysoko, může se při běžných aktivitách převrhnout. Ovlivněna je také schopnost uživatele přesunout se z vozíku. Výška sedu se měří od přední hrany sedáku, s vozíkem

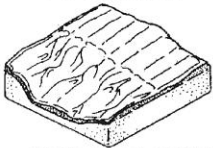
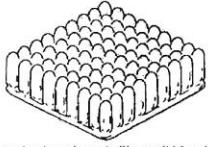




zatíženým testovací figurínou (uživatel). Celková výška sedu je ovlivněna jak výškou sedu, tak i jeho úhlem. [6]

Sedací polštář

Vyšetření spojené s výběrem sedacího polštáře by se mělo zaměřit na hodnocení s ohledem na rizikovost vzniku dekubitů. Existuje řada stupnic a škál, které zohledňují různé faktory, asi nejznámější je stupnice dle Nortonové, Braden či Waterlow scale. Je nutno si uvědomit, že kůže, kde byl dekubit, i když je již zhojen, není nikdy plnohodnotná a zůstává stále riziková, ke vzniku dalšího možného defektu. Dále je potřeba posoudit postavení pánve a z toho vzplývající poruchy sezení. Pánev reaguje tak, aby člověk neztratil rovnováhu a současně zachovával horizontální úhel pohledu. Postavení pánve hodnotíme vsedě podle postavení cristae iliacae, které mají být stejně vysoko. Symetrie pánve se hodnotí podle spojnic spinae iliacae anteriores superiores a spinae iliacae posteriores superiores, které by měli být v symetrickém sedu rovnoběžné. Nevhodné postavení pánve působí v časovém horizontu na postavení celé páteře, mohou vznikat patologická zakřivení páteře a asymetrická svalová napětí. Tím dochází k přetěžování určitých svalových skupin, zhoršování spazmů, vzniku bolestí a v důsledku tohoto k dyskomfortu i ke zhoršení celého sedu ve vozíku.

Pomocí správně vybraného sedacího polštáře (obr. 33) a nastavení vozíku je možno situaci zlepšit. Je důležité nejen znát postavení pánve, ale i nerovnováhu v napětí jednotlivých svalových skupin, její symetričnost či asymetričnost, které by mohly pánev vychylovat z jejího správného neutrálního postavení. Dále vyšetřujeme rozsah pohybu nosných kloubů dolních končetin, pro správný sed je důležité, aby rozsah pohybu do flexe v kyčelních, kolenních a hlezenních kloubech byl možný do 90°.

Vozík by měl být vyměřen s konkrétním sedacím polštářem. Každý sedací polštář je jinak vysoký, a to tudíž ovlivňuje i výšku zádové opěrky a samozřejmě i výšku stupaček a područek. Již dva centimetry mohou sehrát velkou roli v ovlivnění stability sedu.

TYP SEDAČKY	relief tlaku	stabilita sedu	teplný komfort	čistenie	životnosť	cena
 gelovo - penová sedačka	dobrý	dobrá až výborná	dostatočný až dobrý	výborná	dobrá až výborná	vysoká
 vzduchová sedačka reliéfová	výborný	zlá až dostatočná	dobrý až výborný	výborná	dostatočná až dobrá	vysoká
 gelová sedačka	dobrý	dostatočná až dobrá	výborný	výborná	dostatočná	skôr vysoká
 penová sedačka v čalúnení	dostatočný až dobrý	výborná	dostatočný až zlý	výborná	výborná	skôr vysoká
 penová sedačka	dostatočný až dobrý	dobrý	dostatočný	zlá	dostatočná až dobrá	skôr nízka
 vzduchová sedačka	dostatočný	dobrá až výborná	dostatočný až dobrý	výborná	dobrá	nízka

Obr. 33 Typy sedacích polštářů [36]

Každý sedací polštář se hodnotí podle tří kritérií. Za prvé, jak rozkládá tlak a působí preventivně proti otlakům a snižuje riziko dekubitů. Za druhé, jak redukuje střižné síly a tím snižuje riziko poškození kůže. [13] Tyto střižné síly se uplatňují v polosedě, kdy trup klouže po podložce dolů. Kůže zůstává na podložce, ale tělo se dále sune níž. Tímto mechanismem dochází k poškození podkoží, napínání cév a zhoršení prokrvení. [57] A konečně zatřetí, jak napomáhá ke správnému postavení pánve a tudíž ovlivňuje celou páteř a jaké nabízí možnosti korekce špatného postavení pánve.

Sedací polštáře můžeme dělit na tvarované a rovné, na pevné a tekuté a na kombinované. Tvarované se používají, pokud je potřeba podpořit stabilitu a rovnováhu sedu. Pevné sedací polštáře se dále dělí na pěnové a gelové. Pevné rovné sedací polštáře špatně rozkládají tlak, vzniká zde vysoký tlak na kostní výstupky (hrboly sedacích kostí, kostrč). Pevné tvarované mohou v některých případech vhodným anatomickým tvarováním částečně přispět ke snížení tlaku na výše zmíněné kostní

prominence. Kritérium podpory správného sedu a stability závisí na densitě materiálu, čím je totiž nižší, tím méně podporuje správnou polohu. Výhodou je možnost tvarování, anebo zhotovení individuálního polštáře na objednávku. Tekuté polštáře obsahují vzduch, vodu nebo hydrokoloidní látky. Tekutý polštář dobře obejme sedací hrboly a sleduje je při změně polohy, tím snižuje střížné síly při přesunech, ale i kterémkoliv pohybu hýždí ve vozíku. Pevný polštář tuto funkci nemá. Dobře rozkládají a vyrovnávají tlak po celé sedací ploše, protože dovolí sedacím hrbolům a dalším prominencím, zanořit se do tekutého materiálu. Tímto způsobem minimalizují bodový tlak na sedací kosti a maximalizují povrchovou kontaktní plochu. U tekutých polštářů je stabilita pánve a podpora správného držení těla přímo úměrná jejich viskozitě. Čím je viskozita nižší, tím je nižší podpora správného postavení pánve ve všech směrech.

Kombinované sedací polštáře, kde je zastoupeno 2 a více již uvedených složek, například pěna a vzduch, pěna a gel, se snaží zdokonalit antidekubitní hledisko a lépe ovlivnit stabilitu pánve.

Pomocí správně vybraného sedacího polštáře se dokáže předejít vzniku a následné léčbě dekubitů, bolestem z důvodu imbalance trupových svalů v důsledku špatného sedu a nesprávnému pohánění vozíku. [13]

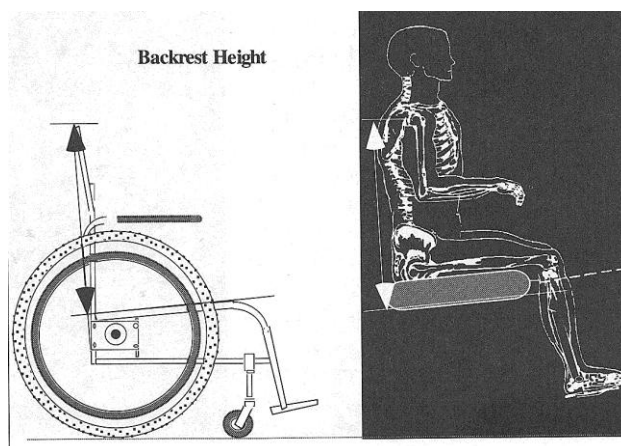
Zádová opěrka

Zajišťuje správný sed, stabilitu, jistotu a tím i samostatnost ve všech denních činnostech. [14] Při aspekci zezadu by měla být páteř rovná, bez patrných patologických zakřivení, toto přesněji vyšetříme spuštěním olovnice ze záhlaví, která má procházet intergluteální rýhou a dopadat mezi paty. [25] Při pohledu z boku sledujeme fyziologická zakřivení páteře, která mohou být zvětšena či zmenšena. Pokud zjistíme nějaké patologické zakřivení je nutno zjistit, zda je zafixované či ho některou komponentou vozíku lze korigovat. Opěrku vybíráme dle tvaru, potahu, možností jejího nastavení, možnosti nastavení jejího úhlu mezi ní a sedákem a možností jejího náklonu. [14]

Co se týká tvaru a potahu, máme 4 základní typy zádových opěrek. Běžná zádová opěrka, která je tvořena nylonem, bez možnosti nastavení tahu. Pevně tvarovaná zádová opěrka s polstrováním. Zádová opěrka, složená ze dvou částí, a to části vnitřní, která je tvořena suchými zipy a částí zevní, kterou tvoří měkká vrstva. Výhoda této opěrky spočívá v tom, že je nastavitelná, takže se může přizpůsobovat potřebám

pacienta trvale a nemusí být měněna za jiný typ. Poslední čtvrtý typ zádové opěrky je opěrka skořepinová, která je tvořena vnější pevnou skořepinou. Její laterální peloty se dají nastavit a mohou se tak využít pro korekci skoliózy či jiného patologického zakřivení, které je korigovatelné. Pokud je patologická křivka již fixovaná, může tato opěrka zajistit alespoň oporu páteře a zabránit progresi stavu. [15]

Při výběru vozíku je důležitá výška zádové opěrky (obr 34). Ta se může dosti lišit. Typicky je výška zádové opěrky podobná hloubce sedáku a nastavitelná v rozsahu zhruba 150 mm. Měříme ji vždy s navrhovaným sedacím polštářem. Pokud je opěrka příliš nízká, část trupu přepadá dozadu. Naopak je-li příliš vysoká, tlačí trup do



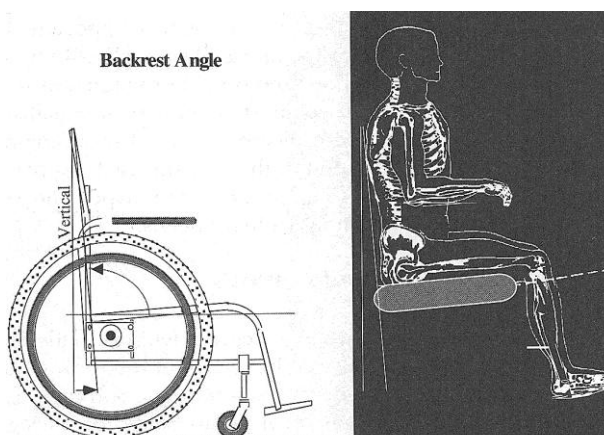
Obr. 34 Výška zádové opěrky [6]

hyperkyfózy, omezuje pohyb v ramenních kloubech a celý trup flektuje. Pokud je uživatel vozíku schopný aktivnímu pohybu horními končetinami v oblasti pletence ramenního, musí mít zádovou opěrku umístěnou tak, aby nebránila pohybu scapuly.

Vyšší opěrky používají pacienti s vyšší míšní lézí. Paraplegik většinou používá nižší opěrku než kvadruplegik. Efektivní metoda pro zjištění vhodné výšky zádové opěrky je zhodnocení rovnováhy vsedě bez opory. Pro některé jednotlivce samotná zádová opěrka neposkytuje dostatečnou oporu. V takových případech může dodatečnou oporu poskytnout opěrka hlavy. Ta je většinou potřebná u lidí s velmi těžkým postižením. Může být použita u manuálních i elektrických vozíků. Výška opěrky hlavy se měří od průsečnice sedací a zádové roviny po velký týlní hrbol. Existuje mnoho typů opěrek hlavy podle různých potřeb. [6; 16]

Velice důležitý je u zádové opěrky úhel, který svírá se sedákem (obr. 35). Určuje se s uživatelem ve vozíku. Je to úhel, který svírají záda uživatele vozíku s vertikální rovinou. Jeho velikost je většinou mezi 90 a 95 stupni. U některých vozíků může být změněn nastavením pozice zadních nebo předních kol. Úhel zádové opěrky je u každého individuální. Nastavení tohoto úhlu závisí na výšce léze, možnosti rozsahu pohybu v kyčelních kloubech, funkčnosti sedu, stabilitě a rovnováze uživatele, na

opoře, kterou potřebuje a na schopnosti udržet horní část trupu proti gravitaci. Optimálního způsobu sedu docílíme vzájemnou kombinací nastavení tahu zádové opěrky a nastavení úhlu mezi sedákem a zádovou opěrkou. Nastavením tahu zádové opěrky podepřeme pánev a docílíme správného postavení, jak pánve, tak kyčelních kloubů a celé páteře. [16; 6]

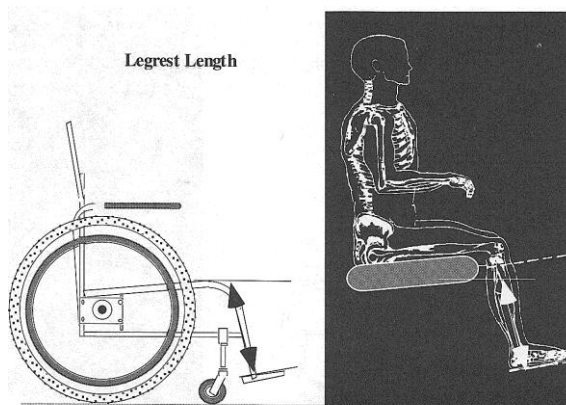


Obr. 35 Úhel zádové opěrky [6]

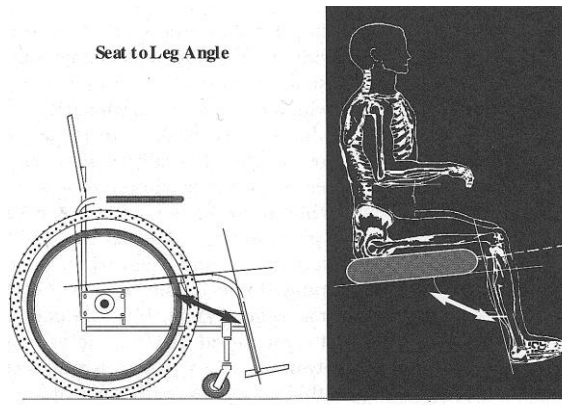
Úhel zádové opěrky může být pevný anebo nastavitelný. Jsou vozíky, které mají přenastavitelný úhel zádové opěrky, některé mají poloh několik, jiné se dají nastavovat do mnoha variací. Pokud je náklon nebo záklon nastaven na delší dobu, je vždy nutné, aby byla zajištěna i opora hlavy.

Bočnice stupačky

Bočnice stupačky je trubka, na kterou je samotná stupačka uchycená. Jsou dva typy bočnic a to odnímatelné a pevné. Zajímá nás její délka (obr. 36), ale také úhel (obr. 37), který svírá s rovinou sedáku. Délka bočnice stupačky určuje, jak vysoko bude umístěna stupačka. Pokud je příliš krátká, je stupačka umístěna příliš vysoko, stehna nemají dostatečnou oporu v důsledku nedostatečného rozložení jejich váhy na sedacím polštáři. Insuficientní opora stehien se promítá do postavení pánve a následně i páteře a celkové vnější opory pacienta. Pokud je naopak bočnice stupačky dlouhá, je samotná stupačka umístěna příliš nízko a vzniká tak velký tlak na zadní stranu stehien. Tento tlak způsobí nedostatečné prokrvení v již špatně prokrvených dolních končetinách a zvýší se riziko vzniku flebotrombózy. Při nízké stupačce se také stává, že nohy nejsou dostatečně opřeny o stupačky a to vede k tendenci podjíždění pánve dolů, jejímu překlápění do retroflexe a tím k poruše sedu.



Obr. 36 Délka bočnice stupačky [6]



Obr. 37 Úhel bočnice stupačky [6]

Je důležité zkontrolovat, zda jsou obě stupačky ve stejné výši, toto platí u stupačky dělené, anebo zda není nakloněna stupačka spojená. Nevhodně nastavená délka stupaček ovlivňuje postavení dolních končetin, přispívá k asymetrii pánve a páteře a tím má vliv na sed ve vozíku. Délka bočnice stupačky musí být zkontrolována, když uživatel vozíku mění sedací polštář za jiný a měla by se vyměřovat v obuvi, kterou nejčastěji nosí.

Úhel bočnice stupačky určuje, v jakém úhlu bude dolní končetina ohnutá v kolenním kloubu. Čím je úhel stupačky otevřenější, tím je otevřenější i úhel v kolenním kloubu. Pánev může být, v důsledku zkrácení svalů, klopena do retroflexe a úhel bočnice může v tomto případě ovlivnit celkový sed. Pokud je úhel bočnice stupačky otevřenější, pak je samotná stupačka vysunutá více dopředu, vozík je delší, má větší poloměr otáčení a hůře se vejde do prostoru. [17]

Stupačka

Můžeme jí dělit na dva základní typy, dělenou a spojenou. Spojená může být odklopná (obr. 38) nebo automaticky skládací, která je zvláště výhodná při skládání vozíku do automobilu, kdy se sama složí. Dělená stupačka (obr. 39) je výhodná u osob, kteří se přesunují do a z vozíku přes stoj, u těch kteří mají nestejnou délku dolních končetin, jedna končetina je amputovaná nebo se jednou dolní končetinou odrážejí. Spojená stupačka dělá vozík celistvější, pevnější, zlepšuje geometrii a vozík se spojenou stupačkou má lepší jízdní vlastnosti. Tlak dolních končetin je na spojené stupačce rozložen po celé její ploše, tím je dána též její delší životnost oproti stupačce dělené, kde se váha rozkládá nerovnoměrně na jednu nebo druhou stupačku. Je vhodná pro

pacienty, kteří mají spasticitu dolních končetin a pro pacienty s plegickými dolními končetinami.



Obr. 38 Spojená odklopná stupačka [internetový zdroj]



Obr. 39 Dělená odklopná stupačka [internetový zdroj]

Stupačky mohou být s pevným úhlem nebo úhlově nastavitelné. Tento úhel leží mezi rovinu stupačky a bočnicí stupačky. Zásadním způsobem ovlivňuje postavení dolní končetiny v hlezenním kloubu a následně postavení celé dolní končetiny, pánve a samozřejmě i páteře. Pro nastavení tohoto úhlu je nutné znát možnost rozsahu pohybu v hlezenním kloubu. Postavení ani úhel stupačky nesmí vyvolávat spasticitu dolních končetin, naopak vhodným umístěním stupačky a jejího úhlu můžeme spasticitu zmírnit. [17]

Většina vozíků má nastavitelnou délku stupaček. Je to tím, že délka stupaček nezávisí jen na délce bérce, ale též na typu a tloušťce sedacího polštáře, který pacient používá. Vhodnou délku stupaček je vhodné měřit s uživatelem ve vozíku, s typem a rozměry stejným sedacím polštářem a botami, které bude nejčastěji nosit. Takto zjištěná délka stupačky bude použita pro výběr stupačky s podobným středním rozsahem. Na trhu je k dostání mnoho různých stupaček. V některých případech může být výběr omezen z důvodu potřebné délky. [6]

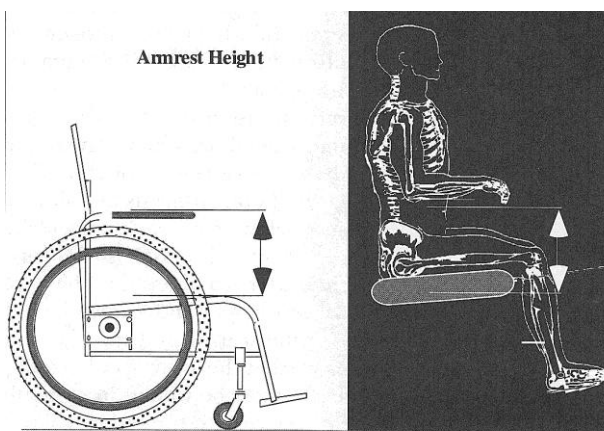
Stupačky poskytují důležitou oporu nejen při jízdě na vozíku, ale i když vozík zůstává stát. Vhodná stupačka může pomoci zmenšit zatížení zadku a steh. Stupačka by měla být nastavena tak, aby chodidlo bylo rovně a pevně položeno na stupačce. Váha bérce a chodidla by měla spočívat pouze na stupačce a neměla by být nesena stehny. Tlakem zadní strany steh u kolenních kloubů může vzrůst otok dolních končetin a vzniknout tlak na ischiatické nervy. Báze pánve vsedě by měla být zhruba 3-5cm pod kolenními klouby. Hrana sedacího polštáře by měla být tvarovaná tak, aby zmenšovala

tlak. Sedací úhel je typicky 5°. Někteří uživatelé vozíků upřednostňují větší sedací úhel, protože jim poskytuje větší stabilitu. Nejsou doporučovány úhly větší než 15°. Příliš velké sedací úhly mohou způsobit malé úhly flexe kolenního kloubu, což může přenést váhu trupu na malou oblast u sedacích hrbolů. Pánev je rotována vzad, páteř se kyfotizuje a břišní orgány jsou stlačovány. [6]

Bočnice područky a područky

Bočnice područky a područky zajišťují vnější oporou rovnováhu a stabilitu vsedě. Poskytují místo pro odpočinek horních končetin během sezení nebo pokud je vozík tlačén. Mohou se také použít při přesunu z a na vozík nebo při snaze něco zvednout ze země. Dají se využít pro nadzvednutí se z vozíku, nebo pro dosažení předmětů, které jsou normálně mimo dosah. Při poruše stability, kdy uživatel vozíku neudrží pletenec ramenní proti gravitaci, je potřeba opřít jeho předloktí. Bočnice područky, společně se zádovou opěrkou, zajistí, že uživatel vozíku rozloží váhu pletence ramenního a neohýbá se vpřed. Bočnice područky může být buď standardní vysoká nenastavitelná, anebo výškově nastavitelná.

Správně nastavená bočnice područky a područka je taková, která je ve správné výšce. Výška bočnice a područky (obr. 40) se měří vsedě na sedacím polštáři, který bude uživatel vozíku používat, při změně polštáře za jiný typ se tato komponenta musí znovu zkontrolovat. Zjišťuje se od přední hrany sedací roviny. Pokud je jedna příliš nízko, ukloní uživatel svůj



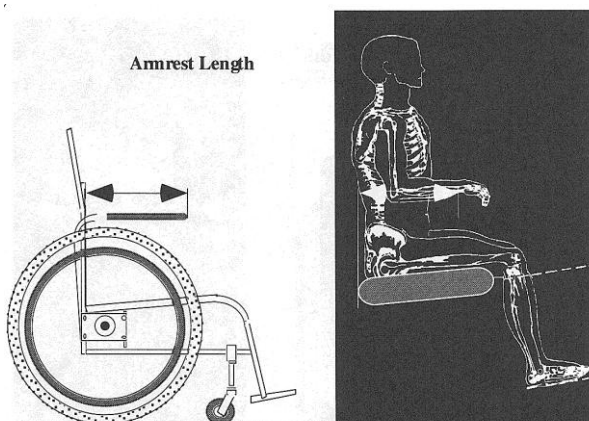
Obr. 40 Výška bočnice područky a područky [6]

trup do lateroflexe, aby na opěrku vůbec dosáhl a opřel se. Tak vzniká zešikmení pánve ke straně úklonu, hrbol sedací na straně úklonu je více zatěžován a páteř se vychyluje do konvexity na opačné straně, než se uživatel opírá. V druhém případě když se uživatel vozíku bude snažit opřít oběma předloktími, musí se snížit, aby na ní vůbec dosáhl. Podjede pánví dopředu, pánev se překlopí do retroverze, bederní páteř se kyfotizuje a celý sed se sníží. Pokud jsou područky naopak výš, elevuje uživatel při jejich opření

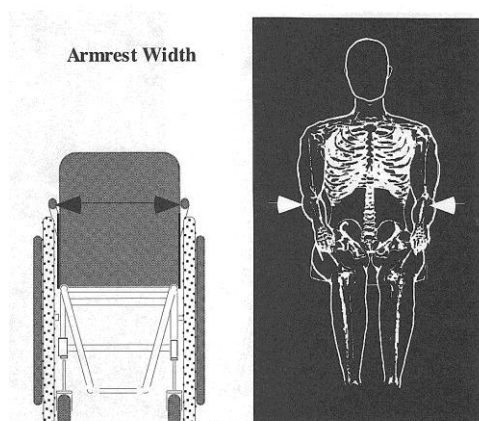
ramenní klouby, přetěžuje horní fixátory lopatek a trup se nachyluje vpřed. Výsledkem je přetížení krční a hrudní páteře, již zmíněných fixátorů lopatek a horních končetin.

Jsou-li na vozíku umístěné područky, všímáme si nejen její výšky, ale i délky. Délka područek (obr. 41) je měřena od zádové roviny k vrcholku područky. Měla by být dostatečná pro pohodlnou podporu horních končetin, a dost krátká, aby neovlivňovala jiné aktivity. Krátká područka neposkytuje dobrou oporu pro horní končetiny, příliš dlouhá opěrka zase nedovolí zajet s vozíkem pod stůl či pracovní desku. V některých případech jsou opěrky využívány jako místo pro umístění ovládacích zařízení, a proto k nim musí umožnit pohodlný přístup.

Šířka područek (obr. 42) poskytuje informaci o minimálním množství místa mezi područkami. Tato informace může být také použita pro ujištění, že budou plnit svou funkci bez snížení komfortu. Područky mohou být odnímaté nebo odklopné. Ty umožňují, aby byla jejich šířka optimální během sezení ve vozíku, a nezabraňují při přesunu z a do vozíku. Některé područky zvětší šířku celého vozíku. Pokud je umístění zadních kol nebo celková šíře vozíku důležitá pro uživateluovu mobilitu, tak musí být použity područky, které neovlivňují pozici kol. Pokud zasahují do míst, kde sedí, mohou zúžit sedací oblast. Nedají-li se odejmout, mohou způsobovat problémy při přesunu z nebo do vozíku. Při nastavování výšky a délky područek se musí brát v úvahu to, jaké uživatel vozíku používá pracovní místo, aby byl schopný zajet pod stůl či jinou pracovní desku. [6; 18]



Obr. 41 Délka područky [6]



Obr. 42 Šířka područky [6]

Opěrka hlavy

I tato komponenta je součástí vnější opory, která zajišťuje uživatelskou stabilitu. Hlavová opěrka se používá u osob, které vsedě neudrží hlavu proti gravitaci, nebo když delší dobu sedí v náklonu či záklonu. Tvar, výška a umístění hlavové opěrky musí respektovat správné postavení hlavy a krční páteře. To znamená, že hlava a krční páteř by měli být v ose, ale jsou také situace, kdy je nutné zachovat fixované postavení hlavy nebo krční páteře. Existuje několik tvarů hlavových opěrek, od jednoduchých oblouků, až po složitější několika obloukové, tvarovatelné. Opěrka by měla být nastavena tak, aby podpírala hlavu v oblasti velkého týlního otvoru a nad ním. Toto opření by mělo být příjemné a mělo by zajistit vzpřímené postavení krční páteře. [19]

Fixační popruhy

Fixační popruhy se nejčastěji používají ramenní a pánevní. Pokud už se popruhy použijí, je třeba, aby umožnili co největší soběstačnost a neomezovali. Nesmí také vyvolávat tlak ve smyslu napřímení, uživatel vozíku se do nich potom zavěšuje a nesedí správně. [19]

Pozice kola a výkon

Většina manuálních vozíků poskytuje nějaký stupeň nastavitelnosti pozice kola (obr. 43) vzhledem k pozici sedu. Dotykové body kol se zemí zásadně ovlivňují jízdní vlastnosti vozíku. Kontaktní body jsou většinou popisovány dvěma proměnnými: šířka stopy a rozvor kol. [6]



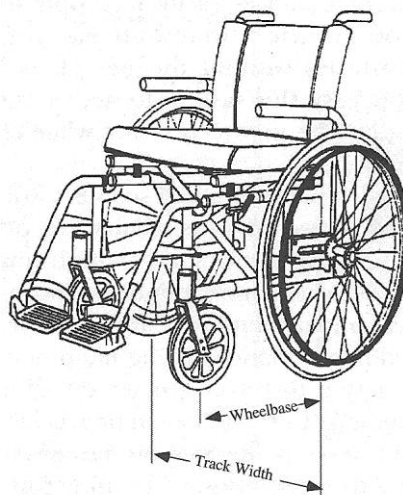
Obr. 43 Různé pozice kola [internetový zdroj]

Šířka stopy

Šířka stopy vozíku je definována jako vzdálenost mezi body dotyku s povrchem. Jako šířka stopy mohou být označovány dvě hodnoty: šířka přes malá kolečka a šířka přes kola. Šířku stopy určuje šířka rámu, vzdálenost mezi rámem a koly a vzepětí kol. Vzepětí je úhel, ve kterém jsou kola nakloněna. Asi nejjednodušší způsob měření je tlačit vozík přes louži na hladký suchý povrch, jako například betonovou podlahu. Šířka stopy pomáhá určit stabilitu vozíku, především laterální stabilitu. Pokud by byla šířka stopy nula, tak by se z vozíku stal bicykl. Šířka stopy také určuje minimální dráhu k tlačení vozíku a ovlivňuje ovladatelnost. S jejím zvyšováním se zvyšuje i stabilita, ale vozík pak potřebuje více místa k otáčení a je pak obtížnější dosahovat na předměty. [6]

Rozvor kol

Rozvor je vzdálenost mezi předními a zadními koly (obr. 44). Měří se v linii, která je rovnoběžná s centrální linií vozíku. Ovlivňuje stabilitu a ovladatelnost vozíku. Čím je rozvor větší, tím je vozík stabilnější. Avšak větší rozvor také značí víc místa pro otáčení. Delší vozík jednodušeji překonává různé překážky např. obrubníky. Rozvor je určen délkou vozíku, rozměry těla klienta a pozicí kol vůči rámu. Kratší rozvor způsobí, že je vozík aktivnější, ale hůř překonává překážky. [6]



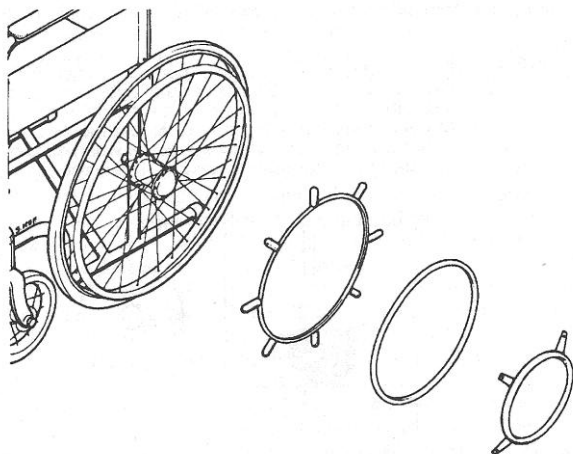
Obr. 44 Rozvor kol [6]

Obruče

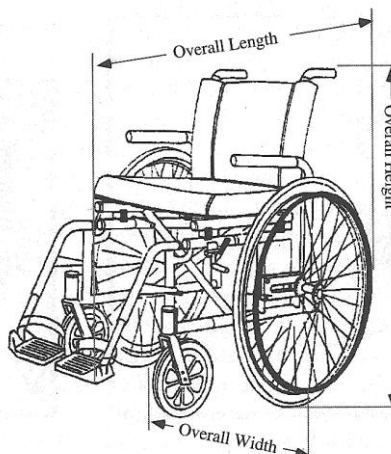
Obručí je mnoho typů (obr. 45) a rozmanitých kombinací. Nerezové, hliníkové, eloxované, pogumované, pogumované s kolíky atd. Pro uživatele vozíku s porušenou úchopovou funkcí ruky je vhodná pogumovaná obruč nebo pogumovaný návlek na obruč. Návleky jsou levnější, ale poničí se dříve než samotná pogumovaná obruč a občas dobře na obruči nedrží. Na trhu existují různé typy pogumování, lišící se od sebe cenou i kvalitou. Méně kvalitní materiál se zatrhává a trhá. Výhoda pogumovaných

obručí tkví v tom, že na nich není hluchý úsek, tzn., že se mohou ovládat v kterémkoli úseku i bez úchopu. Přílnavost a ovládání vozíku zlepšují vhodné rukavice.

Pro uživatele s velkou dysfunkcí úchopu existuje kolíková obruč, která má 8, 12 nebo 16 kolíků, díky nimž se pohánění vozíku zefektivní. [20]



Obr. 45 Typy obručí [6]



Obr. 46 Celkové rozměry vozíku [6]

2.4.4.2 Důležitost celkových rozměrů

Zatímco zvolení správných rozměrů vozíku ve vztahu k uživateli těla je jednoznačně nejdůležitější, neméně důležitá je i potřeba vzít v potaz prostředí, ve kterém bude vozík používán. Pokud vozík uživateli sedí, ale je nemožné s ním manévrovat v jeho prostředí, tak se z něj nikdy nemůže stát efektivní mobilní zařízení. Ve většině případů platí, že čím je vozík menší, tím má větší ovladatelnost. Menší vozíky ale vždy vyžadují více schopností při provádění různých aktivit.

Velikost vozíku může být zhruba popsána 4 proměnnými: celková délka, celková výška, celková šířka a celková hmotnost (obr. 46). Hmotnost vozíku ovlivňuje mobilitu. V podstatě platí, že čím je vozík lehčí, tím lépe. Důmyslní zákazníci, zdravotníci a inženýři pracovali na tom, aby snížili hmotnost vozíku tak, aby neutrpěla bezpečnost, komfort a ani odolnost. Do hry vstupuje také design vozíku.

Celková délka a celková šířka vozíku pomáhá určit jeho ovladatelnost, jednoduchost transportu a požadavky na úložný prostor. Celková šířka určuje potřebnou minimální šířku dveří pro průchod vozíku. V typických domech mají vnitřní dveře šířku od 600 do 800 milimetrů. Dveře samotné redukuje jejich šířku o zhruba 37

mm, pokud se nejedná o zasouvací dveře. Většina lidí používá vozíky s šířkou sedáku od 400 do 450 milimetrů. To většinou značí celkovou šířku od 600 do 650 milimetrů. Nejvíce potíží většinou způsobují dveře do koupelny, protože bývají užší. Pokud je vozík příliš úzký, může se snadno stát nestabilním.

Celková délka vozíku ovlivňuje ovládání vozíku. Pokud je vozík příliš dlouhý, nemusí být uživatel schopen se otočit například v koupelně, kde je obvykle nejméně místa. Není nic neobvyklého mít vozík s délkou 1200 mm. V některých případech se může uživatel otočit tzv. trojbodovým otočením. V jiných případech se neotočí. Kvůli problémům s ovladatelností mnoho uživatelů odmontuje stupačky a nechají nohy jen tak viset. To sice zvýší ovladatelnost, ale také se zvyšuje výskyt potencionálně nestabilních situací. Pokud vozík náhle zastaví, může se uživatel vozíku sesunout dopředu z vozíku. Navíc stupačky chrání nohy při nárazu do zdi.

Celkové rozměry mají silný vliv na schopnost transportu vozíku. Pokud zmenšíme rozměry vozíku na jeho nejmenší velikost, např. složením nebo rozebráním, tak se musí vejít do některého z úložných prostor ve vozidle. Ruční vozíky se většinou přepravují na předním sedadle, nebo v prostoru na nohy u zadních sedadel. Běžné vozíky se zúží, ale jejich celková výška a délka se nezmění. Proto musí vozidlo mít prostor, který je dost velký pro vozík a zároveň dosažitelný uživatelem nebo spolujezdcem. Nejlehčí vozíky mají odnímatelné stupačky pro zmenšení celkové délky a rychle odmontovatelná zadní kola pro zmenšení celkové výšky a šířky.

Celkové rozměry jsou důležité, protože ovlivňují výkon, ovladatelnost a definují potřeby pro přepravu. Je nutné na ně při výběru vozíku brát zřetel. Na některých klinikách a v rehabilitačních ústavech může pacient vyzkoušet několik vozíků, součástí vozíků a různých nastavení, než se rozhodne pro ten či který vozík. [6]

2.4.4.3 Nastavení těžiště

Nastavení těžiště nejlépe zhodnotíme, když vzpřímeně sedícího uživatele vyzveme, aby spustil horní končetiny volně podél vozíku. Při správném nastavení těžiště by měli konečky pacientových prostředníků dosahovat na střed hnacích kol (obr. 47).

Čím víc jsou hnací kola na rámu vpředu, tím lépe vozík jede, ale zároveň se snadněji překlopí vzad. Pokud jsou hnací kola posunuty více dozadu, stabilita vozíku je lepší, ale jeho ovladatelnost horší.

Díky správnému předozadnímu umístění kol ovlivníme způsob ovládání vozíku. Optimální nastavení je takové, které umožní maximálně ovládat horní třetinu obruče. Pokud jsou kola příliš vzadu, tak se tento úsek obruče zmenšuje a tím klesá efektivita ovládání vozíku. Uživatel vozíku zabírá horními končetinami velkou frekvenci, rychleji se unaví a pohyb vpřed je výrazně menší, při jízdě v mírném terénu se ovládání takto nastaveného vozíku stává téměř nemožným.



Obr. 47 Hodnocení nastavení těžiště vozíku [vlastní zdroj]

Vertikální nastavení hnacích kol také ovlivňuje ovládání vozíku. Sedí-li uživatel na vozíku příliš vysoko, nedosáhne na celou horní třetinu obruče a pohánění vozíku je pro něj namáhavější a neekonomické. [20] Pokud je sedák umístěn v neoptimálnějším bodě těžiště, pak se manipulace s vozíkem stává snažší a uvedení i udržení vozíku v pohybu vyžaduje užití menší síly.

2.4.4.4 Faktory ovlivňující výkon vozíku:

1. Valivý odpor

Důležitým faktorem, který ovlivňuje výkon vozíku je valivý odpor. Je charakterizován jako druh tření, které vzniká při valivém pohybu mezi tělesem kruhového průřezu (kola vozíku) a podložkou. Závisí tedy na vozíku a povrchu. Je to kombinovaný odpor prostředí, které je tvořeno malými kolečky, velkými koly a vidlicemi. Zůstává konstantní bez ohledu na rychlost, kterou vozík jede. Valivý odpor určuje energii, která je potřebná k pohonu vozíku.

Nízký valivý odpor je na rovném, pevném a hladkém povrchu, naopak vysoký valivý odpor naměříme na hrubém, kostrbatém, nerovném, nezpevněném (měkkém) povrchu. Jakým může být koberec, tráva nebo písek.

2. Rozložení váhy

Standardní vozík má 60% váhy na zadních a 40% na předních kolech. Pokud se těžiště umístí více vzad, posunem sedáku dozadu nebo osy kola dopředu, bude 75% váhy spočívat na zadních a 25% na předních kolech. Pokud všechny ostatní faktory zůstávají konstantní, je valivý odpor díky tomuto posunu těžiště snížen o 6%.

3. Pneumatiky

Konvenční pneumatiky (65psi) mají menší valivý odpor než polotuhé pneumatiky Vysokotlaké pneumatiky (100-160psi) mají o 25-30% nižší valivý odpor než konvenční pneumatiky (nízký valivý odpor na hladkých površích a vyšší valivý odpor na měkkých površích) Pneumatiky s pěnovou vložkou, kdy pevná vložka nahrazuje vzduchovou duši, mají valivý odpor asi o 15 – 20% vyšší než u konvenčních pneumatik. Všechny typy terénních pneumatik vykazují vysoký valivý odpor na pevných površích a nízký valivý odpor na měkkých površích. Úzké vysokotlaké pneumatiky budou mít vyšší valivý odpor na měkkých površích. Plášť se vzorkem zlepši pohon při jízdě a brzdění.

4. Velikost zadního kola

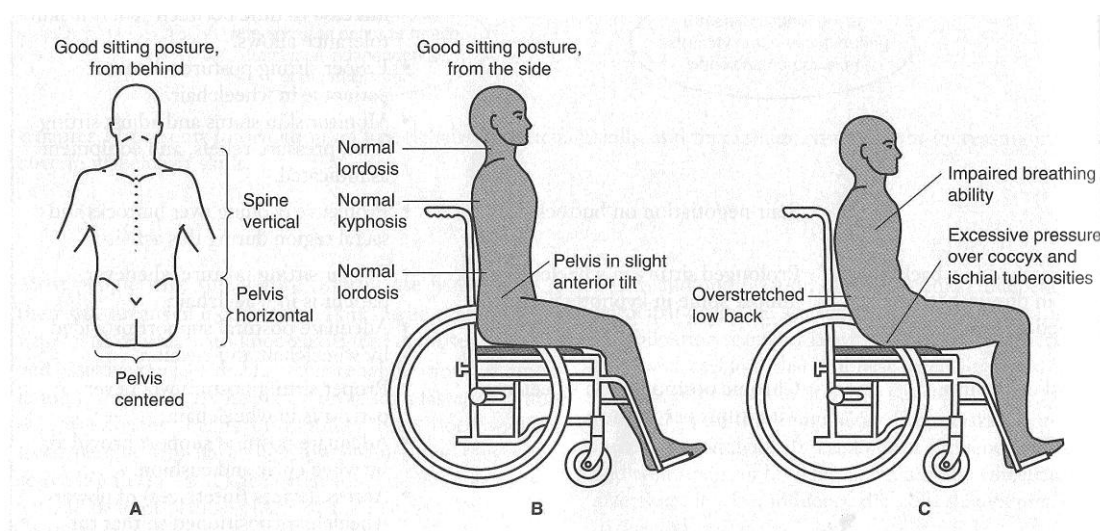
Standardní velikost velkého poháněcího kola je 24". Větší kola mají nižší valivý odpor a překonávají snadněji nerovnosti povrchu. Závodní vozíky mají často zadní kola velká 27".

5. Odklon zadních kol

Valivý odpor klesá s odklonem 10° a více stupňů, odklon kol méně než 10° má na valivý odpor minimální vliv. Výhody odklonu jsou snížení těžiště, zvýšení laterální stability, zvýšení efektivity propulzí, snížení možnosti převrátit se dozadu, ochrana rukou v úzkých prostorech. Nevýhody odklonu jsou nižší umístění sedací jednotky vůči podlaze, tudíž i obtížnější přesuny, příliš široký vozík, úzká šířka sedáku. [24]

2.5 Sed

Sed je pro člověka polohou pracovní, ale i odpočinkovou. Pro člověka sedícího na mechanickém vozíku se sed stává polohou, ve které tráví většinu dne, je to jeho poloha pracovní, odpočinková, sportovní i relaxační, v této poloze se pohybuje vpřed a vykonává každodenní aktivity. Zdravý člověk se po dlouhodobém sedu a pocitu dyskomfortu může postavit, protáhnout se, proběhnout, uživatel vozíku, ale takové možnosti nemá a je proto velice důležité jakou posturu sedu ve vozíku zaujímá. S posturou sedu velice úzce souvisí nastavení vozíku. Pokud má uživatel vozíku špatně nastavený vozík, nebo dokonce vlastní nevhodný typ vozíku, je velice pravděpodobné, že ani jeho postura sedu nebude správná (obr. 48). [8]



Obr. 48 Správná a špatná postura sedu, pohled zezadu a z boku [49]

Při sedu je tělo umístěné tak, že jeho váha spočívá hlavně na sedacích hrbolcích pánve a okolních měkkých tkáních. V závislosti na vozíku a postuře bude určitá část váhy těla přenesena na sedák, zádovou opěrku, stupačky a područky. Vhodná postura sedu poskytuje stabilitu k přesné vizuální a motorické práci. Vhodný sed může redukovat zatížení svalů, šlach i kloubů, snížit hydrostatický tlak a zlepšit venózní návrat v dolních končetinách. Poloha krční páteře, ramenních kloubů a horních končetin je závislá na pomocných doplňcích, které se používají k rozvržení práce. Proto spolu souvisí postura sedu a zatížení při práci. Postura lidí s určitým postižením závisí na jejich antropometrii, etiologii a úrovni postižení a sedacích návycích.

Sed může být rozdělen na tři typy. Anteriorní, mediální a posteriorní. Jednotlivé typy sedu se od sebe odlišují polohou těžiště, které ovlivňuje distribuci váhy na sedacím polštáři, zádové opěrce a stupačce. Tvar páteře je ovlivněný typem sedu.

V uvolněném mediální sedu (obr. 49) je těžiště přímo nad sedacími tubery a bederní páteř je buď napřímená nebo zlehka kyfotizovaná, krční páteř je vzpřímená. V mediálním sedu redukují tvarované sedací polštáře tlak a tvar deformací v okolí sedacích hrbolů. Takovýto polštář může snížit riziko vzniku dekubitů, ale pánev musí mít možnost rotace, aby se zabránilo extrémní kyfóze, které vzniká při pohybu pánve vpřed.



Obr. 49 Mediální sed [62]

Při posteriorním sedu (obr. 50) je těžiště umístěno za sedacími tubery a odpovídá retroverzi pánve, kyfóze bederní páteře, lordóze páteře krční a tím předsunutému držení hlavy. Na posteriorní sed má velký vliv tvar zádové opěrky. Při tomto typu sedu vzniká velký tlak na sedací hrboly a kostrč a pánev klouže vpřed. Pohybové stereotypy horních končetin jdou díky posteriornímu sedu prováděny špatně, vznikají tak bolesti pletenců ramenních a krční páteře.



Obr. 50
Posteriorní sed
[62]

Anteriorní sed vzniká při antevertzi pánve (obr. 51). Při tomto typu sedu se bederní páteř lordotizuje a tělo spočívá na čtyřúhelníku, který na jedné straně tvoří hrboly sedacích kostí a na straně druhé zadní plocha stehen. Zvyšuje se napětí nebo zkrácení flexorů kyčelních, kolenních i hlezenních kloubů. [6; 8]



Obr. 51 Anteriorní sed [62]

Vsedě je vyvíjen asi o 30% vyšší tlak na meziobratlové disky než ve stoji. Zvýšený moment zátěže na lumbální disky se vyskytuje při rotaci pánve vzad, kdy je současně bederní páteř a tělo nakloněné vpřed. Vzniká oploštění lumbální lordózy a deformace meziobratlových disků s tendencí k prolapsu, diskopatiím a vznikem funkčních poruch. Snížení tlaku na meziobratlové disky může způsobit sklon zádové opěrky. Za optimální úhel se považuje zhruba 110°. Studie také ukázaly, že po přidání bederní opory v úrovni L4-L5 nebo područek došlo ke snížení tlaku na meziobratlový disk.

Komponenty, které nejvýznamněji ovlivňují posturu sedu je sedák, především nastavení jeho výšky a hloubky, sedací polštář a zádová opěrka, a to její pozice, tvar, výška a úhel. Při výběru sedáku a vozíku se musí vzít v úvahu fyzické rysy budoucího uživatele a zhodnotit jaké činnosti bude na vozíku vykonávat. Lidé, kteří tráví ve vozíku mnoho hodin denně, by měli využívat systém náklonu vozíku, což jim umožní změnu pozice. Rozložení ostatních částí vozíku by mělo být takové, aby se minimalizovalo sunutí těla dolů. [6]

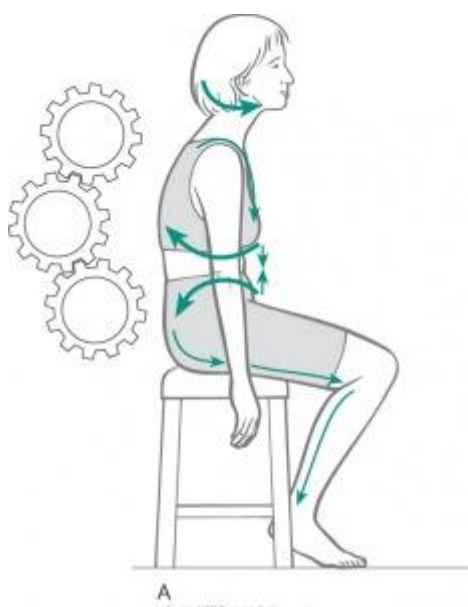
2.5.1 Kineziologie sedu

Sed patří mezi základní posturální aktivity člověka. Obecně je považován za polohu odpočinkovou, kdy je aktivován co nejmenší počet svalových skupin. V porovnání se stojem je u sedu nižší energetický výdej, menší nároky na oběhový systém a dovoluje lepší koordinaci pohybu. [22]

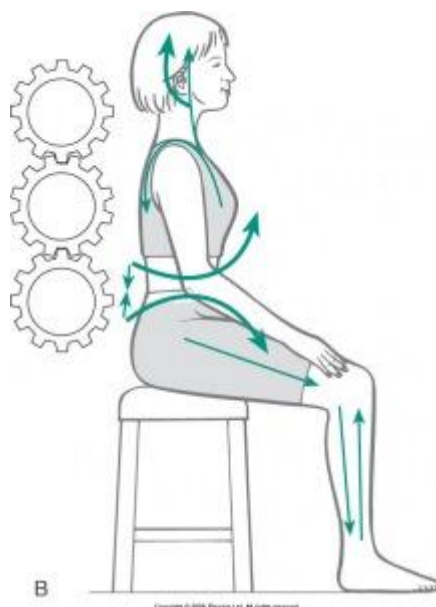
Dle Véleho je vsedě posturální systém zaměřován udržováním rovnováhy osového orgánu ve vertikále. [56] Sed v porovnání se stojem je polohou stabilnější, protože těžiště trupu, hlavy a horních končetin je uloženo relativně nízko a plocha opory je zvětšená o plochu hýždí a stehen. V sedu můžeme pohybovat trupem, hlavou i horními končetinami ve velkém rozsahu bez toho, aby se svislá těžnice dostala do kritické polohy mimo základnu sedu. [33] Stabilita sedu je ovlivněna několika faktory a to velikostí, tvarem a vlastnostmi oporné plochy, hmotností těla, výškou těžiště a polohou průmětu těžiště do oporné plochy. [56]

Postavení dolních končetin v kyčelních kloubech ovlivňuje postavení pánve a celého osového orgánu. Děje se tak proto, že pánev představuje opornou bázi osového systému a v poloze vsedě je tato báze pevná. [56] Vsedě tvoří úhel mezi trupem a stehny cca 90°, z toho asi 40° připadá na sklon sakra a zbylých 50° na flexi v kyčelních kloubech. Retroverze pánve je patrně dána tím, že při sezení jsou proti odporu natahovány extenzory kyčelních kloubů. [55] Neoptimálnější pozice sedu je taková, kdy kyčelní klouby jsou v šedesáti stupňové flexi a úhel mezi trupem a stehny je 120°. Nejlepší nastavení úhlu zádové opěrky by tedy mělo být 104°. Při tomto nastavení je páteř ve správném postavení, komprese disků je omezená a váha se přesouvá do opěradla židle. [7]

Páteř, tvořící jeden funkční celek, si dle Brüggera může představit jako tři na sebe nasedající ozubená kola, kdy pohyb jednoho kola ovlivní postavení zbylých dvou (obr. 52, 53). Při pohybu pánví do anteflexe nebo retroflexe bude ovlivněno postavení bederní, hrudní i krční páteře. Antevertze pánve facilituje bederní lordózu a vzpřímené držení trupu, retrovertze naopak facilituje kyfotizaci páteře a předsunutí hlavy. [55]



Obr. 52 Špatný sed dle Brüggera [internetový zdroj]



Obr. 53 Správný sed dle Brüggera [internetový zdroj]

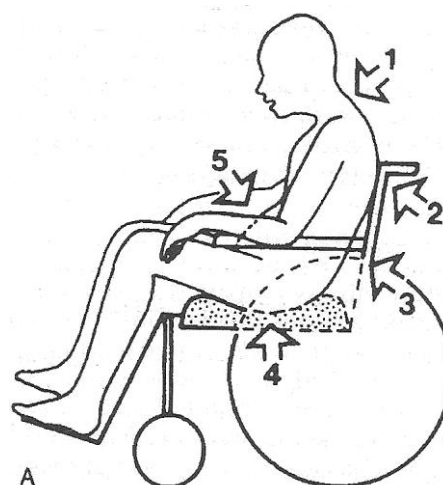
2.5.2 Sed na vozíku

Ztráta volní hybnosti dolních končetin i svalstva trupu znemožňuje spinálnímu pacientovi stoj a chůzi. Nejčastěji zaujímanou polohou je tedy sed. Kvalita sedu závisí na výšce poškozeného míšního segmentu, od které se odvíjí zachovalá či ztracená hybnost svalů, potřebných pro vzpřímené držení trupu. K udržení vzpřímeného sedu je zapotřebí především aktivity zádových svalů a m. iliopsoas. Pacienti s lokalizací transverzální míšní léze v oblasti dolní hrudní nebo bederní páteře jsou schopni vzpřímeného sedu. Stabilitu trupu dokáží ovlivnit aktivním pohybem horní poloviny trupu.

Při poranění horní hrudní páteře nebo páteře krční zaujímají pacienti většinou vynucenou polohu, které je podobná posteriornímu typu sedu, který je často zaujímán i zdravými lidmi. Existují však rozdíly, které vyplývají z následků míšního poranění.

Jedním z těchto rozdílů je stupeň rotace pánve a zakřivení páteře. Při sedu typickém pro pacienty s míšní lézí, při sedu s opřením o zádovou opěrku, která je nakloněná 10° od vertikály, je pánev o 15° více rotována vzad. Reklinace je větší než u zdravých lidí sedících ve stejné poloze. Sedací hrboly se posouvají o 4 cm dopředu a lordóza bederní páteře je vyhlazenější. [7] K největšímu kyfotickému držení dochází v úseku přechodu hrudní a bederní páteře, což je kompenzováno hyperlordózou páteře krční, jejímž vlivem se přetěžuje šíjové svalstvo. Doba, kterou je tato poloha zaujímana se také od zdravých jedinců liší. Sed zdravého člověka je charakterizován neustálou částečnou změnou polohy sedu, která zabraňuje jednostrannému přetěžování pohybového aparátu. Spinální pacient není schopen tuto vynucenou polohu změnit a dochází k její postupné fixaci. Jejím následkem jsou negativní vlivy na pohybový aparát a vnitřní orgány. Vznikají deformity páteře, svalové kontraktury flexorů dolních končetin, otoky dolních končetin, ale i parézy některých nervů. Důsledkem působení tlakových a třecích sil v této poloze, vznikají dekubity v oblasti kostních prominencí.

Kyfotický sed (obr. 54) je způsoben špatným výběrem vozíku nebo některé z jeho komponent či omezením hybnosti v kyčelních kloubech. Z komponent má na kyfotický sed vliv zádová opěrka, která je prověšená nebo má špatně nastavenou výšku či úhel a područka, která je umístěná příliš nízko. Kyfotické postavení páteře také ovlivňuje příliš velká hloubka sedáku a vysoké nastavení stupačky.

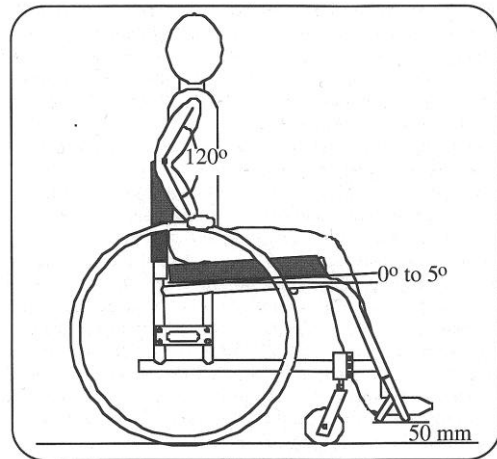


Obr. 54 Kyfotický sed [36]

Co se týče omezené hybnosti kyčelních kloubů, ty mohou být nejčastěji způsobené heterotopickou osifikací. Tato osifikace se nachází v oblasti měkkých tkání kolem periferních kloubů vždy pod úrovní míšní léze a u 3-8% pacientů může působit až ankylózu kloubu. Nejčastěji (70-97%) se vyskytuje v okolí kyčelního kloubu. [43] Sed spinálního pacienta s touto osifikací je možný pouze v kyfóze, která kompenzuje nedostatečnou flexi kyčelních kloubů. U těch to pacientů je důležité správné nastavení vozíku, aby se předešlo vzniku dekubitů v oblasti žeber a trnových výběžcích obratlů.

2.5.3 Správný sed

Účelem správného držení těla (obr. 55) je snížení zátěže struktur tak, aby nedocházelo k přetížení vazů, kloubů a svalů. Ideální sed pro všechny neexistuje, nelze doporučit žádný typ sedu jako správný, pouze převažující. [7] Za nejméně únavovou polohu vsedě lze považovat takovou, když se hlava se pohybuje nad spojnici kyčelních kloubů. Pánev je ve středním postavení, celá páteř zachovává fyziologické zakřivení a ramenní



Obr. 55 Správný sed [6]

pletence jsou relaxovány. Stehna jsou ve středním postavení a svírají s trupem pravý úhel. Kolenní a hlezenní klouby jsou v devadesáti stupňové flexi. [8]

Během dne je nutné polohu sedu měnit a uvolnit tak velký tlak, který je vyvíjen na sedací hrboly. Existuje několik uvolňovacích technik. Jednou z nich je naklonění vozíku dozadu na lůžko. Tento způsob uvolnění je zvláště dobrý pro ty, kteří potřebují asistenci. Další je hluboký předklon nebo úklon. [8]

2.6 Propulze

Vozík je hlavní prostředek pohybu pro pacienta s míšní lézí a tudíž nezbytná součást jeho života. V závislosti na lézi poškození míchy ovládá uživatel vozík různým stupněm síly a různým stupněm kontroly horní části těla. [48]

Mechanický vozík se ovládá pomocí poháněcích obručí. Uživatel vozíku je opřen o zádovou opěrku a obruč uchopuje v mírné extenzi horní končetiny. Zabírá obručí směrem vpřed, ruka se dostává k vrcholu obruče. Po překonání vrcholu obruče, vkládá největší sílu do záběru tak dlouho, až dochází k natažení horní končetiny v loketním kloubu. V tomto momentu by měly být obruče puštěny a horní končetiny uvolněny. Při jednom cyklu by měla ruka opsat horní třetinu obvodu obruče. Rytmus záběrů by měl být v obou fázích plynulý. [51]

Schopnost pohánět vozík závisí na několika vzájemně propojených faktorech, které mohou být shrnuty do tří hlavních kategorií.

1. Charakteristika jednotlivce

Do této kategorie spadají otázky týkající se typu a stupně postižení, rozměrů těla, váhy, přidružených onemocnění, věku, propulzního vzor, sebedůvěry a motivace.

2. Vlastnosti vozíku

Sem řadíme velikost a váhu vozíku, velikost a typ kol a pneumatik, nastavitelnost vozíku ve vztahu k ose kola, výšku zádové opěrky, výšku a pozice stupaček (stupačky), použití područek.

3. Vzájemný vztah mezi vozíkem a jeho uživatelem

Individuální nastavení a úprava vozíku je nutná pro každého uživatele. Vozík, který není pro svého uživatele optimálně nastaven, může v průběhu času přispívat ke vzniku opakovaného přetěžování horních končetin. Jak stanovuje 3. Newtonův zákon pohybu, síla každé akce, má stejně velkou protisměrnou sílu reakce. Síla vyvíjená na obruč (síla akce) je převáděna stejnou měrou a protisměrně na horní končetinu (síla reakce). Tím se nabízí, že radiální „reakční“ síly (směřující dolů ke středu kola), vyskytující se během propulze, zanášejí hlavici humeru nahoru do oblasti rotátorové manžety a ji překlenující coracoacromiální oblouk, což v průběhu času vede k poškození.

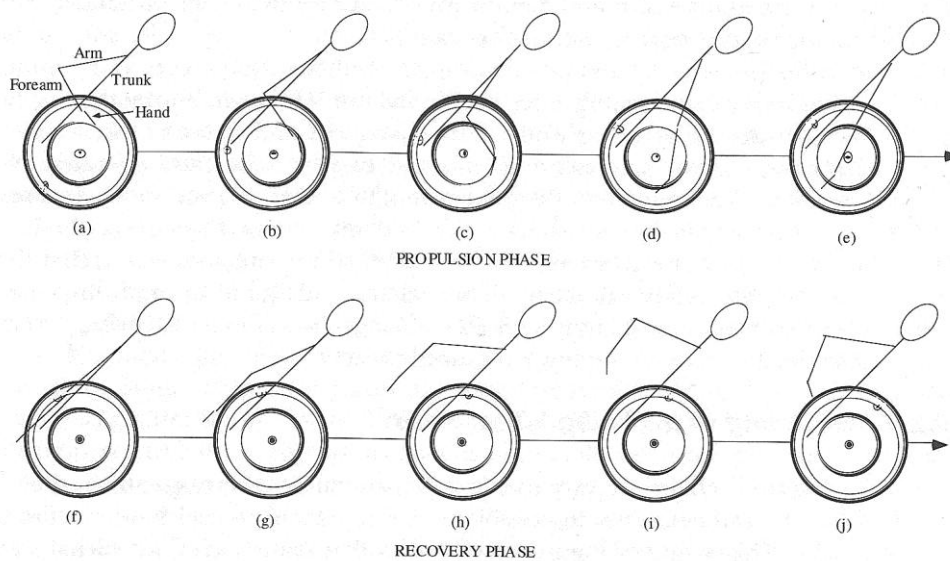
Mezi běžné nálezy, u pacientů, kteří jsou již delší dobu odkázáni na mechanický vozík, patří bolestivost ramenních kloubů, jež může mít příčinu v natržení rotátorové manžety a bolestivost zápěstí díky útlaku n. medianus. [6; 31]

Příčin používání špatného propulzního vzoru může být několik, těmi nejvíce škodlivými jsou nevhodný vozík, špatná pozice sedu, nevhodný sedací polštář, svalová dysbalance či motorický deficit. Užíváním špatného propulzního vzoru podporuje kyfotický sed, přetěžují se horní fixátory lopatek, vzniká instabilita lopatek, horní končetiny nejsou používány ekonomicky a může se zhoršit úchopová funkce ruky. [9]

2.6.1 Propulzní cyklus (odrazový cyklus)

Je periodicky se opakující děj, který začíná aktivační fází a končí fází relaxační (obr. 56). Jako hlavní pohyby u každého odrazového cyklu jsou popisovány flexe a extenze kloubů horních končetin. Doba trvání jednoho cyklu propulze je přibližně 1 sekunda.

Propulze se dějí na dvě samostatné části, na fázi aktivační a fázi relaxační. [1; 31]



Obr. 56 Propulzní cyklus [6]

2.6.1.1 Aktivační fáze

Fáze začíná, když ruce kontaktují obruč za jejím vrcholem (obr 56). Ruce jsou v kontaktu s obručí a vyvinou propulzní (hnací) sílu, uživatel vykoná flexi v ramenním kloubu a přenesse horní končetiny díky pohybu obruče dopředu. Poslední část záběru zahrnuje extenzi loketního kloubu a zevní rotaci kloubu ramenního. Zápěstí se dostává z radiální dukce do dukce ulnární. Tato kombinace svalové aktivity umožňuje použít maximální sílu. Aktivační fáze pokračuje až do okamžiku konce záběru, kdy je tento kontakt s obručí přerušen. [1; 6; 37; 4]

Aktivační fáze tvoří zhruba 25% z celého propulzního cyklu u standartních vozíků, 35% u ultra lehkých vozíků a 33-37% u vozíků sportovních. [4] Na počátku aktivační fáze, ruka zrychluje s rychlostí obruče. Hnací síla je pak přenášena přes obruč vytvoření točivého momentu kolem osy kola. [4]

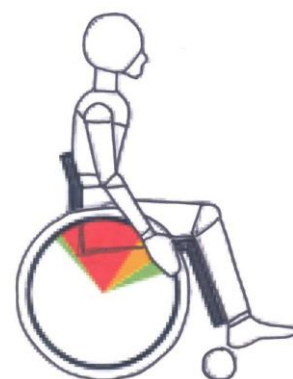
2.6.1.2 Relaxační fáze

Relaxační fáze zahrnuje uvolnění úchopu obruče, extenzi a vnitřní rotaci v ramenním kloubu, flexi v lokti a vrácení dlaně těsně za vrchol obruče (obr. 56). Horní končetina je připravena vykonat nový propulzní cyklus. [37] Tato fáze tvoří asi 65-75% z celkového propulzního cyklu. [4]

Pro propulzní cyklus je důležitý tak zvaný hnací úhel (obr. 57). Je to úhel na obruči, ve kterém ruka vyvine hnací sílu a vytvoří točivý moment kolem osy kola. Maximální točivý moment je pozorován ve 30-40% v aktivační fázi, bez ohledu na poloze sedací jednotky. [4]

Na začátku a na konci odrazu všechny síly působí proti pohybu. Je to způsobené tím, že ruka na začátku i na konci odrazové fáze přechodně zpomalí obruč.

Pochopení biomechaniky propulzí umožní lékařům, rehabilitačním inženýrům a ergoterapeutům efektivně měnit design vozíku, jeho ovládání a techniku odrazu tak, aby se snížila pravděpodobnost zranění. [6]



Obr. 57 Hnací úhel [11]

2.6.2 Propulzní vzory

Díky tomu, že postupně více a více uživatelů vozíku prošlo podrobnou analýzou pohybu propulzního vzoru, jsou známy 4 propulzní vzory. Vzor záběru se obvykle testuje umístěním markerů na horní končetiny a sledováním pohybu markerů během tohoto pohybu. Sanderson a Sommers byli první, kteří vyšetřovali propulze. U tří atletů rozpoznaly 2 různé propulzní vzory: Cirkulární a pumping. Při cirkulárním vzoru opisovali ruce vyšetřovaných dráhu obruče. Pumping se vyznačoval krátkými a prudkými záběry, jež opisovaly dráhu obruče pouze v malém úhlu. [4]

Propulzní vzory se od sebe odlišují relaxační fází. [4] Při výzkumech propulzních vzorů se sleduje pohyb horní končetiny během fáze obnovy propulze (relaxační fáze), tedy času, kdy je ruka mimo obruč a připravuje se na další záběr. [31]

Při psaní diplomové práce jsem vycházela z Boningerovy studie, která klasifikovala 4 propulzní vzory u vzorku 38 pacientů s míšním poraněním. Byl to vzor semicirkulární, jednosmyčkový, dvousmyčkový a obloukovitý („pumping“).

2.6.2.1 Semicirkulární vzor

Byl rozpoznán podle pohybu horních končetin, které během relaxační fáze padaly uvolněně podél kola pod obruč (obr. 58). Propulzní záběr je spojen s pomalým tempem a delším časem stráveným v aktivační fázi.

Semicirkulární propulzní vzor vykazuje vlastnosti, které jsou v souladu se snižováním opakování a zvyšováním efektivity propulzí. Používání tohoto propulzního vzoru se může snížit výskyt traumat horních končetin. Semicirkulární propulzní vzor má velkou efektivitu záběru, velké procento času je stráveno ve fázi aktivační a malé procento času ve fázi relaxační.

Je logické, že semicirkulární propulzní vzor je nejvýhodnější díky tomu, že jeho model kopíruje eliptický tvar. Eliptická dráha brání neočekávaným změnám ve směru a minimalizuje potřebu nadbytečných pohybů horními končetinami. Tento vzor je podobný tomu, jež užívají závozníci na vozíku. [4]

Když v této práci hovořím o správném propulzním vzoru, myslím tím, vzor semicirkulární.

2.6.2.2 Jednosmyčkový vzor

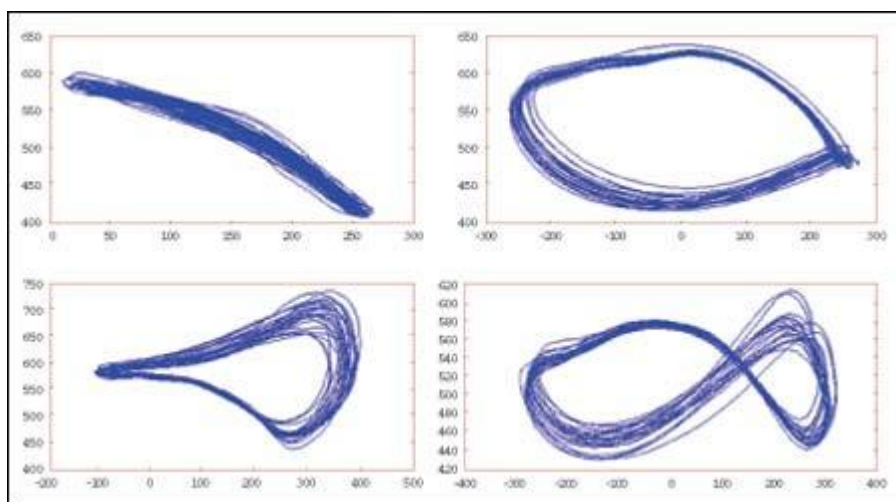
Byl poznaný podle toho, že ruce při něm, v relaxační fázi, stoupají až nad obruč (obr. 58). [4]

2.6.2.3 Dvousmyčkový vzor

Při tomto vzoru začíná relaxační fáze tím, že ruce dosahují nad obruč, pak přes ní padají a klesají pod obruč (obr. 58). [4]

2.6.2.4 Obloukovitý vzor (pumping)

Obloukovitý vzor je charakteristický sledováním tvaru obruče při obou fázích propulzního vzoru. Ruce při relaxační fázi kopírují oblouk podél obruče (obr. 58). [4; 31]



Obr. 58 Grafická ilustrace čtyř propulzních vzorů. Zachycení pohybu ruky.

Vlevo nahoře obloukovitý, vpravo nahoře semicirkulární, vlevo dole jednosmyčkový a vpravo dole dvousmyčkový [4]

V Boningerově výzkumu byl nejčastěji použitý propulzní vzor ve 45% jednosmyškový, dále dvousmyčkový (25%), semicirkulární (16%) a obloukovitý (14%). Většina vyšetřovaných používala stejný propulzní vzor na obou končetinách. Jak rychlost rostla, stále méně vyšetřovaných používalo semicirkulární vzor. Semicirkulární a dvousmyčkový vzor mají pomalejší rytmus. Semicirkulární a obloukovitý vzor mají vyšší hodnoty (nejvyšší hodnoty) času, který je strávený ve fázi aktivace vůči času

stráveného ve fázi obnovy. Propulzní vzor minimalizující frekvenci může také snižovat riziko vzniku poranění horních končetin. [4]

Propulzní vzor závisí na čtyřech klíčových oblastech: frekvenci tahů, velikosti použité síly, pohybovém vzoru v relaxační fázi a způsobu úchopu obruče. [9]

2.6.3 Úchopy obruče

Paraplegičtí pacienti používají pěstní úchop (obr. 59). Obruč je držena mezi palcem a ukazováčkem. Zbývající prsty by měly být volně flektovány do dlaně, předejde se tak možnému zranění (např. zachycení prstů do paprsků kola). [37]

Tetraplegičtí pacienti, kteří mají slabé svaly ramenního kloubu a m. triceps brachii, např. míšní léze v oblasti C6 mají odlišný odraz. Neschopnost správného úchopu obruče mění kontakt ruky na obruči. [37] Tito pacienti používají jeden z následujících úchopů. Dlaňový, dlaňový se zavlečeným palcem nebo klíčový.

Při dlaňovém úchopu (obr. 61) je obruč poháněná hypothenarem a thenarem, prsty jsou s semiflexí a addukcí. Pokud je k tomuto úchopu ještě přidám zavlečený palec (obr. 62), je obruč držena mezi palcem a 2. prstem.

Klíčový úchop (obr. 60) je velice podobný úchopu pěstnímu. Obruč je ale u tohoto typu úchopu držena mezi palcem a radiální stranou ukazováčkem. Předloktí je ve větší supinaci a prsty jsou ve větší flexi v IP kloubech.



Obr. 59 Pěstní úchop obruče [vlastní zdroj]



Obr. 60 Klíčový úchop obruče [vlastní zdroj]



Obr. 61 Dlaňový úchop obruče [vlastní zdroj]



Obr. 62 Dlaňový úchop obruče se zavlečeným palcem [vlastní zdroj]

2.6.4 Aktivace svalů při vykonávání propulze

Ambrosio měřením přišel na to, že svaly pletence ramenního, jež se aktivují při aktivační fázi, jsou silnější než svaly, které se aktivují při fázi relaxace, u nich se síla nezvětšuje.

2.6.4.1 Základní pohyby horních končetin při jízdě na vozíku dle Machalové

Aktivační fáze:

Lopatka: elevace (m. levator scapulae) a abdukce s rotací (m. serratus anterior).

Ramenní kloub: Záběr začíná z extenze v ramenním kloubu (m. deltoideus - pars spinalis, m. teres major, m. latissimus dorsi) a přechází v mírnou flexi (m. deltoideus - pars clavicularis, m. coracobrachialis a částečně se podílí i m. biceps brachii - caput longum, m. pectoralis major - pars clavicularis a m. deltoideus - pars acromialis).

Loketní kloub: Výchozí poloha je extenze v loketním kloubu (m. triceps brachii a m. anconeus), ve střední části záběru dochází k mírné flexi (m. brachioradialis, protože předloktí je ve středním postavení) a při dotažení záběru do konce nastává opět extenze.

Předloktí je v semipronaci (m. pronator teres a m. pronator quadratus).

Zápěstí provádí extenzi s radiální dukcí (m. extensor carpi radialis longus et brevis).

Prsty provádí addukci (mm. interossei palmares) a flexi (mm. lumbricales, mm. interossei palmares at dorsales).

Relaxační fáze:

Lopatka: addukce (m. trapezius - střední vlákna).

Ramenní kloub: mírná extenze (m. latissimus dorsi, m.teres major, m. deltoideus - pars spinalis).

Loketní kloub: Přenos paže zpět je možný dvěma způsoby. Buď s nataženým loktem (m. triceps brachii a m. anconeus) anebo mírně pokrčeným loktem ve středním postavení (m. brachioradialis).

Předloktí: Je v semipronaci až pronaci (m. pronator teres a m. pronator quadratus).

Zápěstí je volně ve středním postavení.

Prsty jsou volně v semiflexi (mm.interossei palmares at dorsaes, mm. lumbricales) s mírnou abdukci (mm. interossei dorsales a m.abductor digiti minimi). [35]

2.6.4.2 Klíčové svaly, které se při propulzi zapojují dle Guthrie

Aktivační fáze:

m. biceps brachii – aktivní na počátku aktivační fáze

přední část deltového svalu – aktivní v celém průběhu záběru

m. triceps brachii – aktivní od poloviny záběru a až do jeho konce

m. flexor carpi ulnaris - aktivní v celém průběhu záběru

m. extenzor carpi radialis - aktivní v celém průběhu záběru

mm. pectorales - aktivní v celém průběhu záběru

flexory trupu – jejich aktivita vzrůstá při námaze

Relaxační fáze:

zadní část deltového svalu - aktivní v celém průběhu fáze obnovy

m. triceps brachii – aktivuje se na počátku fáze obnovy

Změny ve svalové aktivitě při únavě:

- m. biceps brachii se zapojí před kontaktem ruky na obruč (pozdní fáze obnovy)
- m. flexor carpi ulnaris se při aktivační fázi zapojí dříve [24]

Stabilizační prvky ramenního kloubu (rotátorová manžeta, deltový sval a dlouhá hlava bicepsu) mohou být v důsledku opakujícího se pohybu při špatném propulzním vzoru, změněny. Svalová aktivita během propulze (vnitřních rotátorů, adduktorů a flexorů RK) se může zvětšit a vytvářet tak nerovnováhu v oblasti ramenních kloubů. Tímto způsobem se může změnit celý pohybový vzorec, který způsobí, že je m. supraspinatus drážděn mezi hlavou humeru a akromionem, vzniká bolestivost a zánět rotátorové manžety (tzv. impingement syndrom) a rotátorová manžeta se může poškodit, v nejhorším případě roztrhnout. [1]

2.6.5 Edukace o správném propulzním vzoru

Cílem edukace o propulzním vzoru je dosažení používání hladkých dlouhých tahů a minimalizace frekvence a síly. [9; 31]

Příprava uživatele vozíku k používání maximální efektivity propulzí:

1. Nastavení ramenního kloubu k ose kola. Rameno by mělo být umístěno nad osou velkého kola nebo mírně před ní. To zajistí, že se těžiště bude nacházet mírně anteriorně vůči ose kole. Tato poloha zajistí minimální extenzi v ramenním kloubu při aktivační fázi propulzního vzoru.
Pokud je osa kola umístěna příliš vzadu, uživatel musí při aktivační fázi propulzního vzoru vyvinout příliš velkou extenzi v ramenním kloubu s deviací zápěstí. Pokud se osa kola nastaví příliš dozadu, je valivý odpor vyšší. Tento odpor pak zvyšuje požadavky na energii, potřebnou na pohon vozíku.
2. Šířka vozíku by měla být srovnatelná se šířkou těla. Je jednodušší pohánět vozík, když jsou jeho kola blíže k uživatelovu tělu. Při pohybu se minimalizuje abdukce horních končetin. Odklon kol je pro propulze výhodný.

3. Vzdálenost ramenních kloubů od osy kola v klidové poloze. Dlaně jsou volně položeny na vrcholu obruče, ramenní pletence by neměly být elevovány a loketní klouby by měli být ve flexi 100-120°.
4. Stabilita trupu na vozíku je velmi důležitá u vysokých hrudních a krčních lézí. Kontrolovaný pohyb trupu mírně vpřed, jež nastává při propulzi, pomáhá v pohonu vozíku. [37]

3 VÝZKUMNÁ ČÁST

3.1 Metodika výzkumu

3.1.1 Časový harmonogram

Výzkum jsem prováděla v roce 2010/2011 v Centru Paraple. Můj plán byl:

1. Nashromáždění a nastudování odborné literatury vztahující se k tématu, připravení osnovy diplomové práce. Červen – září 2010.
2. Rešeršní zpracování problematiky diplomové práce, zahrnující sběr dat v časovém úseku říjen – prosinec 2010.
3. Promyšlení experimentu a sestavení formuláře prosinec 2010.
4. Výběr probandů, realizace experimentu v období leden - květen 2011.
5. Analýza získaných hodnot. Vyvození závěrů, zpracování výsledků a konečná úprava diplomové práce v období červen – srpen 2011.

3.1.2 Organizace výzkumu

Před zahájením vlastního výzkumu jsem předložila vedoucí fyzioterapeutce, ergoterapeutce a metodikovi Centra Paraple Zdeně Faltýnkové mnou sestavený formulář (Příloha č. 9) a požádala jí o možnost provedení výzkumu na půdě Centra Paraple. Po osobním setkání s probandy, kteří odpovídali mým požadavkům, viz. charakteristika souboru, jsem jim navrhla účast v mé studii, seznámila je s podstatou a cíli mého výzkumu a poprosila je o podepsání písemného souhlasu. Projekt výzkumu byl schválen etickou komisí FTVS (Příloha 1).

Data jsem sbírala postupně během pěti měsíců s cílem zachovat u každého vyšetřovaného stejné podmínky. Sebraná data a výsledky zkoušek jsem zaznamenala do sestaveného formuláře. Po sběru všech dat a provedení všech měření jsem je v posledním měsíci testování (květen 2011) zpracovala pomocí tabulek v programu MS Office Excel 2007 a provedla statistickou analýzu pomocí Fisherova testu.

3.1.3 Charakteristika zkoumaného souboru

Výběr zkoumaného souboru byl proveden metodou záměrného výběru vzhledem k diagnóze. Zahrnoval 26 probandů různého věku a pohlaví s lézí míšni v různých

úsecích míchy, různě dlouhou dobu od úrazu s různou hodnotou AIS. Pro výběr testovaných probandů nebyla tato data rozhodující, uvádím je jen pro informaci o složení souboru testovaných. Hlavní podmínkou bylo, aby proband používal mechanický vozík. Výběr celkově závisel na dobrovolnosti a ochotě spolupracovat. Pro lepší přehled uvádím tabulku 1.

Tabulka :1 Soubor probandů

	POHLAVÍ	VĚK	DOBA OD VZNIKU ML	VÝŠKA ML	ASIA SKÓRE
1.	žena	24	2	Th7	A
2.	žena	57	15	C8	A
3.	žena	63	15	C6-7	B
4.	žena	38	8	Th11	A
5.	žena	35	8	C6	B
6.	žena	36	10	Th10	A
7.	muž	22	1	C6-7	A
8.	muž	58	7	C2-3	D
9.	muž	29	3	C7	C
10.	muž	29	8	C5	B
11.	muž	30	5	Th7	A
12.	muž	54	6	Th12	C
13.	muž	31	6	C5-6	A
14.	muž	28	12	C8	B
15.	muž	67	6	C4-5	C
16.	muž	55	2	Th5	A
17.	muž	43	6	C5-7	B
18.	muž	25	4	Th6-7	A
19.	muž	51	6	Th4	A
20.	muž	51	2	Th7	A
21.	muž	40	9	C7	B
22.	muž	25	2	C5-6	A
23.	muž	30	2	Th11	A
24.	muž	29	11	C5	B
25.	muž	27	11	C5	A
26.	muž	25	8	C5-7	A

U všech probandů jsem se snažila zachovat stejné podmínky pro hodnocení. Testování proběhlo vždy v dopoledních hodinách, abych zabránila případné únavě. U každého jsem vyšetření provedla na jeho vlastním vozíku, bez použití rukavic, abych zabránila změněné citlivosti rukou. Muže jsem testovala svlečené do půlky těla, ženy v tričku, na výsledky měření neměl oděv žádný vliv.

3.1.4 Použité testovací metody

Výzkum spadá do kategorie primární klinické studie. Dle Greenhalghové [23] se tyto primární studie, jež jsou základem většiny výzkumů v lékařských časopisech, rozdělují do tří kategorií. Jsou to experimenty, klinické pokusy a průzkumy. Tento projekt náleží do kategorie průzkumů.

Probandi po vysvětlení účelu a obsahu výzkumu podepsali informovaný souhlas (Příloha č. 2). Vyšetření probíhalo ve vyšetřovně a tělocvičně, při zachování přiměřených tepelných podmínek a nerušivého prostředí. Z testování byli vyřazeni probandi s komplikacemi, jako jsou heterogenní osifikace, zánětlivá onemocnění, bolesti pletenců ramenních a horních končetin.

Po odebrání stručné anamnézy a zjištění ASIA skóre následovalo hodnocení nastavení vozíku, sedu, propulzního vzoru, edukace o správné jízdě na vozíku, úpravy obručí a způsobu úchopu obruče. K vyšetření nastavení vozíku jsem používala 2 jednoduché zkoušky. Posturu sedu, úpravu obručí a způsob úchopu obruče jsem hodnotila pohledem a funkčnost sedu zkouškou předpažení. Poslední položku v dotazníku týkající se propulzního vzoru jsem také hodnotila pohledem. Zkoušky všech probandů jsem fotografovala, propulzní vzor jsem natáčela na videokameru, z důvodu archivace výzkumu a zpětného dohledání.

Výsledky všech zkoušek a hodnocení u každého probanda jsem zanášela do formuláře.

3.1.4.1 Anamnéza

Nejprve byla odebrána anamnéza, hlavním bodem zájmu byl rok a příčina vzniku poškození míchy a výška míšní léze. Do anamnestických dat jsem, také zařadila AIS, které jsem zjistila náhledem do dokumentace vyšetřovaného. Data týkající se anamnézy měli pouze informativní charakter, přibližují, jaké osoby byly do výzkumu zařazeny.

3.1.4.2 Hodnocení vozíku

Vozík byl hodnocen z hlediska správně nastaveného těžiště a nastavení maximální výšky sedáku od země. Těžiště jsem hodnotila zkouškou hodnocení osy ramenního kloubu s osou velkého kola vozíku (obr. 63). Při správném nastavení těžiště vozíku by měl probandův třetí prst procházet středem kola.

Maximální výška sedáku od země se hodnotí pomocí goniometru, měřením úhlu v loketním kloubu, při úchopu vrcholu obruče (obr. 64). Ideálně by při úchytu vrcholu obruče měl být úhel v lokti 100 - 120 stupňů. Při hodnotách v tomto úhlovém rozmezí je proband schopen správně pohánět mechanický vozík, neboť dosáhne na horní třetinu kola, která slouží k efektivnímu pohonu vozíku. Jako správně nastavený vozík jsem hodnotila ten, u kterého mi obě zkoušky vyšly v normě.



Obr. 63 Hodnocení nastavení těžiště vozíku [vlastní zdroj]



Obr. 64 Hodnocení max. výšky sedáku od země [vlastní zdroj]

3.1.4.3 Funkčnost sedu

Funkční sed je dle Faltýnkové, co nejvíce vzpřímený sed na vozíku, zajišťující potřebnou stabilitu těla a umožňující efektivní využívání funkční kapacity horních končetin (obr. 65). [10] Funkčnost sedu se testuje zkouškou předpažení. Zkouška je pozitivní pokud proband nepřepadne dopředu a udrží se co nejvíce vzpřímeně v sedu.



Obr. 65 Hodnocení funkčního sedu [vlastní zdroj]

3.1.4.4 Hodnocení postury sedu, propulzního vzoru, úpravy obručí a úchopu

Všechny výše zmíněné modality jsem hodnotila aspekci a pořizovala foto a video dokumentaci.

Hodnocení postury sedu z boku a ze zadu. Zajímalo mě především postavení páteře, páteře, hlavy a ramenních kloubů. Do dotazníku jsem doplňovala jakou posturu sedu proband zaujímá, jestli je dobrá nebo špatná. Za dobrou posturu sedu jsem považovala stav, kdy vyšetřovaný sedí vzpřímeně, klouby kyčelní, kolenní i hlezenní svírají 90°, pánev je v rovině, páteř má fyziologická zakřivení, pletence ramenní jsou relaxovány a hlava je napřímená. V případě, že byla špatná, definovala jsem, zda jde o sed kyfotický, lordotický nebo skoliózu.

Při hodnocení propulzního vzoru jsem se soustředila na analýzu práce horních končetin při jízdě na vozíku. Propulzní vzor jsem u probanda vyšetřovala z profilu. Vyšetřovaný měl za úkol ujet vzdálenost 8,5 m tam a zpět. Jízdu na vozíku jsem natáčela na videokameru, která byla umístěna 7,5 m od vyšetřovaného. Typ propulzního vzoru jsem stanovovala dle popsaných typů dle Boningera, více v kapitole Propulze. Typ propulzního vzoru jsem zapsala do vyšetřovacího formuláře.

Úpravy obručí jsem vyšetřovala společně s posturou sedu probanda a způsob úchopu obručí společně s hodnocením propulzního vzoru. Typ úpravy i způsob úchop jsem opět zapsala do formuláře.

3.1.5 Analýza dat

Jednotlivé výsledky anamnestický dat a měření jsem z formuláře přepsala a zpracovala v programu MS Office Excel 2007 pomocí tabulek, kontingenčních tabulek a výpočtů. Spočítala jsem, kolik probandů mělo dobrou a kolik špatnou posturu sedu. Následně jsem u obou skupin sledovala nastavení vozíku, funkčnost sedu a propulzní vzor a pozorovala, zda mezi těmito hodnotami existuje závislost. Dále mě zajímalo, kolik probandů bylo edukováno o správném propulzním vzoru, a kolik procent z nich tento vzor používá. Poté jsem spočítala, kolik probandů mělo úpravu obručí, a jakou, a zjistila, jaký propulzní vzor používají. Nakonec jsem zjistila typy úchopů u jednotlivých probandů a hodnotila, zda mají vliv na správný propulzní vzor

Příloha č. 7 obsahuje tabulku č. 2, ve které jsou zaznamenány výsledky hodnocení postury a funkčnosti sedu, nastavení vozíku a propulzního vzoru. Zelená barva vyjadřuje pozitivní výsledek, červená negativní.

Tabulka č. 3 (Příloha č. 8) ukazuje výsledky hodnocení, zda byl vyšetřovaný v minulosti edukován o správném propulzním vzoru, dále typy úpravy obručí a úchopů obruče. Zelená barva opět znamená pozitivní výsledek, červená negativní.

3.1.5.1 Statistické zpracování dat

Předmětem testovaných hypotéz je vztah mezi dvěma statistickými znaky. Pozorovaná data mají kategoričkový charakter a pro jejich analýzu tedy použijeme metody založené na kontingenčních tabulkách. Základní formulace hypotézy bude založená na vyvrácení nulové hypotézy neexistence vztahu mezi pozorovanými znaky.

Po sepsání výsledných hodnot měření jsem údaje zpracovala pomocí statistických funkcí, abych vyhodnotila konečné výsledky. V programu MS Office Excel 2007 jsem vytvořila 2x2 kontingenční tabulky, do nich doplnila data a zpracovala je pomocí Fisherova testu. Volila jsem oboustranný Fisherův test, jelikož počet pozorování není dostatečně veliký pro obvykle používaný Chí-kvadrát test.

Kontingenční tabulka (obr. 66) se používá k přehlednému zobrazení vzájemného vztahu dvou statistických znaků. V řádcích jsou hodnoty prvního znaku a ve sloupcích druhého. V buňkách tabulky je zapsán počet případů, kdy měl první znak hodnotu odpovídající příslušnému řádku a druhý znak hodnotu odpovídající příslušnému sloupci.

[60]

a	b	
c	d	
		n

Obr. 66 Kontingenční tabulka [vlastní zdroj]

Fisherův test (obr. 67) je test statistické významnosti pro kategoričková data. Měří vztah dvou proměnných v kontingenční tabulce o rozměrech 2x2. [40] Výsledkem testování je hladina statistické významnosti (p). Pro zamítnutí nulové hypotézy je statistická významnost vyznačena na hladině $p \leq 0,05$.

$$p = \frac{\binom{a+b}{a} \binom{c+d}{c}}{\binom{n}{a+c}} = \frac{(a+b)!(c+d)!(a+c)!(b+d)!}{a!b!c!d!n!}$$

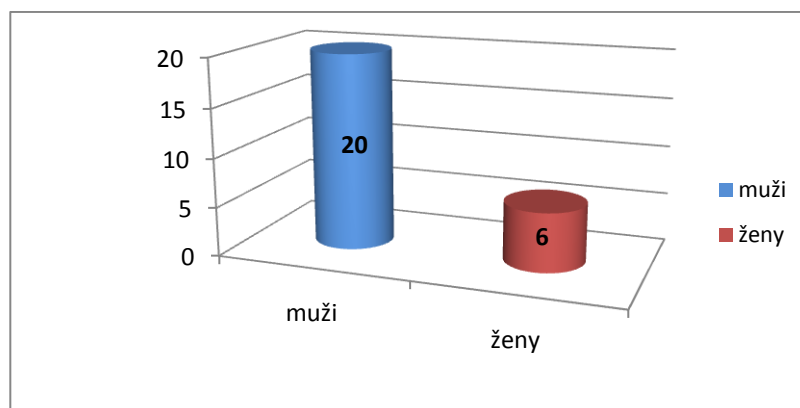
Obr. 67 Vzorec Fisherova testu [59]

Kontingenční tabulky jsem počítala na kalkulačce pro Fisherův exaktní test na webových stránkách Microsoft Research. Tato kalkulačka, na rozdíl od většiny nástrojů, nepoužívá aproximace i pro tabulky s vysokými hodnotami. [40]

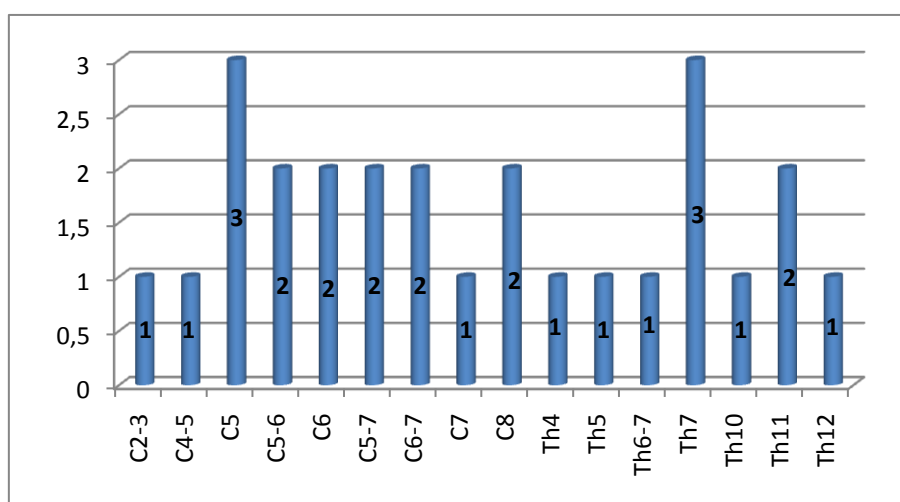
4 Výsledky

4.1 Anamnestická data

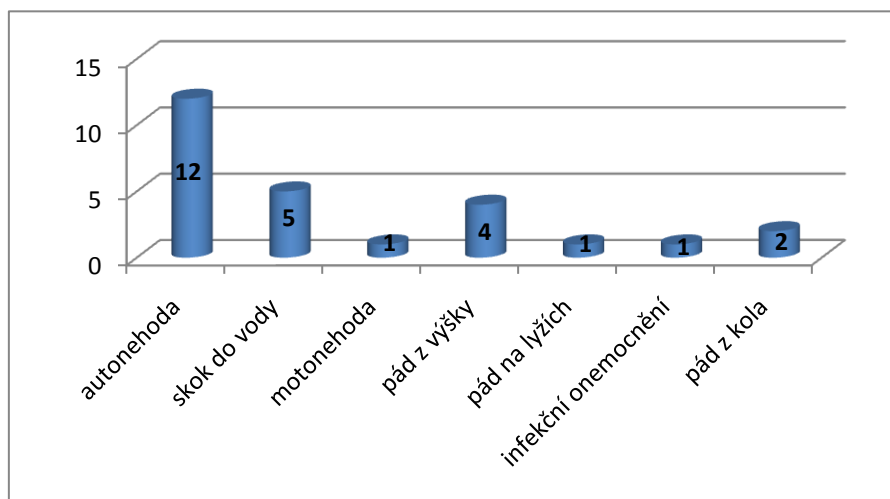
Anamnestická data slouží pouze k přiblížení charakteristiky výzkumného souboru. Výzkumu se zúčastnilo 20 mužů a 6 žen, nejmladšímu vyšetřovanému bylo 22, nejstaršímu 67 let, věkový průměr všech probandů byl 39 let. Výška léze míšní se pohybovala od úseku C2-3 po úsek Th 12, největší zastoupení měli úsek C5 a Th 7 (shodně 11,5 %). Nejčastější příčina poškození míchy byla autonehoda (46,2%) a průměrná doba od vzniku úrazu byla 7 let. Nejpočetnější zastoupení měl rozsah míšní léze dle ASIA na stupni A. V grafech 1 až 4 jsou tato data přehledně graficky vyobrazena.



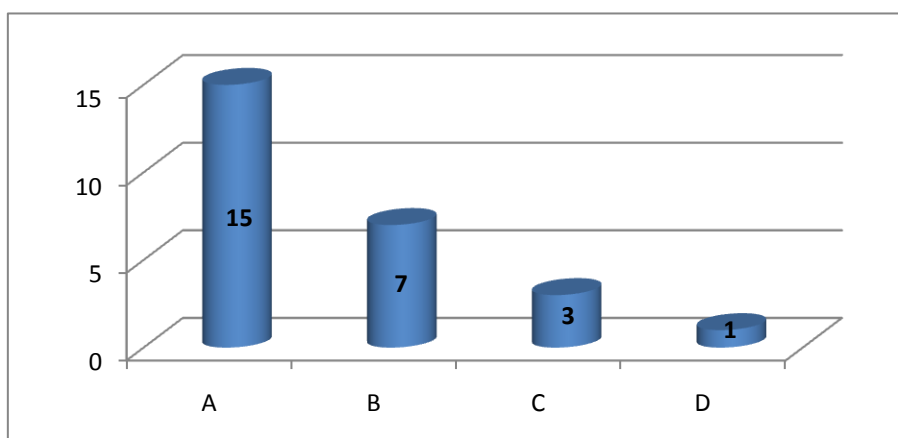
Graf 1: Zastoupení pohlaví



Graf 2: Výška míšní léze



Graf 3: Příčina vzniku míšni léze



Graf 4: Asia skóre

4.2 Vyhodnocení hypotéz

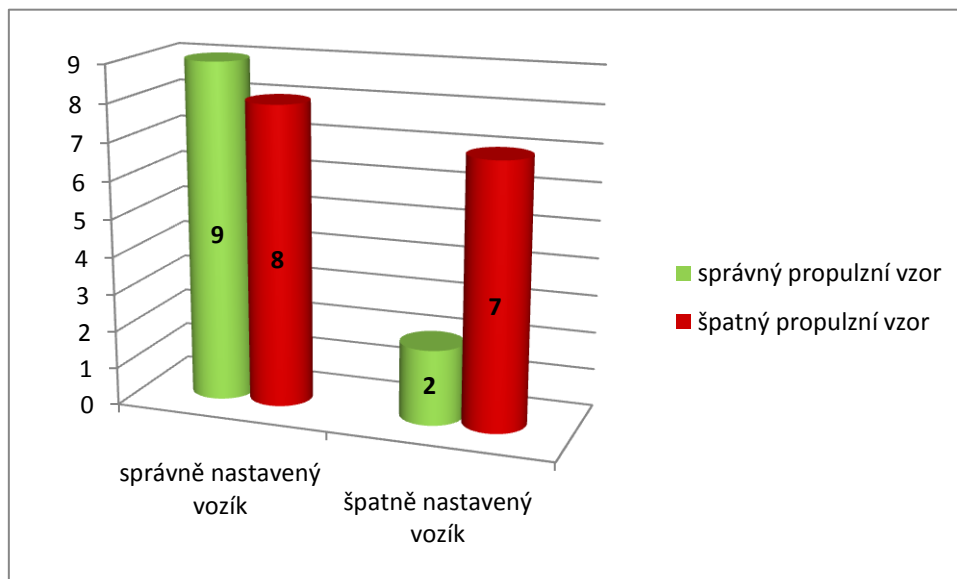
H01: Nastavení vozíku pozitivně ovlivňuje správný propulzní vzor.

Správně nastavený vozík mělo 17 (65,4%) a nesprávně 9 probandů (34,6%). Ve skupině správně nastavených vozíků používalo správný propulzní vzor 9 osob a špatný propulzní vzor 8 osob (viz. kontingenční tabulka 1 a graf 5). Jednalo se ve 4 případech o propulzní vzor „pumping“ a ve 4 případech o vzor jednosmyčkový (viz. graf 6). Ve skupině, kde měli probandi nastaven svůj vozík špatně, používali správný propulzní vzor 2 osoby a nesprávný 7 osob. Používali u toho ve třech případech propulzní vzor pumping, ve dvou jednosmyčkový a ve dvou případech dvousmyčkový (viz. graf 6).

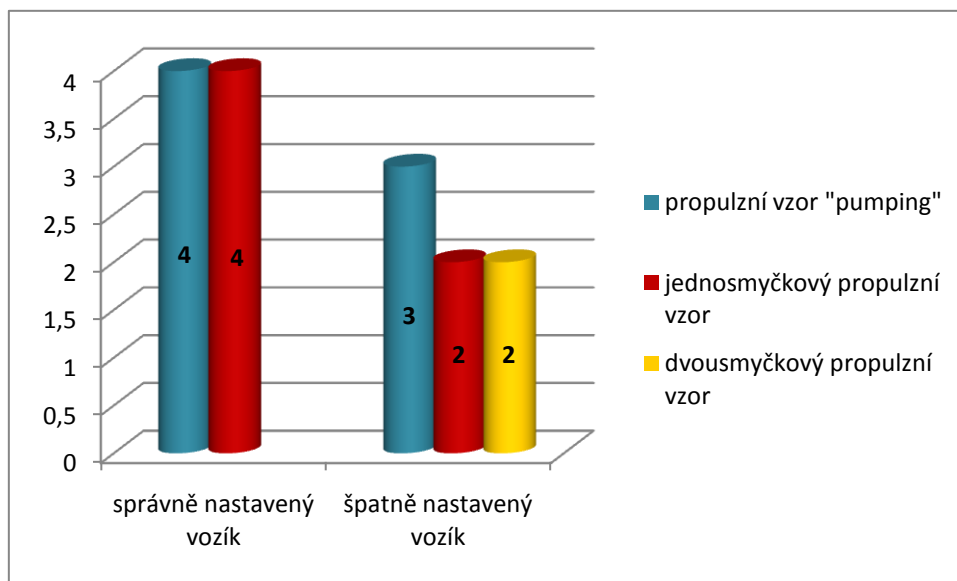
P hodnota Fisherova testu 0,1 ($p > 0,05$) žel nulovou hypotézu nezamítla, a tak neprokázala statistickou významnost.

Kontingenční tabulka 1: Vliv nastavení vozíku na propulzní vzor

VOZÍK \ PROP. VZOR	PROP. VZOR		
	OK	X	Σ
OK	9	8	17
X	2	7	9
Σ	11	15	26



Graf 5: Grafické znázornění vlivu nastavení vozíku na propulzní vzor



Graf 6: Přehled jednotlivých špatných propulzních vzorů při správně a špatně nastaveném vozíku

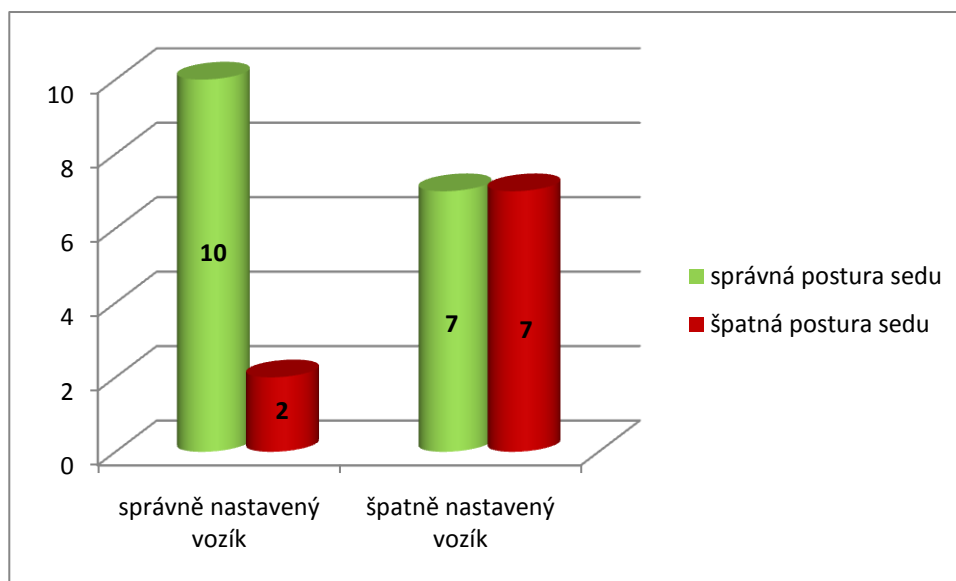
H2: Nastavení vozíku pozitivně ovlivňuje posturu sedu.

Správnou posturu sedu na vozíku mělo 12 probandů (46%) a nesprávnou 14 (54%). Správnou posturu sedu a správně nastavený vozík mělo 10 probandů, správnou posturu sedu, na špatně nastaveném vozíku pouze 2 probandi. Špatnou posturu sedu a špatně nastavený vozík mělo 7 probandů a špatnou posturu sedu na dobře nastaveném vozíku také 7 probandů (viz. kontingenční tabulka 2 a graf 7).

P hodnota Fisherova testu 0,04 ($p < 0,05$) zamítla nulovou hypotézu, tudíž prokázala statistickou významnost.

Kontingenční tabulka 2: Vliv nastavení vozíku na posturu sedu

VOZÍK \ POSTURA SEDU	POSTURA SEDU		
	OK	X	Σ
OK	10	7	17
X	2	7	9
Σ	12	14	26



Graf 7: Grafické znázornění postury sedu na správně i špatně nastaveném vozíku

H3: Nastavení vozíku má pozitivní vliv na funkční sed.

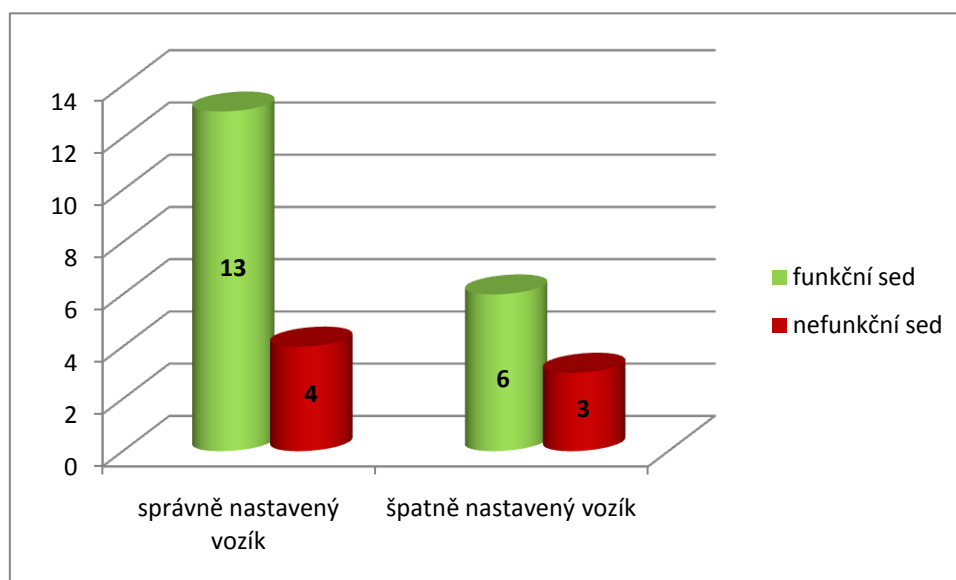
Funkční sed mělo 19 (73%) a nefunkční sed pouze 7 (27%) probandů. Ve skupině funkčních sedů mělo 13 probandů správně nastavený vozík a zbytek, 6 probandů, špatně

nastavený vozík. Ve skupině nefunkčních sedů byly správně nastavené vozíky 4, nesprávně nastavené pouze 3 (viz. kontingenční tabulka 3 a graf 8).

Statistická významnost nebyla prokázána, protože hodnota Fisherova testu 0,34 ($p > 0,05$) zamítla nulovou hypotézu.

Kontingenční tabulka 3: Vliv nastavení vozíku na funkční sed

VOZÍK \ FUNKČNÍ SED	FUNKČNÍ SED		
	OK	X	Σ
OK	13	4	17
X	6	3	9
Σ	19	7	26



Graf 8 Grafické znázornění vlivu nastavení vozíku na funkční sed

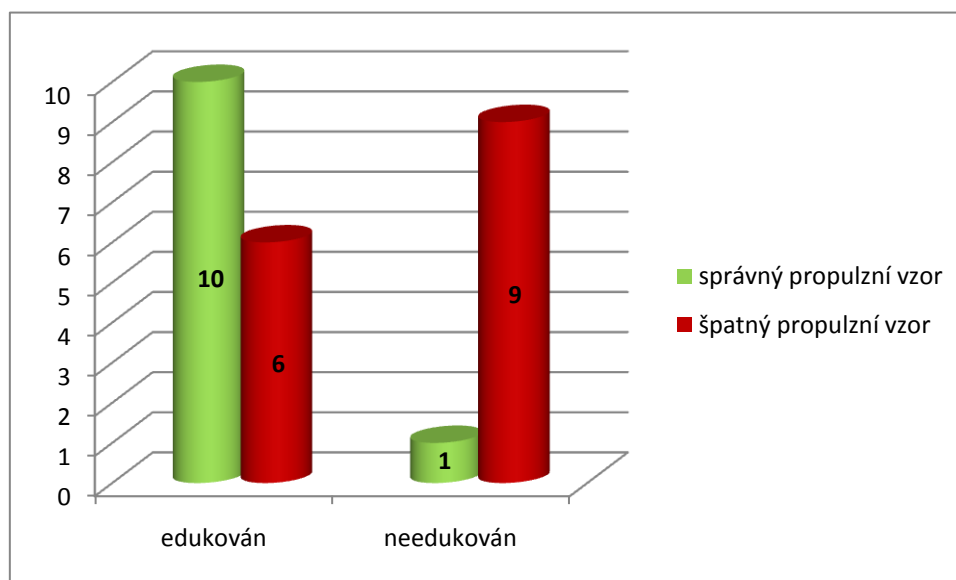
H4: Edukovaní klienti budou používat správný propulzní vzor

Z 26 probandů uvedlo 16 (62%) z nich, že byli edukováni o správném propulzním vzoru. Z těchto edukovaných používalo správný propulzní vzor 10 probandu. Špatný propulzní vzor mělo probandů 6 a to 4 pumping, 1 jednosmyčkový a jeden dvousmyčkový. Většina needukovaných (9 probandů) používala špatný propulzní vzor, pouze jeden používal správný (viz. kontingenční tabulka 4 a graf 9).

Fisherův test vypočítal hodnotu p 0,004 ($p < 0,05$), která zamítá nulovou hypotézu a dokazuje statistickou významnost.

Kontingenční tabulka 4: Vliv edukace na propulzní vzor

EDUKACE \ PROP. VZOR	OK	X	Σ
OK	10	6	16
X	1	9	10
Σ	11	15	26



Graf 9: Grafické znázornění vlivu edukace na propulzní vzor

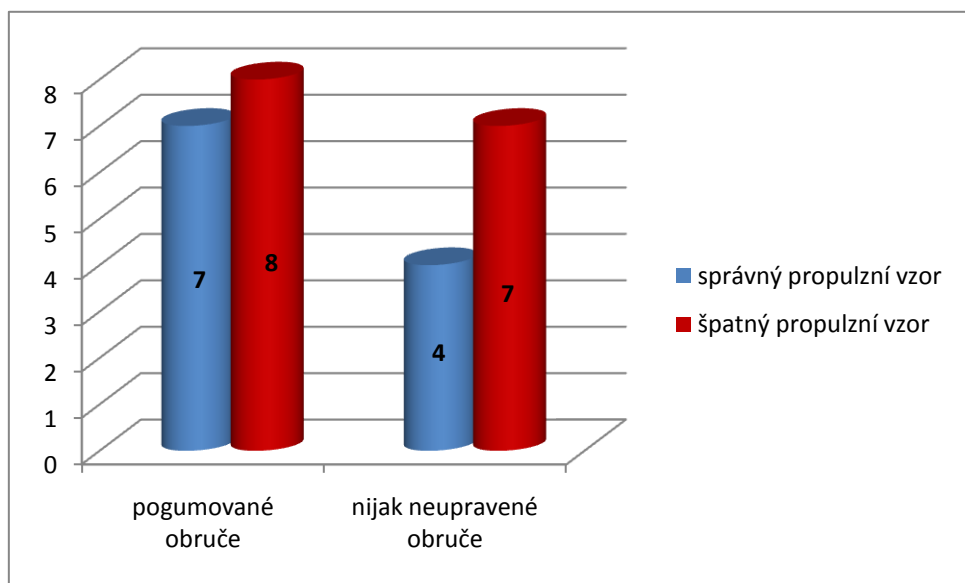
H5: Povrchová úprava obruče má vliv na propulzní vzor.

15 probandů používalo pogumované obruče a 11 obruče bez pogumování. Ve skupině s pogumovanými obručemi používalo správný propulzní vzor 7(47%) probandů, 8 ostatních (53%) používalo špatný vzor. Ve skupině vyšetřovaných s obručemi bez pogumování či jiné úpravy používali správný propulzní vzor 4 probandi (36%) a nesprávný 7 probandů (64%).

Dle hodnoty Fisherova testu $p = 0,43$ ($p > 0,05$), nebyla nulová hypotéza zamítnuta a statistická významnost nebyla prokázána.

Kontingenční tabulka 5: Vliv povrchové úpravy obruče na propulzní vzor

PROP. VZOR	OK	X	Σ
OBRUČ			
POGUMOVANÉ	7	8	15
BEZ ÚPRAVY	4	7	11
Σ	11	15	26



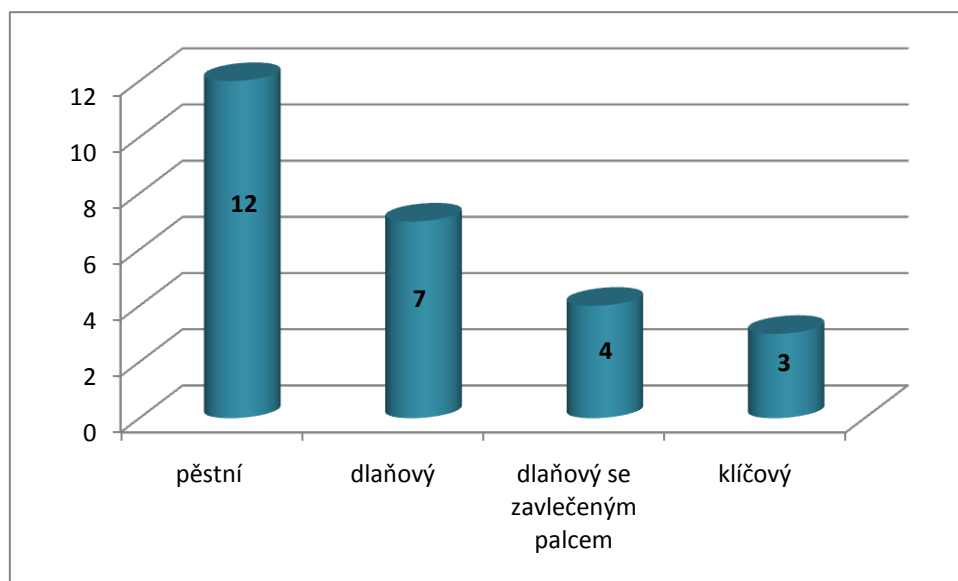
Graf 10: Znázornění vlivu povrchové úpravy obruči na propulzní vzor

H6: Způsob úchopu obruče má vliv na propulzní vzor.

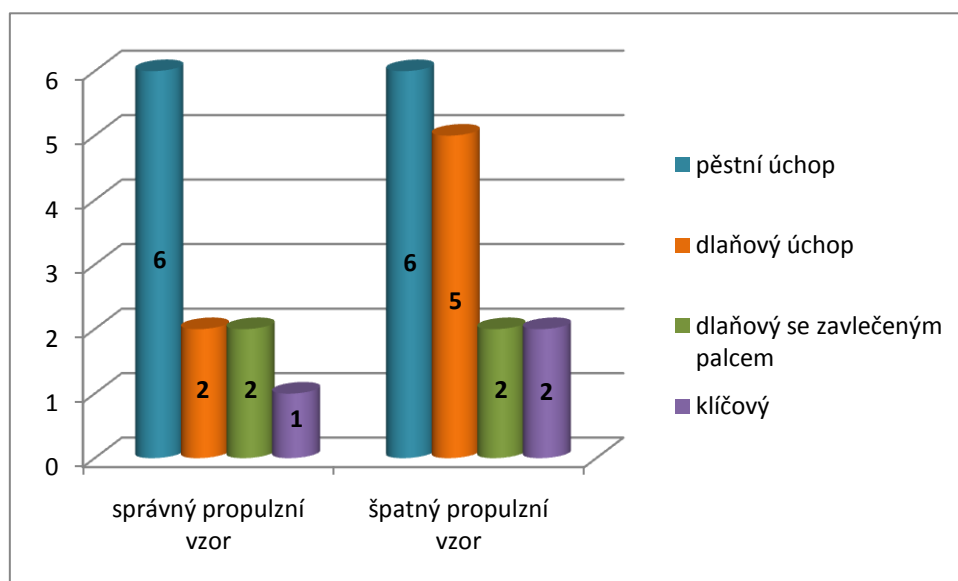
Z celkového počtu probandů používalo 12 z nich pěstní úchop, 7 dlaňový, 3 klíčový a 4 dlaňový se zavlečeným palcem. Ve skupině probandů, jež drželi obruč pěstním úchopem, polovina z nich (6 osob) používalo správný propulzní vzor, druhá polovina špatný propulzní vzor. Ve skupině s dlaňovým úchopem používali správný propulzní vzor pouze 2 probandi, 5 jich používalo nesprávný vzor propulze. V souboru klíčových úchopů používal správný propulzní vzor pouze jeden proband, ostatní (2 osoby) používali nesprávný propulzní vzor. V poslední skupině dlaňového úchopu se zavlečeným palcem používala polovina správný a polovina špatný propulzní vzor (viz. kontingenční tabulka 6). Vzhledem k nedostatečnému počtu dat jsem výsledky vyjádřila pouze pomocí grafů (viz. graf 11, 12).

Kontingenční tabulka 6: Závislost úchopu a propulzního vzoru

ÚCHOP \ PROP. VZOR	OK	X	Σ
PĚSTNÍ	6	6	12
DLAŇOVÝ	2	5	7
DLAŇOVÝ SE ZAVL. PALCEM	2	2	4
KLÍČOVÝ	1	2	3
Σ	11	15	26



Graf 11: Grafické znázornění způsobu úchopu obruče



Graf 12: Grafické znázornění závislosti úchopu obruče a propulzního vzoru

5 Diskuze

Je omyl si myslet, že nastavování vozíku je práce především ergoterapeuta. Správně nastavený vozík je vždy výsledkem dobré spolupráce fyzioterapeuta, ergoterapeuta, lékaře, technika a v neposlední řadě uživatele vozíku.

Problematikou týkající se nastavení vozíku se u nás zabývá především doktorka Vašíčková, která vede kurzy, jež informují o této problematice a jsou určeny pro ergoterapeuty, fyzioterapeuty, ale i rodinné příslušníky pacientů s míšním poraněním. Další, neméně důležitá, osoba, která u nás řeší a přednáší o nastavení vozíku a jeho vlivu na spinálního pacienta je Zdenka Faltýnková.

Myslím si, že každý fyzioterapeut, jenž pracuje s pacienty, kteří používají mechanický vozík, by měl základní nastavení a míry také znát. Už jen proto, že včasným zásahem do nastavení vozíku může u svých pacientů předcházet vzniku traumat pohybového aparátu.

Cílem teoretické části diplomové práce bylo shromáždit a ucelit informace týkající se míšních poranění, nastavení vozíku, sedu na vozíku a propulzích horních končetin. V současné době bohužel neexistuje odborná publikace v českém jazyce, která by podávala ucelený přehled o míšních poranění. Nejen o jejich klinickém obrazu, vzniku a možném chirurgickém řešení, ošetření a rehabilitaci, ale i o dostupných kompenzačních pomůckách, možnostech přesunů, ovládání vozíku, psychosociální stránce, sexuálních funkcích, bezbariérových úpravách, prevenci vzniku dekubitů a jiných komplikacích s míšním poraněním spojených. V naší zemi se setkáváme pouze s literaturou, která je zaměřena na míšní poranění a následnou ošetrovatelskou péči a rehabilitaci. Teoretická část mé diplomové práce by v budoucnu mohla sloužit jako učební pomůcka pro fyzioterapeuty i ergoterapeuty, kteří pracují se spinálními pacienty a zabývají se nastavováním mechanických vozíků.

Cílem praktické části mé práce bylo zhodnotit nastavení vozíku a určit jeho vliv na práci horních končetin a posturu sedu u skupiny pacientů s míšní lézí.

Vliv nastavení vozíku na propulzní vzor.

Studie prokázaly, že biomechanika propulze vozíku je ovlivněná změnami nastavení vozíku, a to především nastavením sedáku. Sedák má vliv na stabilitu vozíku, viz. kapitola Jednotlivé komponenty a jejich nastavení. Brubaker [5] přišel na to, že pokud je sedák umístěn více vzadu, sníží se valivý odpor a zvýší efektivita propulzí. Masse [39] a jeho kolegové zjistili, že nízko a dozadu položený sedák vyžaduje méně svalové práce horními končetinami.

Výsledky výzkumu Koontzové potvrdily, že uživatelé vozíku, jež mají sedák umístěn více vzadu, pohánějí vozík menší silou, používají menší záběry a mají větší kontakt ruky na obruči. Velká vzdálenost mezi ramenem a osou kola má za následek malý kontaktní úhel. Při posuzování biomechanických aspektů propulze se ukázalo, že nejlepší výška sedáku je taková, když při držení ruky vrcholu obruče naměříme úhel v loketním kloubu v rozmezí 100-120°. [31]

Ve svém výzkumu jsem testovala nastavení vozíku ze dvou hledisek. Zajímalo mě těžiště vozíku a úhel v loketním kloubu při držení obruče. Těžiště vozíku úzce souvisí s postavením hnacích kol a nastavením sedáku. Úhel v loketním kloubu dává informaci o vertikálním nastavení sedáku a o tom, zda bude maximálně využit hnací úhel obruče. Správně nastavený vozík (správné těžiště a úhel v loketním kloubu v rozmezí 100°-120°) mělo 65,4% vyšetřovaných a nesprávně, kdy jedna vyšetřovaná veličina nebyla v normě, mělo 34,6% vyšetřovaných. Ve skupině vyšetřovaných se správně nastaveným vozíkem používalo správný propulzní vzor (semicirkulární) 53% a nesprávný 47%. Statistická významnost vlivu nastavení vozíku na propulzní vzor se ale bohužel nepotvrdila. Soudím, že statistické výsledky byly ovlivněny především malým počtem účastníků výzkumného souboru. Pro další podobná měření bych doporučovala větší počet vyšetřovaných.

Vliv nastavení vozíku na posturu sedu a funkční sed

U spinálních pacientů, je vyloučena schopnost volní kontroly vzpřímeného držení trupu a jejich pozice sedu je závislá na správně nastavené sedací jednotce a zádové opěrce. Doležalová [7] ve své diplomové práci měřila rozložení tlaku na zádové opěrce při opření těla o opěrku u dvou tetraplegických a dvou paraplegických pacientů.

K hodnocení tlaku používala Moiré metodu. Výsledky ukázali, že nejvíce namáhanou oblastí zad u tetraplegických pacientů jsou trnové výběžky obratlů dolní hrudní a horní bederní páteře, zatím co u paraplegických pacientů došlo k rovnoměrnému rozložení tlaku po celé ploše zádové opěrky.

Vozík by měl být nastaven tak, aby svému uživateli umožňoval být co nejvíce nezávislí na okolí. Správná postura sedu pro daného jedince je ta, která umožňuje provést potřebný úkon (ADL) s maximální účinností a minimálním úsilím. Sed je pro uživatele vozíku polohou pro vykonávání každodenních aktivit. Správný výběr a nastavení vozíku umožní dobrou kvalitu postury, za kterou je považován vzpřímený sed, posturální kontrolu a stabilitu trupu a efektivní využívání funkční kapacity HKK při ADL i při pohonu vozíku. [11]

Výzkum týkající se vlivu nastavení vozíku na posturu sedu v mojí práci potvrdil hypotézu, že správné nastavení vozíku má pozitivní vliv na správnou posturu sedu. Při správně nastaveném vozíku měla většina vyšetřovaných také správnou posturu sedu, ale nebylo pravidlem, že i při správnosti těch dvou vyšetřovaných aspektů používali správný propulzní vzor. Dle mého názoru to bylo dáno tím, že nevěděli, jak správně vozík pohánět, nebyli edukováni nebo i přesto, že byli, používali jiný způsob propulze a nechtěli tento naučený stereotyp měnit.

Funkčnost sedu je termín, který používá Faltýnková a znamená co nejvíce vzpřímený sed, zajišťující potřebnou stabilitu těla a umožňující efektivní využívání funkční kapacity horních končetin. [11]

V mém testovaném souboru mělo 19 vyšetřovaných funkční sed a 13 z nich mělo správně nastavený vozík. Z výsledků je patrné, že i vyšetřovaný, který má funkční sed nemusí mít správně nastavený vozík. Nastavení vozíku tedy nemá vliv na funkčnost sedu.

Edukace o propulzním vzoru

Z mého souboru 26 vyšetřovaných bylo 16 z nich edukovaných o nutnosti správně pohánět vozík. Informovanost vyšetřovaných byla podle mého názoru dána tím, že většina z nich byla 5 a více let po úrazu. Tudíž prošla několika rehabilitačními ústavami a jinou následnou rehabilitací, kde dostala o propulzích informaci. Na druhou stranu

musím uvést i případ vyšetřovaného, který si míchu poranil před 15ti lety, ale o správném pohánění vozíku nikdy neslyšel.

Ačkoliv tato práce netestovala trénink správného propulzního vzoru, je dobré podotknout, že jednoduché vysvětlení může mít pozitivní vliv. Při testování vlivu edukace na správný propulzní vzor jsem dokázala statistickou významnost. Boninger instruuje uživatele vozíku, aby při fázi obnovy nechali horní končetiny volně relaxovat podél kol vozíku. Tato jednoduchá instrukce přispívá k tomu, že uživatelé vozíku začnou používat semicirkulární vzor, aniž by se ho složitě učili. [4]

Vliv povrchové úpravy obruče na propulzní vzor

Richter a kolektiv testovali, zda se použitím pogumované obruče během propulze sníží aktivita flexorů prstů a zápěstí. [47] Testu se podrobilo 24 pacientů, kteří používali mechanický vozík. Každý proband byl testován na svém vlastním vozíku nejprve s obručí bez úpravy a poté s pogumovanou obručí. Aktivita svalů prstů a zápěstí byla měřena použitím povrchového EMG. Výsledky studie ukázaly, že pogumovaná obruč snižuje aktivitu flexorů prstů a zápěstí.

U výsledků mého výzkumu nebyl prokázán vliv povrchové úpravy na propulzní vzor. Statistická významnost hypotézy nebyla bohužel prokázána.

Kvůli testování způsobu úchopu obruče byla moje skupina sestavená z jedinců, jež měli para a tetra postižení. Většina vyšetřovaných s para postižením používala pěstní úchop, jenž je pro pacienty, kteří nemají horní končetiny postižené charakteristický, 3 vyšetřovaní ale používali úchop klíčový. Ve skupině vyšetřovaných s tetra postižením se vyskytoval úchop dlaňový a dlaňový se zavlečeným palcem. Vzhledem k tomu, že moje malá skupina vyšetřovaných vykazovala až 4 druhy úchopů obruče, vyjádřila jsem výsledky hodnocení pouze pomocí grafů. Statistické hodnocení jsem nevypočítávala z důvodu nedostatečného počtu dat.

Vyšetřování propulzního vzoru

Vzor záběru se v laboratorních podmínkách testuje umístěním markerů na ruce a sledováním jejich pohybu při propulzi pomocí 3D kamery. Například Boninger ve svém výzkumu připevňoval vyšetřovaným markery na MP klouby. [4]

Ve svém výzkumu jsem vycházela z již známých propulzních vzorů, které se jsou dobře popsány a dají se tak odhalit i bez použití 3D kamer. Proto jsem používala digitální kameru a pro dokumentaci testů fotoaparát

V Boningerově studii byl nejčastěji použitý propulzní vzor ve 45% jednosmyškový, dále dvousmyčkový (25%), semicirkulární (16%) a obloukovitý (14%). Jak rychlost rostla, stále méně vyšetřovaných používalo semicirkulární vzor. [4]

V mém výzkumu byl nejčastěji použit semicirkulární vzor a to ve 42%, 27% vyšetřených používalo pumping, 23% jednosmyčkový a pouze 8% dvousmyčkový propulzní vzor.

Hlavním cílem výzkumů propulzní biomechaniky je zabránění či omezení zranění horních končetin. Studie prokázaly, že biomechanika propulze vozíku je ovlivněná změnami nastavení vozíku. Pokud objevíme nastavitelné parametry, které způsobují zranění, mělo by být možné těmto zraněním předcházet.

Je užitečné podívat se na patofyziologii a ergonomii nejběžnějších zranění zápětí vozičkářů. Syndrom karpálního tunelu je způsobený útlakem n. medianus v karpálním tunelu. [6] Veeger studoval aktivitu flexorů a extenzorů prstů během aktivační fáze propulze použitím 3D analýzy. Jeho výsledky ukázaly, že se při aktivační fázi jejich aktivita zvyšuje a tím se také zvyšuje tlak v karpálním tunelu. [54]

6 Závěr

O vozík žádá pacient, za obvyklých podmínek, při pobytu v rehabilitačním ústavu, do kterého přichází ze spinální jednotky. V ústavu dostane dočasný (náhradní) vozík a během několika měsíčního pobytu, si vybírá svůj první vozík. Praxe je taková, že jen malá část jedinců je dobře seznámena se širokou paletou vozíků a možností jejich nastavení a modifikace. Další problém tkví v tom, že ne všichni si uvědomují a jsou smířeni s tím, že už nikdy nebudou chodit. Většina pacientů, s míšním poraněním, žije i několik let po úrazu tím, že chodit začne, tak proč by měli investovat nemalé peníze do vozíku, který stejně za pár let nebudou potřebovat. Problematika vozíků, jejich výběr, a to hlavně výběr toho prvního, je nelehký proces. Měl by při něm spolupracovat celý multidisciplinární tým, ve složení fyzioterapeut, ergoterapeut, lékař, psycholog, ošetřovatel, sociální pracovník, technik a uživatel vozíku.

Největší přínos mé diplomové spatřuji v tom, že teoretická část přinesla ucelené informace o nastavení vozíku a propulzích. Praktická část potvrdila vliv nastavení vozíku na správnou posturu sedu. Dále jsem dokázala, že edukace má vliv na správný propulzní vzor. Bohužel výsledky hodnocení vlivu nastavení vozíku na správný propulzní vzor a funkční sed nebyly statisticky významné, stejně jako hodnocení vlivu úpravy a způsobu úchopu obručí.

Nevýhodu spatřuji v tom, že všichni vyšetřovaní měli diagnózu spinálního poranění, proto se tato studie nemůže vztahovat na všechny pacienty, používající mechanický vozík, ale mající jinou diagnózu. Další nevýhodou se při statistickém vyhodnocování ukázalo být málo vyšetřovaných, proto bych při dalším zkoumání této problematiky oslovila více osob.

Seznam obrázků, grafů, tabulek a zkratk

Seznam obrázků:

- Obr. 1: Napravení zlomené páteře
- Obr. 2: Ludwik Guttman
- Obr. 3: Topografie páteřního kanálu
- Obr. 4: Obratel – pohled zhora a z boku
- Obr. 5: Ligamenta stabilizující páteř
- Obr. 6: Prostorové uspořádání obratlů, míchy, nervových kořenů a kaudy equiny
- Obr. 7: Řez míchy
- Obr. 8: Hlavní vzestupné a sestupné dráhy míšni
- Obr. 9: Klinické projevy při poranění míchy
- Obr. 10: Trojsloupcový model páteře
- Obr. 11: Klínová zlomenina krční páteře
- Obr. 12: Flekční tear drop fraktura obratle
- Obr. 13: Jednostranná facetová dislokace krční páteře
- Obr. 14: Burst zlomenina krční páteře
- Obr. 15: Náráz hlavy při skoku do mělké vody
- Obr. 16: Pád na bradu při uklouznutí
- Obr. 17: Hyperextenční poranění
- Obr. 18: Hyperextenční dislokace, napnutí
- Obr. 19: Klínová zlomenina hrudní páteře
- Obr. 20: Pád na horní část zad a rameno
- Obr. 21: Flekčně distrakční poranění bederní páteře
- Obr. 22: Pád na nerovnoměrný povrch
- Obr. 23: Dermatomy
- Obr. 24: Míšni léze
- Obr. 25: Brown - Sequardův syndrom
- Obr. 26: Vozík v minulosti a současný vozík
- Obr. 27: Sagitální roviny vsedě
- Obr. 28: Antropometrické míry, pohled zezadu a z boku
- Obr. 29: Šířka sedáku
- Obr. 30: Hloubka sedáku
- Obr. 31: Úhel sedací roviny

- Obr. 32: Vzdálenost sedáku od země
- Obr. 33: Typy sedacích polštářů
- Obr. 34: Výška zádové opěrky
- Obr. 35: Úhel zádové opěrky
- Obr. 36: Délka bočnice stupačky
- Obr. 37: Úhel bočnice stupačky
- Obr. 38: Spojená odklopná stupačka
- Obr. 39: Dělená odklopná stupačka
- Obr. 40: Výška bočnice područky a područky
- Obr. 41: Délka područky
- Obr. 42: Šířka područky
- Obr. 43: Různé pozice kola
- Obr. 44: Rozvor kol
- Obr. 45: Typy obručí
- Obr. 46: Celkové rozměry vozíku
- Obr. 47: Hodnocení nastavení těžiště vozíku
- Obr. 48: Správná a špatná postura sedu, pohled zezadu a z boku
- Obr. 49: Mediální sed
- Obr. 50: Posteriorní sed
- Obr. 51: Anteriorní sed
- Obr. 52: Špatný sed dle Brüggera
- Obr. 53: Správný sed dle Brüggera
- Obr. 54: Kyfotický sed
- Obr. 55: Správný sed
- Obr. 56: Propulzní cyklus
- Obr. 57: Hnací úhel
- Obr. 58: Grafická ilustrace čtyř propulzních vzorů. Zachycení pohybu ruky. Vlevo nahoře obloukovitý, vpravo nahoře semicirkulární, vlevo dole jednosmyčkový a vpravo dole dvousmyčkový
- Obr. 59: Pěstní úchop obruče
- Obr. 60: Klíčový úchop obruče
- Obr. 61: Dlaňový úchop obruče
- Obr. 62: Dlaňový úchop obruče se zavlečeným palcem
- Obr. 63: Hodnocení nastavení těžiště vozíku
- Obr. 64: Hodnocení max. výšky sedáku od země

- Obr. 65: Hodnocení funkčního sedu
Obr. 66: Kontingenční tabulka
Obr. 67: Vzorec Fisherova testu

Seznam grafů:

- Graf 13: Zastoupení pohlaví
Graf 14: Výška míšňí léze
Graf 15: Příčina vzniku míšňí léze
Graf 16: Asia skóre
Graf 17: Grafické znázornění vlivu nastavení vozíku na propulzní vzor
Graf 18: Přehled jednotlivých špatných propulzních vzorů při správně a špatně nastaveném vozíku
Graf 19: Grafické znázornění postury sedu na správně i špatně nastaveném vozíku
Graf 20: Grafické znázornění vlivu nastavení vozíku na funkční sed
Graf 21: Grafické znázornění vlivu edukace na propulzní vzor
Graf 22: Znáozornění vlivu povrchové úpravy obručí na propulzní vzor
Graf 23: Grafické znázornění způsobu úchopu obruče
Graf 24: Grafické znázornění závislosti úchopu obruče a propulzního vzoru

Seznam tabulek a kontingenčních tabulek:

- Kontingenční tabulka 7: Vliv nastavení vozíku na propulzní vzor
Kontingenční tabulka 8: Vliv nastavení vozíku na posturu sedu
Kontingenční tabulka 9: Vliv nastavení vozíku na funkční sed
Kontingenční tabulka 10: Vliv edukace na propulzní vzor
Kontingenční tabulka 11: Vliv povrchové úpravy obruče na propulzní vzor
Kontingenční tabulka 12: Závislost úchopu a propulzního vzoru

Tabulka :1 Soubor probandů

Seznam zkratk:

ADL – activity of daily living

AIS – ASIA impairment scale

ANSI – American National Standards Institute

apod. – a podobně

ASIA – American Spinal Injury Association

C1-C7 – 1. - 7. krční obratel

Co – kostrč

CNS – centrální nervová soustava

ČR – Česká republika

DKK – dolní končetiny

HKK – horní končetiny

ISO – International Organization for Standardization

L – bederní

L1-L5 – 1. - 5. bederní obratel

obr. – obrázek

OK – správně

psi – Pound per Square Inch, 1 psi = 0,07 bar

př. n. l. – před naším letopočtem

RESNA – Rehabilitation Engineering and Assistive Technology Society of North America

RK – ramenní kloub

S1-S5 – 1. - 5. křížový obratel

Th – hrudní

Th1-Th12 – 1. - 12. hrudní obratel

Th-L – thorakolumbální

UPV – umělá plicní ventilace

USA – Spojené státy americké

X – špatně

Σ – součet, dohromady

Seznam literatury

1. AMBROSIO, F. Biomechanics and Strength of Manual wheelchair Users. *The Journal of Spinal Cord Medicine*. [on line] 2005, vol. 28, no. 5, s. 407-414 [cit. 2011-3-14]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1808266/>.
2. BATAVIA, M. *The Wheelchair Evaluation*. Sudbury: Jones and Bartlett Publishers, 2010. 276 s. ISBN 978-0-7637-6172-1
3. BENEŠ, V. *Poranění míchy*. 3. přeprac. vydání. Praha: Avicenum, 1987. 189 s. ISBN 80-079-87.
4. BONINGER, M. L. Propulsion Patterns and Pushrim Biomechanics in Manual Wheelchair Propulsion. *Archives of physical medicine and Rehabilitation*. May 2002, vol. 83, s. 718 – 723. ISSN 0003-9993.
5. BRUBAKER C. E. *Wheelchair prescription: an analysis of factors that affect mobility and performance*. [on line] © 2011 [cit. 2011-5-14]. Dostupné z: www.rehab.research.va.gov/jour/86/23/4/pdf/brubaker.pdf.
6. COOPER, R. A. *Wheelchair selection and configuration*. Pittsburgh: Demos, 1998. 410s. ISBN 1-888799-18-8.
7. DOLEŽALOVÁ, E. *Vliv tvaru zádové opěrky na sed pacientů po transverzální léze*. Praha, 1998. 50 s. Diplomová práce na Fakultě tělovýchovy a sportu Univerzity Karlovy na katedře fyzioterapie. Vedoucí diplomové práce Ing. Monika Chalupová, PhD.
8. FALTÝNKOVÁ, Z. *Cesta k nezávislosti po poškození míchy*. Praha: Svaz paraplegiků, 2004. 83 s. ISBN neuvedeno.
9. FALTÝNKOVÁ, Z. a kol. Poznámky z přednášky. *Pravidla 5 P*.

10. FALTÝNKOVÁ, Z. Poznámky z přednášky. *Zásady správného výběru vozíku a nastavení kvalitní postury sedu.*
11. FALTÝNKOVÁ, Z., DÁŇOVÁ P. Přednáška na Setkání spinálních jednotek 2011. *Vzájemný vztah postury sedu a propulzního vzoru.*
12. FRANTALOVÁ, L. O sezení, *Vozíčkář.* 2005, roč. 14, č. 3, s. 14. ISSN neuvedeno.
13. FRANTALOVÁ, L. O sezení, *Vozíčkář.* 2005, roč. 14, č. 6, s. 18. ISSN neuvedeno.
14. FRANTALOVÁ, L. O sezení, *Vozíčkář.* 2006, roč. 15, č. 1, s. 16. ISSN neuvedeno.
15. FRANTALOVÁ, L. O sezení, *Vozíčkář.* 2006, roč. 15, č. 2, s. 11. ISSN neuvedeno.
16. FRANTALOVÁ, L. O sezení, *Vozíčkář.* 2006, roč. 15, č. 3, s. 17. ISSN neuvedeno.
17. FRANTALOVÁ, L. O sezení, *Vozíčkář.* 2006, roč. 15, č. 4, s. 15. ISSN neuvedeno.
18. FRANTALOVÁ, L. O sezení, *Vozíčkář.* 2006, roč. 15, č. 5, s. 13. ISSN neuvedeno.
19. FRANTALOVÁ, L. O sezení, *Vozíčkář.* 2006, roč. 15, č. 6, s. 21. ISSN neuvedeno.
20. FRANTALOVÁ, L. O sezení, *Vozíčkář.* 2007, roč. 16, č. 1, s. 12. ISSN neuvedeno.
21. FRANTALOVÁ, L. Pohyb ve vozíku - vztah mezi anatomii sedu a pohybem, *Med. sport. bohem. slov.* 2006, roč. 15, č. 2, s. 60-96. ISSN: 1210-5481.
22. GILBERTOVÁ, S. Sedavé zaměstnání a vertebrogenní onemocnění. *Rehabilitácia,* 1984, vol. 17, no 3, s. 151 – 161. ISSN 0375 0922.
23. GREENHALGH, T. *Jak pracovat s vědeckou publikací.* Praha: Grada. 2003. 208 s. ISBN 80-247-0310-6.

24. GUTHRIE, M. *Factors Influencing Wheelchair Performance*. [on line] © 2011 [cit. 2011-3-14]. Dostupné z: <http://courses.washington.edu/anatomy/KinesiologySyllabus/WHEELCHAIR.pdf>.
25. HALADOVÁ, E., NECHVÁTALOVÁ, L. *Vyšetřovací metody hybného systému*. Brno: NCO NZO, 2003. 135 s. ISBN 80-7013-393-7.
26. CHALOUPKA R. *Vybrané kapitoly z LTV ve spondylochirurgii*. Brno: NCO NZO, 2003. 186 s. ISBN 80-7013-375-9.
27. JANDA, V. *Svalové funkční testy*. Praha: Grada, 2004. 325 s. ISBN 80-247-0722-5.
28. JEDLIČKA, P. KELLER, O. et al. *Speciální neurologie*. Praha: Galén, 2005. 424 s. ISBN 80-7262-312-5
29. KAŇOVSKÝ, P., HERZIG, R. A KOL. *Speciální neurologie*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2007. 336 s. ISBN 978-80-244-1664-9.
30. KOLEKTIV AUTORŮ *Neurologie 2005*. Praha: Triton, 2005. 260 s. ISBN 80-7254-613-9.
31. KOONTZ, A. *Proper propulsion*. [on line] © 2011 [cit. 2011-5-14]. Dostupné z: <http://www.rehabpub.com/features/72003/3.asp>.
32. KŘÍŽ, J., CHVOSTOVÁ, Š. Vyšetřovací a rehabilitační postupy u pacientů po míšní lézi. *Neurologie pro praxi*. 2009, roč. 10, č. 3, s. 143 – 147. ISSN 1213-1814.
33. LÁNÍK, V. *Kineziologie*. Martin: Osveta, 1990. 245 s. ISBN 8021701366.
34. LINC, R., DOUBKOVÁ, A. *Anatomie hybnosti III*. Praha: Karolinum, 2001. 202 s. ISBN 80-246-0201-6.

35. MACHALOVÁ, Z. *Vhodná kompenzační cvičení pro basketbal vozičkářů*. Brno, 2006. 54 s. Bakalářská práce na Fakultě sportovních studií Masarykovi University na katedře sportovní medicíny a zdravotní tělesné výchovy. Vedoucí bakalářské práce doc. PaedDr. Jitka Kopřivová, CSc.
36. MALÝ, M. a kol. *Poranenie miechy a rehabilitácia*. Bratislava: Bonus Real s. r. o., 1999. 577 s. ISBN 80-968205-6-7.
37. MANUAL WHEELCHAIRS PROPULSION. *Propulsion biomechanics*. [online], © 2011 [cit. 2011-5-14]. Dostupné z: http://www.health.qld.gov.au/qscis/PDF/Equipment/Manual_Wheelchairs_propulsion.pdf.
38. MARINO, R. J. *International standards for neurological classification of spinal injury*. Chicago: American Spinal Injury Association, 2000. 24 s. ISBN neuvedeno.
39. MASSE L. C. Biomechanical analysis of wheelchair propulsion for various seating positions. *Journal of Rehabilitation Research & Development*. 1992, vol. 29, no. 3, s. 12 – 28. ISSN 0748-7711.
40. MICROSOFT RESEARCH. *Fisher's Exact Test Calculator for 2x2 Contingency Tables*. [on line kalkulačka] © 2011 Dostupné z: <http://research.microsoft.com/en-us/um/redmond/projects/MSCompBio/FisherExactTest/>.
41. MYSLIVEČEK, J. *Patologická fyziologie nervového systému*. Praha: Karolinum, 1994. 303 s. ISBN 80-7066-872-5.
42. OLYMPIÁDA. *Historie paralympijských her*. [on line] © 2010 [cit. 2010-7-14]. Dostupné z: <http://www.olympiada.org/paralympijske-hry-2010/historie-paralympijskych-her>.

43. PAZOUR, J. *Doporučené postupy pro diagnostiku a léčbu neurogenních heterotopických osifikací u pacientů po poškození míchy*. [online], © 2011 [cit. 2011-1-6]. Dostupné z: http://www.spinalcord.cz/_userfiles/dokumenty/doporucene-postupy/osifikace.pdf.
44. PETEROVÁ, V. *Páteř a mícha*. Praha: Galén, 2005. 188 s. ISBN 80-7262-336-2.
45. PETROVICKÝ, P. a kol. *Anatomie s topografií a klinickými aplikacemi: 3. svazek*. Praha: Osveta, 2002. 542 s. ISBN 80-8063-048-8.
46. PETROVICKÝ, P. a kol. *Klinická neuroanatomie CNS s aplikovanou neurologií a neurochirurgií*. Praha: Triton, 2008. 628 s. ISBN 978-80-7387-039-3.
47. RICHTER, W. M. Reduced finger and wrist flexor activity during propulsion with a new flexible handrim. *Archives of physical medicine and Rehabilitation*. [online]. May 2002, vol. 83, s. 718 – 723 [cit. 2011-5-14]. Dostupné z: <http://max-mobility.com/wpcontent/uploads/research/journals/FlexRim%20Grip%20Reduction%20-%20ARTICLE.pdf>.
48. SHASHANK, R. *Biomechanics of upper extremity during wheelchair propulsion*. [online], © 2011 [cit.2011-5-14]. Dostupné z: <http://www.asbweb.org/conferences/2006/pdfs/229.pdf>.
49. SOMERS, M. F. *Spinal Cord Injury: Functional rehabilitation*. Second Edition. London: Prentice Hall, 2001. 384 s. ISBN 978-0-838-58616-7.
50. SOMERS, M. F. *Spinal Cord Injury: Functional rehabilitation*. Third Edition. Pittsburgh: Pearson, 2010. 464 s. ISBN 978-0-13-801816-0.
51. SVÁTKOVÁ, L. *Aktivní ortopedický vozík – podmínka kvality života u pacientů s transverzální lézí míšni*. Praha, 2001. 61 s. Absolventská práce na SZŠ a VOŠ 5. května. Vedoucí diplomové práce Zdeňka Faltýnková.

52. TOTH, L. Náš současný pohled na léčení úrazů. *Lékařské listy* [on line]. Publikováno 23. října 2001 [cit. 2010-4-16]. Dostupné z: <http://www.zdn.cz/clanek/priloha-lekarske-listy/nas-soucasny-pohled-na-leceni-urazu-140039>.
53. TROJAN, S., DRUGA, R., PFEIFFER, J. *Centrální mechanismy řízení motoriky: teorie, poruchy a léčebná rehabilitace*. Praha: Avicenum, 1990. 178 s. ISBN 80-201-0054-7.
54. VEEGER, D. J. Wrist motion in handrim wheelchair propulsion. *Journal of Rehabilitation Research & Development*. 1998, vol. 35, no. 3, s. 305 – 313. ISSN 0748-7711.
55. VÉLE, F. *Kineziologie posturálního systému*. Praha: Karolinum, 1995. 85 s. ISBN 80-7184-100-5.
56. VÉLE, F. *Kineziologie. Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Praha: Triton, 2006. 375 s. ISBN 80-7254-837-9.
57. WED. *Střížné síly a tření* [on line], © 2010 [cit. 2010-5-15]. Dostupné z: <http://www.wed.cz/index.php?id=produkty&i=13&v=35>.
58. WENDSCHE, P. a kol. *Poranění míchy: ucelená ošetrovatelsko-rehabilitační péče*. Brno: NCONZO, 2009. 226 s. ISBN 978-80-7013-504-4.
59. WIKIPEDIA. *Fisher's exact test* [on line] © 2011 [cit. 2011-6-26]. Dostupné z: http://en.wikipedia.org/wiki/Fisher%27s_exact_test.
60. WIKIPEDIA. *Kontingenční tabulka* [on line] © 2011 [cit. 2011-6-26]. Dostupné z: http://cs.wikipedia.org/wiki/Kontingen%C4%8Dn%C3%AD_tabulka.

61. WIKIPEDIA. *Ludwig Guttman* [on line] © 2011 [cit. 2010-7-14]. Dostupné z:
http://en.wikipedia.org/wiki/Ludwig_Guttman.

62. ZÄCH G. A., KOCH H. G. Paraplegie. Basel: Karger, 2006. 547 s. ISBN 3-8055-7980-2

Přílohy

Příloha č. 1 Žádost o vyjádření etické komise UK FTVS

Příloha č. 2 Informovaný souhlas

Příloha č. 3 Obrázek páteře [<http://lonewolfdraftinganddesign.blogspot.com/>]

Příloha č. 4 Obrázek páteřní míchy [36]

Příloha č. 5 Ukázka poškození páteře, obrázek
[<https://healthsciencetechnology.wikispaces.com>]

Příloha č. 6 ASIA protokol [<http://boneandspine.com>]

Příloha č. 7 Tabulka č. 2

Příloha č. 8 Tabulka č. 3

Příloha č. 9: Formulář