UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD
Ústav fyzioterapie

Veronika Pěničková

Využití exoskeletonu v rehabilitaci chůze u pacientů po poranění míchy

Bakalářská práce

Vedoucí práce: Mgr. Martina Jiráčková

Olomouc 2020

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracovala samostatně a uvedla všechny použité bibliografické a elektronické zdroje.

Olomouc 15. 6. 2020

Veronika Pěničková

Poděkování

Ráda bych poděkovala vedoucí mé bakalářské práce, Mgr. Martině Jiráčkové, za poskytnutí cenných rad a odborné vedení bakalářské práce.

ANOTACE

Typ závěrečné práce: Bakalářská práce

Téma práce: Využití exoskeletonu v rehabilitaci chůze u pacientů po poranění míchy

Název práce: Využití exoskeletonu v rehabilitaci chůze u pacientů po poranění míchy

Název práce v AJ: Utilization of exoskeleton in gait rehabilitation of pacients after a spinal cord injury

Datum zadání: 2019-11-30

Datum odevzdání: 2020-06-15

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta zdravotnických věd
Ústav fyzioterapie

Autor práce: Veronika Pěničková

Vedoucí práce: Mgr. Martina Jiráčková

Oponent práce: Mgr. Hana Ondráčková

Abstrakt v ČJ:

Tato bakalářská práce se zabývá problematikou exoskeletonů a jejich využitím v rehabilitaci chůze u pacientů po poranění míchy. Práce se zaměřuje na shrnutí dostupných informací o jednotlivých typech rehabilitačních exoskeletonů a porovnává výsledky vědeckých studií popisujících přínosy, možná rizika i finanční náročnost terapie s těmito zařízeními. Samostatná kapitola je pak věnována poranění míchy, příčinám jejího vzniku, možným komplikacím a rehabilitaci. Pro tvorbu bakalářské práce bylo použito celkem 65 zdrojů. Ty byly vyhledávány na základě anglických ekvivalentů klíčových slov: exoskeleton, rehabilitace, chůze, poranění míchy, robotické přístroje v databázích PubMed, Web of Science, Google Scholar a Springer.

Abstrakt v AJ:

This bachelor thesis deals with exoskeletons and their utilization in gait rehabilitation of patients after a spinal cord injury. Its aim is to summarize the knowledge about different types of rehabilitation exoskeletons and it compares the results of clinical studies regarding benefits, risks and economic impact of therapy with these devices. One chapter is devoted to spinal cord injury, its etiology, possible complications and rehabilitation. Sixty five sources were used to create this bachelor thesis. These were found based on English keywords equivalents: exoskeleton, rehabilitation, gait, spinal cord injury, robotics in PubMed, Web of Science, Google Scholar and Springer databases.

Klíčová slova v ČJ: exoskeleton, rehabilitace, chůze, poranění míchy, robotické přístroje
Klíčová slova v AJ: exoskeleton, rehabilitation, gait, spinal cord injury, robotics
Rozsah: 51/0

OBSAH

ÚVOD **8**

1 EXOSKELETON **10**

1.1 Definice 10

1.2 Historie a vývoj 10

1.3 Klasifikace 12

1.4 Zástupci moderních exoskeletonů 13

1.4.1 ReWalk 13

1.4.2 HAL 14

1.4.3 Ekso 15

1.4.4 Indego 15

1.4.5 REX 16

1.4.6 Atalante 17

1.5 Globální regulace zdravotnických prostředků 18

1.5.1 Evropská unie 18

1.5.2 Americký úřad pro kontrolu potravin a léčiv 18

1.5.3 Japonsko 19

1.6 Jediný exoskeleton v České republice 19

1.7 Cybathlon 19

2 PORANĚNÍ MÍCHY **22**

2.1 Etiologie 22

2.2 Incidence 22

2.3 Klasifikace 23

2.3.1 Horizontální topika míšní 23

2.3.2 Vertikální topika míšní 23

2.4 Stanovení neurologické úrovně a rozsahu míšní léze 25

2.5 Komplikace po poranění míchy 26

2.6 Rehabilitační postupy 26

3 REHABILITACE S VYUŽITÍM EXOSKELETONU **29**

3.1 Obecně 29

3.2 Energetický výdej 30

3.3 Rychlost chůze 30
3.4 Kritéria pro využití zařízení 31
3.5 Nastavení zařízení 32
3.6 Finanční náročnost 32
4 DISKUZE 35
4.1 Přínosy 35
4.1.1 Ovlivnění dysfunkce střev a močového měchýře 35
4.1.2 Ovlivnění bolesti a spasticity 36
4.1.3 Ovlivnění kardiovaskulárního systému 36
4.1.4 Psychologický aspekt 37
4.2 Rizika 37
4.2.1 Pády 37
4.2.2 Poranění pokožky a měkkých tkání 38
4.2.3 Osteoporóza a zlomeniny 38
4.2.4 Uživatelská chyba 39
ZÁVĚR 40
REFERENČNÍ SEZNAM 41
SEZNAM ZKRATEK 50
SEZNAM OBRÁZKŮ A TABULEK 51

ÚVOD

Během posledních tří dekád došlo k významnému rozvoji na poli robotických rehabilitačních technologií, které jsou aktuálním tématem v mnoha vědeckých publikacích. Díky tomu jsme schopni pacientům nabídnout širší spektrum péče. Konkrétním příkladem je mechanické zařízení, tzv. exoskeleton, který je připevněn na tělo uživatele, aby obnovil a zlepšil jeho pohybové schopnosti – zejména chůzi. Z důvodu vysokých cen těchto zařízení je v České republice v současnosti pouze jediný exoskeleton Ekso, a to v Rehabilitačním ústavu Kladruby.

Poranění míchy a jeho následky jsou jedním z nejfrekventovanějších příčin imobility u dospělých jedinců. Postihuje zejména osoby v produktivním věku. Snížení pohyblivosti a závislost na invalidním vozíku s sebou nese kromě zdravotních následků i výrazné dopady ekonomické, sociální a psychické. Cílem rehabilitace a zároveň nejčastějším osobním přáním těchto pacientů je samostatná schopnost chůze v co největší možné míře.

Tato bakalářská práce se zaměřuje na shrnutí dostupných informací o využití exoskeletonů v rehabilitaci chůze. Cílem práce je seznámit čtenáře s tématem exoskeletonů, jejich stručnou historií, klasifikací, jednotlivými typy zařízení a jejich mezinárodní regulací. Následně je stručně shrnuta problematika poranění míchy a konvenční rehabilitace. Dále jsou uvedeny výsledky studií v rámci energetického výdeje, rychlosti chůze i finanční náročnosti terapie s exoskeletony. Na závěr je pak v diskuzi předložen výčet benefitů i možných rizik, které tato terapie přináší.

K dosažení výše uvedených cílů byly ve vyhledávání odborných článků využity on-line databáze PubMed, Web of Science, Springer a Google Scholar. V České republice doposud nebylo uveřejněno mnoho publikací týkajících se exoskeletonů, a proto bylo v převážné míře čerpáno ze zahraniční literatury. K vyhledávání potřebných informací byla použita tato klíčová slova: exoskeleton, rehabilitace, chůze, poranění míchy, robotické přístroje, resp. jejich anglické ekvivalenty: exoskeleton, rehabilitation, gait, spinal cord injury, robotics. S ohledem na cíle bakalářské práce bylo využito 49 článků v plnotextové podobě. Vyhledávány byly články publikované v časovém rozmezí od 1. ledna 2008 do 1. března 2020.

Pro základní orientaci v problematice je níže předložen výčet článků z odborných časopisů a monografií sloužících jako vstupní studijní literatura:

- HE, Y., EGUREN, D., LUU, T. P., CONTRERAS-VIDAL, J. L. 2017. Risk management and regulations for lower limb medical exoskeletons: a review. Medical

devices *(Auckland, N.Z.)* [on-line]. 10, 89–107, [cit. 2020-03-15]. ISSN 1179-1470. Dostupné z: doi: 10.2147/MDER.S107134.

- KŘÍŽ, J. 2019. *Poranění míchy: příčiny, důsledky, organizace péče.* Praha: Galén. ISBN 978-80-7492-424-8.
- MEKKI, M., DELGADO, A. D., FRY, A., PUTRINO, D., HUANG, V. 2018. Robotic Rehabilitation and Spinal Cord Injury: a Narrative Review. *Neurotherapeutics* [on-line]. 15(3), 604–617, [cit. 2020-03-15]. ISSN 1878-7479. Dostupné z: doi: 10.1007/s13311-018-0642-3.
- MILLER, L. E., ZIMMERMANN, A. K., HERBERT, W. G. 2016b. Clinical effectiveness and safety of powered exoskeleton-assisted walking in patients with spinal cord injury: systematic review with meta-analysis. *Medical devices (Auckland, N.Z.)* [on-line]. 9, 455–466, [cit. 2020-03-13]. ISSN 1179-1470. Dostupné z: doi: 10.2147/MDER.S103102.
- ROSEN, J., FERGUSON, P. W. 2020. *Wearable robotics: systems and applications.* London: Academic Press, Elsevier. ISBN 978-0-1281-4659-0.

1 EXOSKELETON

1.1 Definice

Exoskeleton můžeme definovat jako elektromechanickou strukturu vybavenou různými typy hydraulických či elektrických ovladačů, která je připevněna na uživateli, aby částečně nebo úplně napomohla jeho pohybům (Habib, 2014, s. 58–60).

Vytvoření exoskeletonu pro dolní končetiny je poměrně komplikovaným úkolem. Lidská chůze je relativně složitá a je známo, že žádní dva jednotlivci nemají identické styly chůze. Zahrnuje koordinaci mozku, nervů a svalů, přičemž horní a dolní končetiny jsou systematicky kontrolovány tak, aby vytvářely potřebnou sílu pro lokomoci (Chen et al., 2013, s. 343).

Predikce záměru lidského pohybu exoskeletonem je pro pohybovou pomoc nezbytná. Vědci se snaží o zlepšení kontrolních strategií, kdy na základě odhadu pohybového záměru nositele zvýší přesnost a efektivitu exoskeletonů (Pons, 2008, s. 11).

Rehabilitační exoskeletony mohou významně přispět k zotavení nebo nahrazení ztracených motorických funkcí. Napomáhají pacientovi pohybovat se pomocí přirozených nebo téměř přirozených pohybových vzorů a také zvýšit jeho svalovou sílu a vytrvalost (Habib, 2014, s. 58–60; Lee, Rosen a Ferguson, 2020, s. 207). Využívají se zejména ve dvou případech: u pacientů po CMP, kde snižují náročnost terapie pro fyzioterapeuta (jsou vhodné k převzetí fyzicky namáhavé a opakující se terapie), druhým případem je pomoc pacientům s poraněním míchy nebo svalovou atrofií a zlepšením kvality jejich každodenního života (Guan, Ji a Wang, 2016, s. 4).

1.2 Historie a vývoj

První zmínka o zařízení připomínající exoskeleton byla Yagnova pomůcka pro zlepšení běhu a skákání patentovaná v roce 1890. Jednalo se o zařízení využívající dlouhé pružiny paralelně připevněné k dolním končetinám, kdy při stojné fázi může být hmotnost těla přenesena přímo na zem, aby se tak snížily síly působící na stojnou nohu (Dollar a Herr, 2008, s. 146–147).

Vědecké a technologické práce na exoskeletonech začaly na počátku šedesátých let ve Spojených státech a Jugoslávii. Spojené státy zaměřily svůj výzkum na vývoj technologií s cílem posílit schopnosti zdravých jedinců, které by bylo možné využít zejména v armádě.

Na druhou stranu Jugoslávie měla v úmyslu vyvinout technologie, které by pomohly zlepšit funkce fyzicky postižených jedinců (Dollar a Herr, 2008, s. 146–147).

V roce 1965 společnost General Electric ve spolupráci s americkým ministerstvem vyvinula prototyp exoskeletonu „Hardiman“ (1966–1971), který dokázal uzvednout až 341 kilogramů. Projekt ovšem nebyl úspěšný, dodávky energie byly příliš velké na to, aby byl přenosný a také rychlost zpracování dat a kontroly funkcí byla velmi nízká (Guan, Ji a Wang, 2016, s. 2).

Průkopnická práce s exoskeletony Miomira Vukobratovice a jeho spolupracovníků na Mihailo Pupin Institute v Bělehradu na konci 60. a 70. let je jednou z nejrozsáhlejších doposud, vytvořila základ pro současné moderní vysoce výkonné exoskeletony (Guan, Ji a Wang, 2016, s. 2).

Agentura ministerstva obrany pro pokročilé výzkumné projekty (DARPA) financuje výzkumy související s exoskeletony prostřednictvím programu: Exoskeletons for Human Performance Augmentation (EHPA), který byl založen v roce 2001. Jednou z podporovaných institucí je kalifornská univerzita v Berkeley. V roce 2004 zde byl poprvé představen Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX), který byl vyvinut za účelem zvýšení výkonnosti vojáka, snížení rizika zranění nohou a zad, metabolické spotřeby a vnímané úrovně obtížnosti (Narayan et al., 2019, s. 646).

V roce 1992 začal profesor Yoshiyuki Sankai z univerzity v Tsukubě vyvíjet nositelného robota „Robot Suit HAL“ (Hybrid Assistive Limb), jehož účelem je fyzicky podporovat každodenní činnosti a těžkou práci nositele. Jedná se o celotělový oblek určený k podpoře lidí, kteří mají degenerované svaly nebo jsou paralyzovaní po poranění mozku nebo páteře (Nacy, Hussein a Abdallh, 2016; s. 3, Guan, Ji a Wang, 2016, s. 3).

Do budoucna je předpokládán vývoj v oblasti materiálů použitých pro stavbu exoskeletonu a jeho designu. Vědci se snaží navrhnout exoskeletony s nižší hmotností a vylepšenou mechanickou konstrukcí tak, aby mohly být začleněny do každodenního života lidí se slabými svaly, seniorů anebo lidí postižených svalovou spasticitou. Proto je velmi důležité porozumět morfologii lidské nohy, chůzi a také nervové kontrole, která by vedla k analogicky účinnému designu exoskeletonu. Další důležitý aspekt jsou náklady, které jsou velmi vysoké. Dnešní exoskeletony stojí kolem 100 000 USD, což si rodiny s průměrným příjmem nemohou dovolit (Habib, 2014, s. 62; Gorgey, 2018, s. 117).

1.3 Klasifikace

Exoskeletony mohou být klasifikovány dle velkého počtu různých kritérií, pro potřeby této práce uvedu tři nejčastěji používané. Dle končetiny, na které je exoskeleton umístěn, mohou být rozděleny do 3 skupin: pro horní končetinu (upper limb), pro dolní končetinu (lower limb) a celotělový exoskeleton (full body). Hlavní funkcí horní končetiny je manipulace, tudíž kinematický řetězec exoskeletonu je tvořen ramenním kloubem, loketním kloubem a zápěstím, které mají značnou pohyblivost z důvodu zajištění dobré obratnosti při manipulaci. Hlavní funkcí dolní končetiny je zajištění podpory, stability a lokomoce (Pons, 2008, s. 10).

Další klasifikací je rozdělení dle oblasti využití. První skupinou jsou exoskeletony zlepšující lidskou výkonnost, které zvyšují sílu, obratnost a vytrvalost zdravých jedinců. Tyto exoskeletony jsou například často navrženy tak, aby pomáhaly zvedat těžké předměty po delší dobu a zároveň minimalizovaly další zatížení uživatele. Druhou skupinu tvoří pomocná technologická zařízení pro jedince s poraněním míchy, slabostí svalů nebo jinými neurologickými postiženími. Tato poškození často vedou k problémům s přirozeným pohybem paží a nohou. Tyto exoskeletony mohou jednotlivci pomoci s činnostmi každodenního života, které nejsou schopni samy dokončit. Třetí kategorií jsou terapeutické exoskeletony pro rehabilitaci. Tato zařízení dávají rezistenci nebo naopak pomáhají uživatelům při pokusech o pohyb, a tak zajišťují motorickou praxi i terapeutické cvičení. Některé exoskeletony spadají do všech tří skupin, protože mají více možností využití, často s různými režimy ovládání, aby odpovídaly dané aplikaci (Narayan et al., 2019, s. 645).

Dle využití energie můžeme exoskeletony rozdělit do tří skupin: pasivní, kvazi-pasivní a exoskeleton s pohonem, který je považován za aktivní zařízení. Pasivní exoskeletony jsou lehké, nevyžadují žádný zdroj energie a obvykle se skládají pouze z pružin a tlumičů. Oproti tomu aktivní zařízení přidávají energii do lidského cyklu chůze, obvykle prostřednictvím motorů nebo hydraulického válce. Napájení je jedním z nejvíce omezujících faktorů, nicméně, jak se baterie v průběhu let zdokonalila, je schopná udržet exoskeleton v provozu i několik hodin. Kvazi-pasivní zařízení leží mezi nimi, nejsou schopna vstoupit energií do cyklu chůze, ale přesto vyžadují napájení, obvykle pro provoz elektronických řídicích systémů (Nacy, Hussein a Abdallh, 2016, s. 7–8).

1.4 Zástupci moderních exoskeletonů

1.4.1 ReWalk

ReWalk je určen pro pacienty s postižením dolních končetin, kteří utrpěli poranění míchy. Zařízení je tvořeno dvěma aktivními klouby: kyčelním a kolenním kloubem a pevnými podporami pro chodidlo a pánev (viz obrázek 1). Exoskeleton neudržuje kontrolu nad rovnováhou, takže uživatel by měl být vždy podporován berlemi (Esquenazi et al., 2012, s. 913). Změny v těžišti uživatele při pohybu těla vpřed jsou detekovány pomocí senzoru pro inklinaci a použity k iniciaci a udržení procesu chůze, zároveň má pacient umístěné dálkové ovládání na jeho paži. Takto je možné provést i jiné úkony, například stoupat po schodech. Zařízení je napájeno dvěma nabíjecími lithiovými bateriemi určenými pro celodenní použití při občasné chůzi. Při nepřetržité chůzi je výdrž hlavní baterie přibližně tři hodiny a výdrž záložní baterie pak dalších 15 minut. Pokud je hlavní baterie málo nabitá, je uživatel každých 10 sekund upozorňován (Jasinski, 2020, s. 317; He et al., 2017, s. 92–93). ReWalk váží 23 kilogramů a maximální rychlost chůze je 2,2 km/h. Cena zařízení činí 70 000 USD, což je přibližně 1 717 450 Kč (Rupal et al., 2017, s. 6).

Výrobce prodává dva různé modely: ReWalk Rehabilitation a ReWalk Personal. První model je určen pro klinické použití a byl rozmístěn v rehabilitačních centrech, druhý byl vyvinut pro osobní použití jako asistenční systém. V současné době vědci zkoumají i možné využití u hemiparézy po mozkové příhodě a u osob s roztroušenou sklerózou (Esquenazi, Talaty a Jayaraman, 2017, s. 9).

Obrázek 1 ReWalk exoskeleton (Rosen a Ferguson, 2020, s. 319)

1.4.2 HAL

Hybrid Assistive Limb (HAL) je nositelný robot, který byl vyvinut v roce 2011 v Japonsku na univerzitě v Tsukubě profesorem Yoshikuyi Sankaiem a jeho týmem ve spolupráci se společností Cyberdyme Systems. Lze ho využít jak v rámci rehabilitace, tak pro podporu fyzicky náročné (například záchranářské) práce (Molinari et al., 2018, s. 261).

K dispozici je několik verzí: pro celé tělo, pro dolní část těla anebo pro jednu dolní končetinu. Verze pro jednu dolní končetinu byla vyvinuta pro podporu chůze osob s hemiplegií. Nová verze tohoto zařízení je naopak cílena na paraplegiky. HAL je tvořen čtyřmi klouby: kyčelním a kolenním kloubem a dvěma pasivními klouby v kotnících, které jsou ovládány senzory tlaku a síly (viz obrázek 2). Ty jsou připevněny ve formě povrchových elektrod na kůži a v botách (Molinari et al., 2018, s. 261; He et al., 2017, s. 93–94). HAL váží 15 kilogramů, výdrž baterie je 160 minut, a dokonce je možné jeho pronajmutí. Cena vypůjčení na rok je 1 950 USD, což činí přibližně 47 843 Kč (Rupal et al., 2017, s. 9). HAL může pracovat prostřednictvím dvou mechanismů v závislosti na klinickém stavu pacienta.

a) Dobrovolná kontrola: je aktivována díky povrchovým elektrodám umístěným na flexorech a extenzorech kyčle a kolena, které detekují generované bioelektrické signály dříve, než dojde ke svalové kontrakci. Tento typ řízení se využívá u těch pacientů, kteří mají zachován určitý stupeň motorické funkce.
b) Autonomní kontrola: aktivuje se, když detekuje posun hmotnosti pomocí senzorů tlaku a síly umístěných v botách. Tímto způsobem mohou exoskelet HAL používat pacienti, kteří mají kompletní ztrátu motorických funkcí (Wall, Borg a Palmcrantz, 2015, s. 2).

Obrázek 2 HAL exoskeleton
(Ferrati et al., 2013, s. 4)

1.4.3 Ekso

Ekso Bionics (dříve Berkeley Bionics) je americká společnost, která původně vyvíjela exoskeletony pro vojenské využití. V říjnu 2010 uvedli na trh rehabilitační verzi s názvem eLEGS, který byl později přejmenován na Ekso. Je tvořen třemi klouby: kyčelním a kolenním kloubem a jedním pasivním kloubem v kotníku (viz obrázek 3). Váží přibližně 20 kilogramů a má maximální rychlost 3,2 km/h s výdrží baterie až 6 hodin. Jedinečnou vlastností Ekso je jeho asistenční software, který terapeutovi umožňuje upravit množství asistence poskytované exoskeletem dle individuálních potřeb každého uživatele. Pohyb může následně kontrolovat sám pacient pomocí tlačítek na speciálních berlích (Esquenazi, Talaty a Jayaraman, 2017, s. 9). Nevýhodou je jeho vysoká pořizovací cena: 100 tis. USD, což je přibližně 2 453 500 Kč (Rupal et al., 2017, s. 6).

Obrázek 3 Ekso exoskeleton
(Rosen a Ferguson, 2020, s. 305)

1.4.4 Indego

Exoskeleton Indego byl vyvinut na americké uviverzitě Vanderbilt, která v roce 2012 podepsala exkluzivní dohodu se společností Parker Hannifin Corporation pro další vývoj a komercializaci. Byl navržen tak, aby poskytoval pomoc při chůzi osobám s paraplegií (Esquenazi, Talaty a Jayaraman, 2017, s. 8).

Zařízení váží 12 kilogramů a jeho konstrukce se skládá z aktivovaných kyčelních a kolenních kloubů (viz obrázek 4, s. 16). Systém má vestavěné ortézy kotníku, které zvyšují

jeho stabilitu. Zaintegrované senzory poskytují zpětnou vazbu o poloze a sklonu uživatele a udržují tak rovnováhu. Lithium-iontová baterie zajišťuje napájení systému až jednu hodinu při rychlosti 0,8 km/h (Tefertiller et al., 2018, s. 80, Farris, Quintero a Goldfarb, 2011, s. 654). Nevýhodou je opět vysoká cena: 140 000 USD (přibližně 3 434 900 Kč) (Rupal et al., 2017, s. 6).

Obrázek 4 Indego exoskeleton
(Rosen a Ferguson, 2020, s. 305)

1.4.5 REX

Výhodou předchozích exoskeletonů je rychlost chůze. Ovšem nutnost použití doplňkových pomůcek k chůzi, jako jsou berle, k vyvážení a změně směru znamená, že narušují normální funkci horní části těla. Kromě toho jsou méně vhodné pro lidi s tetraplegií a vyššími hrudními lézemi míchy a obecně se doporučují lidem s paraplegií a neúplnými lézemi (Louie, Eng a Lam, 2015, s. 8, Gorgey, 2018, s. 114–115).

REX (Reflex Exoskeleton) byl vyvinut na Novém Zélandě společností Rex Bionics. Baterie vydrží 2 hodiny nepřetržité chůze, i když ve srovnání s předchozími zařízeními pracuje pomalu, je manévrovatelný ve více směrech včetně směru vpřed, vzad a do boku (Palermo et al., 2017, s. 241).

Je samo-stabilizující, uživatelé nepotřebují žádnou další vnější oporu, takže horní část těla zůstává relativně volná pro další funkce (viz obrázek 5, s. 17). Je ovládán prostřednictvím joysticku, zařízení má plnou kontrolu nad chůzí, včetně přenosu váhy z jedné nohy na druhou (Birch et al., 2017, s. 2). Nevýhodou REX exoskeletonu je jeho hmotnost: 38 kilogramů

a stejně jako u obou předchozích zařízení i vysoká pořizovací cena: 150 000 USD, což činí přibližně 3 680 250 Kč (Rupal et al., 2017, s. 6).

Obrázek 5 REX exoskeleton: pohled zepředu a zboku (Birch et al., 2017, s. 3)

1.4.6 Atalante

Atalante exoskeleton byl vyvinut francouzskou společností Wandercraft a je určen pro použití v lékařských zařízeních pro rehabilitaci pacientů s paraplegií. Exoskelet se skládá z 6 aktivovaných kloubů (viz obrázek 6), tři klouby ovládají pohyb kyčle, jeden kloub pohyb v koleni a další dva klouby zajišťují pohyb v hleznu (Gurriet et al., 2020, s. 2).

Mechanická konstrukce umožňuje manuální nastavení délky dolní končetiny a šířky pánve tak, aby vyhovovala individuálním rozměrům pacienta. Stejně jako u REX exoskeletonu, ani při využití Atalantu není nutná žádná vnější opora (berle či chodítko) (Harib et al., 2018, s. 3). Výdrž baterie je přibližně 3 hodiny. Ve srovnání s ostatními zařízeními je cena Atalante poměrně nízká: 33 000 USD – přibližně 809 655 Kč (Rupal et al., 2017, s. 6).

Obrázek 6 Atalante exoskeleton (Harib et al., 2018, s. 1)

1.5 Globální regulace zdravotnických prostředků

Je běžné, že exoskeletony dříve získají povolení v EU či Japonsku, než jsou uznány americkým Úřadem pro kontrolu potravin a léčiv (FDA), jak tomu bylo i v minulosti například u Ekso či ReWalk exoskeletonů (He et al., 2017, s. 102–104).

1.5.1 Evropská unie

V EU neexistuje žádná ústřední vládní organizace, která by vydávala certifikáty. Místo toho se vyžaduje, aby zdravotnická zařízení získala značku Conformité Européenne (CE). Označením CE na zařízení výrobce potvrzuje, že produkt splňuje základní požadavky příslušných evropských předpisů a takovéto produkty lze legálně uvést na trh (Fosch-Villaronga a Özcan, 2019, s. 4). Dohled nad bezpečností zařízení pak zajišťují příslušné orgány členského státu Evropské unie, v němž by byl výrobek uveden na trh (Maak, Wylie, 2016, s. 539).

1.5.2 Americký úřad pro kontrolu potravin a léčiv

Úřad pro kontrolu potravin a léčiv (FDA) je vládní agentura, která kromě jiného dohlíží na veškeré regulace a schválení zdravotnických zařízení za účelem ochrany zdraví veřejnosti (Maak, Wylie, 2016, s. 537). Exoskeletony byly FDA klasifikovány jako zařízení třídy II se zvláštními prvky, které zahrnují například: biokompatibilitu, validaci softwaru, materiální složení, klinické testování atd. (He et al., 2017, s. 102–104).

Zařízení jsou uznána jako třída II – střední až vysoké riziko (především kvůli riziku pádu), kdy musí být prokázáno, že fungují dle očekávání. Když má být produkt uveden na trh, musí být nejdříve vznesen požadavek o oprávnění, aby jej mohla FDA přezkoumat a eventuálně schválit. Dohled nad bezpečností zařízení po uvedení na trh zajišťuje výrobce (Maak, Wylie, 2016, s. 538).

Ačkoliv jsou ve vývoji stovky exoskeletonů, pouze čtyři obdržely schválení od Úřadu pro kontrolu potravin a léčiv (FDA). ReWalk byl schválen agenturou FDA 26. června 2014 a byl prvním zařízením svého druhu. Je určen pro pacienty po poranění míchy a je schválen jak pro klinické, tak i domácí použití. Ekso a Indego byly schváleny na jaře roku 2016 pro použití u pacientů, kteří utrpěli mrtvici nebo poranění míchy. Zatímco Ekso je výhradně klinické zařízení, Indego je schváleno i pro domácí použití u pacientů po poranění míchy. Jako poslední v prosinci roku 2017 získal schválení HAL v kategoriích neurologických zařízení a zařízení fyzikální medicíny (Jayaraman et al., 2020, s. 303–304).

Exoskeleton REX dosud nebyl schválen FDA, ale obdržel certifikaci v rámci Evropské unie, jelikož splňuje předepsané směrnice o zdravotnických prostředcích. Nyní prochází hodnocením v rámci klinických studií ve Velké Británii, Austrálii a na Novém Zélandu pro použití u pacientů po poranění míchy (Cowan, 2019, s. 324; Birch et al., 2017, s. 3).

1.5.3 Japonsko

Japonsko je již slavné na poli inovací a vývoje různých humanoidních robotů. Hromadná výroba a umístění více než dvaceti exoskeletonů HAL v nemocnicích a rehabilitačních centrech začala již v roce 2009. Japonské ministerstvo zdravotnictví, práce a sociálních věcí odpovídá za klasifikaci zařízení a vydává rozhodnutí o registraci zdravotnických prostředků (He et al., 2017, s. 102–104).

1.6 Jediný exoskeleton v České republice

Poprvé byl exoskeleton značky Ekso odborné veřejnosti v ČR představen 30. listopadu 2012 v Rehabilitačním ústavu Kladruby a je doposud jediným nestacionárním exoskeletonem využívaným v ČR. Autor uvádí, že nejčastějším z krátkodobých cílů pacientů je schopnost samostatné chůze, což je alespoň částečně příslibem moderních zařízení (Moses, 2012, s. B1).

Do provozu byl přístroj uveden v březnu 2013. V rámci terapie nejprve fyzioterapeut dle parametrů daného pacienta zařízení nastaví, pak vede jeho první kroky a eventuálně dále upravuje nastavení. Později mohou pacienti zařízení ovládat samostatně prostřednictvím speciálních francouzských holí s tlačítky (Bílková, 2014, s. 4).

Ekso využívají k chůzi po rovině a do schodů jak v interiéru, tak za příznivého počasí i v exteriéru. Zatím ovšem není možné využívání bez dohledu terapeuta. Autor shrnuje, že aby se exoskeletony mohly stát běžnou součástí poskytované léčebně rehabilitační péče, vzhledem k jejich nákladnosti, je nutné jejich použití obhájit výsledky jako je snížení spasticity, zlepšení kvality života a lokomoce (Moses, 2012, s. B1).

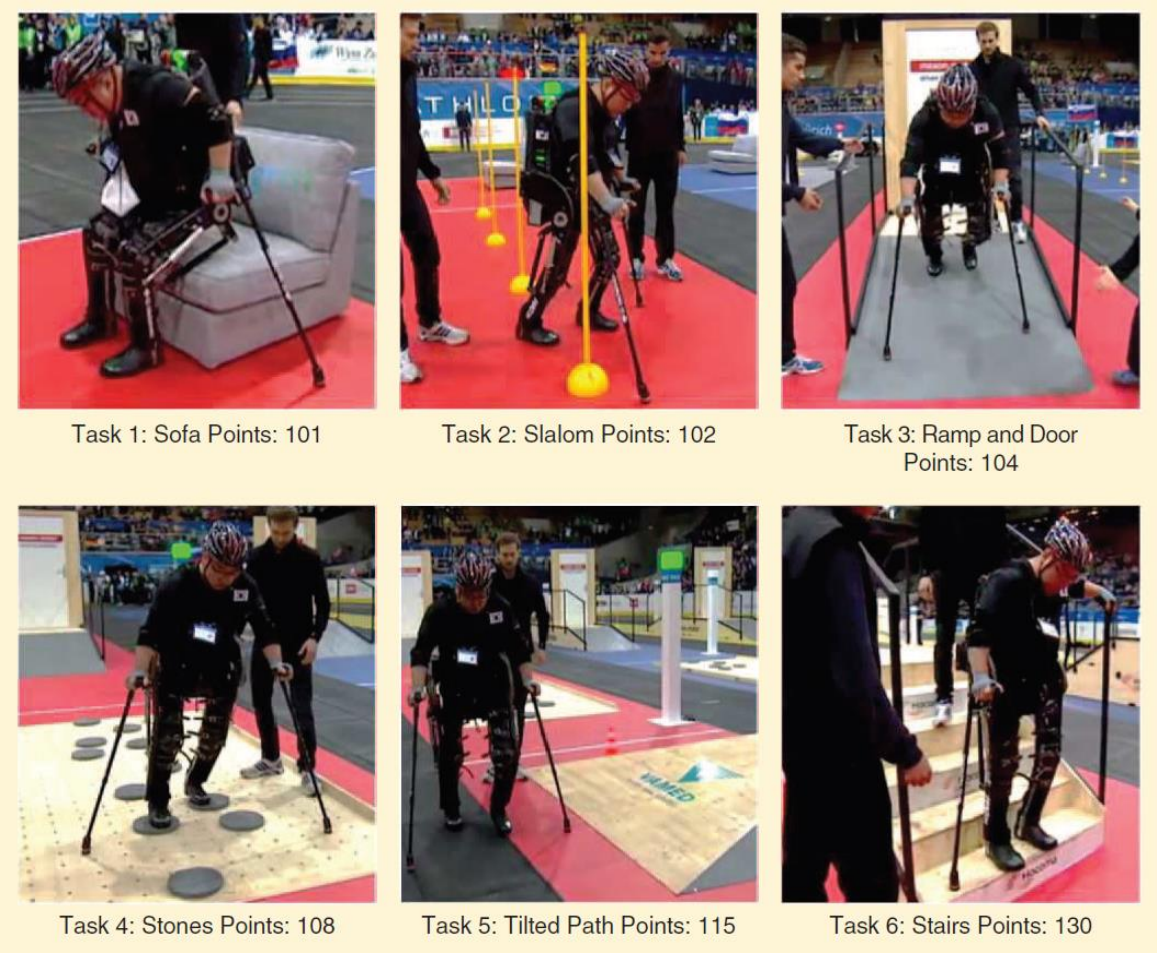
1.7 Cybathlon

V říjnu 2016 proběhl ve Švýcarsku první ročník Cybathlonu, což je nový druh šampionátu, ve kterém lidé se zdravotním postižením – ochrnutím či amputací končetin, navzájem soutěží v tzv. aktivitách každodenního života. Cybathlon na rozdíl od paralympijských her povoluje využití jakéhokoli druhu technických pomůcek, což umožňuje

účast na soutěži i lidem se závažnějším postižením. Cílem není být nejrychlejší a nejsilnější mezi účastníky, ale spíše využít technologie s co největší obratností (Riener, 2016, s. 1).

Pro zákazníky je koupě exoskeletonu velmi rozporuplná volba, a to nejen kvůli vysoké ceně, ale také kvůli omezené funkčnosti současných modelů pro asistenci s ADL. A právě tímto problémem se zabýval Cybathlon2016, který zažádal výzkumné pracovníky a inženýry, aby vyvinuly nezbytné úpravy exoskeletonů pro využití v ADL (Choi et al., 2017, s. 76).

Sportovci soutěžili v šesti různých kategoriích s využitím nejmodernějších technických vynálezů. Jednou z kategorií byl závod s využitím exoskeletonu, ve kterém sportovci plnili šest úkolů (viz obrázek 7) založených na běžných každodenních aktivitách (ADL): posazení se na pohovku a vstávání, chůze nahoru a dolů po schodech, slalom mezi tyčemi, chůze po kamenech, otevírání dveří a procházení skrz a chůze po nakloněných plochách (Neuhaus, 2017, s. 2).



Obrázek 7 Cybathlon: 6 úkolů v rámci závodu s exoskeletonem (Choi et al., 2017, s. 85)

Neuhas shrnul, že soutěže jako Cybathlon urychlují rozvoj technologií a zvyšují veřejné povědomí o problémech osob se zdravotním postižením. Výsledky ovšem odhalily, že využití exoskeletonů v běžném životě je na počátku vývoje a prozatím nejsou vhodnou alternativou

k invalidnímu vozíku. Autor doufá že, s pokračujícím vývojem do roku 2020, kdy se uskuteční další Cybathlon, se možnosti, které tato zařízení mohou nabídnout, výrazně zlepší (Neuhaus, 2017, s. 2).

Z dlouhodobého hlediska je cílem Cybathlonu, aby se vyvinutá zařízení stala dostupnějšími a bezpečnějšími, tak aby dobře fungovala i v náročnějších podmínkách (Riener, 2016, s. 3).

2 PORANĚNÍ MÍCHY

Poranění míchy je komplikovaný stav, který se v závislosti na lokalizaci a rozsahu léze projevuje dysfunkcemi motoriky, čití, reflexní činnosti i autonomního nervového systému (Kříž, 2009, s. 352).

Pro pacienty a jejich rodinu to znamená dramatickou změnu života. Rehabilitace hraje důležitou roli v procesu postupného zlepšení stavu pacienta a je zásadní pro jeho reintegraci do společnosti (Faltýnková, Kříž a Kábrtová, 2004, s. 9).

V současné době je v ČR zajištěna komplexní a kontinuální péče o spinální pacienty sítí těchto zdravotnických zařízení: spondylochirurgická pracoviště (akutní stádium), spinální jednotky (subakutní stádium) a rehabilitační ústavy (chronické stádium) (Kříž, 2009, s. 352).

2.1 Etiologie

Etiologii poranění míchy můžeme rozdělit na traumatickou a netraumatickou. K traumatickému míšnímu poranění dochází nejčastěji při současném těžkém poranění páteře při autohaváriích. Mezi další příčiny řadíme: pády z výšky, skoky do mělké vody, pracovní a sportovní úrazy či bodná a střelná poranění. Netraumatické míšní léze vznikají v souvislosti s nádorovým onemocněním, degenerativními změnami páteře a různými typy krvácení (Faltýnková, Kříž a Kábrtová, 2004, s. 6).

Poranění míchy dělíme na primární a sekundární v závislosti na době vzniku. Primární poranění vzniká v okamžiku úrazu a dle stupně závažnosti jej dělíme na komoci (reverzibilní funkční poranění míchy), kontuzi a kompresi (Kříž, 2019, s. 7). Sekundární poškození míchy se vyvíjí až po úraze a je tak možné terapeuticky mu zabránit nebo jej co nejvíce omezit. Mezi jeho příčiny řadíme: ischemii, edém, zánět, nebo volné kyslíkové radikály, které poškozují buněčné membrány dosud neporušených axonů a zvětšují tak rozsah léze (Hrabálek, 2011, s. 21).

2.2 Incidence

V České republice byl v letech 2005–2018 počet akutně vzniklých míšních lézí přibližně kolem 300 jedinců za rok a z tohoto celkového počtu zůstane přibližně 170 pacientů na vozíku. Průměrný věk se neustálé zvyšuje, za sledované období odpovídá hodnotě 50,2 let. Počet nově vzniklých onemocnění je průměrně 25,2 případů/1 milion obyvatel/1 rok.

Incidence netraumatických lézí v posledních letech narůstá, kdy nejvíce jsou zastoupeny záněty a nádory (Kříž, 2019, s. 57).

2.3 Klasifikace

Léze míšní můžeme klasifikovat dle různých kritérií. Nejpatrnějším důsledkem tohoto patologického procesu je neurologický a funkční deficit, který značně snižuje soběstačnost a kvalitu života pacienta (Kříž a Chvostová, 2009, s. 143).

2.3.1 Horizontální topika míšní

Na základě rozsahu poškození můžeme mluvit o kompletní (transverzální) nebo inkompletní míšní lézi.

Kompletní transverzální míšní léze

Při kompletní míšní lézi dochází k úplnému přerušení míchy, a tudíž ke kompletní ztrátě volní hybnosti, čití i autonomních funkcí pod úrovní poranění (Kříž, 2019, s. 40).

Mezi klinické příznaky patří porucha termoregulace, atonie střev, porucha inervace svěračů, sexuální a vegetativní poruchy (priapismus, bradykardie). Po odeznění míšního šoku postupně nastupuje spasticita (Ambler, Bednařík a Růžička, 2008, s. 542).

Inkompletní míšní léze

V důsledku inkompletní míšní léze je částečně zachována motorická funkce nebo určitá kvalita čití. Motoricky inkompletní míšní lézi můžeme nazývat tetraparézou v případě porušení hybnosti všech končetin či paraparézou při postižení dolních končetin (Kříž, 2019, s. 41).

Dle symptomatologie můžeme rozlišit různé klinické syndromy: Brown-Séquardův syndrom, Syndrom centrální míšní šedi, Přední míšní syndrom atd. (Štětkářová, 2019, s. 36).

2.3.2 Vertikální topika míšní

Dle výškové lokalizace léze rozlišujeme pentaplegii, tetraplegii, vysokou a nízkou paraplegii.

Pentaplegie

Pentaplegie je způsobena poškozením míchy v oblasti horních krčních míšních segmentů C1-C4. Projevuje se ztrátou hybnosti všech čtyř končetin i trupu. Pacienti mají porušenou inervaci bránice, nemohou sami dýchat a jsou tak po celý zbytek života odkázáni

na stálou ventilační podporu. Také dochází k poruše kašlacího reflexu, polykání a pod místem postižení ke snížení až ztrátě citlivosti (Kříž, 2019, s. 39).

Tetraplegie

Termínem tetraplegie se označuje léze v úrovni míšních segmentů C5-C8, kdy dochází k částečné nebo úplné ztrátě senzitivních funkcí a úplné ztrátě motoriky trupu i dolních končetin. Hybnost horních končetin je různě ovlivněna dle motorické úrovně léze (Kříž, 2019, s. 39).

Paraplegie

Při paraplegii dochází k ovlivnění hybnosti trupu a dolních končetin v důsledku poranění hrudních, bederních, nebo křížových míšních segmentů. Může dojít k částečné nebo úplné ztrátě senzitivních funkcí, ale hybnost horních končetin je zachována (Faltýnková, Kříž a Kábrtová, 2004, s. 7).

a) Vysoká paraplegie: v úrovni míšních segmentů Th1-Th6, kompletní porucha pohyblivosti a ztráta citlivosti dolních končetin i částečné postižení dolní části trupu.
b) Nízká paraplegie: v úrovni míšních segmentů Th7-L3, úplná nebo částečná porucha pohyblivosti a hypestezie dolních končetin (Faltýnková, Kříž a Kábrtová, 2004, s. 7).

Syndrom míšního epikonu

Jedná se o poškození míšních segmentů L4-S2, které se projevuje poruchou čití na zadní straně dolních končetin a na přední straně od kolene akrálně. Hybnost dolních končetin je zachovalá pouze v kyčli: addukce, flexe a v koleni: extenze. Je přítomna porucha sexuálních funkcí, vzniká automatický močový měchýř (retence moči) (Ambler, Bednařík a Růžička, 2008, s. 541).

Syndrom míšního konu

Vzniká při postižení v oblasti míšních segmentů S3-S5 a představuje asi 25 % všech úrazů míchy. Projevuje se parézou svalů pánevního dna a drobných svalů prstců, ztrátou sfinkterových funkcí a poruchou čití v perianogenitální oblasti. Podobně jako u syndromu míšního epikonu je přítomna porucha erekce a ejakulace a dochází k inkontinenci či retenci moči (Štětkářová, 2019, s. 233, Kříž a Hyšperská, 2009, s. 80).

Syndrom kaudy equiny

Jedná se o poškození míšních kořenů od úrovně obratle L2. Projevuje se podobně jako při postižení epikonu a konu, ale s neúplnou symptomatologií a asymetrií. Většinou bývá doprovázen bolestí a typická je i močová retence. Syndrom kaudy je akutní indikací k operaci (Štětkářová, 2019, s. 233, Kříž a Hyšperská, 2009, s. 80).

2.4 Stanovení neurologické úrovně a rozsahu míšní léze

Mezinárodně je pro zhodnocení míry postižení pacientů s míšním poraněním využívána standardní stupnice ISNCSCI (International Standarts for Neurological Classification of Spinal Cord Injury). Řídí se pravidly Americké asociace spinálního poranění (ASIA), která ji poprvé publikovala již v roce 1982. Umožňuje nám stanovit úroveň i rozsah míšní léze (Kirshblum et al., 2011, s. 536).

Pro zhodnocení motorické úrovně stanovujeme svalovou sílu 0–5 tzv. klíčových svalů (odpovídá hodnocení svalové síly dle Jandy) (Janda et al., 2004). Pro každý míšní segment inervující končetiny je určen jeden klíčový sval. Motorickou úroveň postižení určuje segment, v jehož myotomu síla klíčového svalu odpovídá minimálně stupni 3 a zároveň síla klíčového svalu o segment nad ním musí být na stupni 5 (Kříž, 2019, s. 19).

Senzitivní úroveň vyšetřujeme obdobně pomocí tzv. klíčových bodů. V každém dermatomu musíme vyšetřit lehký dotyk a diskriminační čití. Skóre je od nuly do dvou, přičemž 0 je absence citlivosti, 1 je částečná citlivost a 2 normální citlivost. Rovněž je možné klasifikovat jako NT (no testable) ten bod, který nelze správně posoudit. Senzitivní úroveň odpovídá nejnižšímu segmentu s normální citlivostí pro obě testované modality (Kříž a Chvostová, 2009, s. 144).

Dle získaných údajů na závěr stanovíme neurologickou úroveň míšní léze jako nejnižší segment, který má na obou stranách zachovanou normální motoriku i čití.

Rozsah míšní léze pak klasifikujeme do pěti úrovní:

A. *Kompletní:* v sakrálních segmentech S2-S4 není zachována senzitivní ani motorická funkce.
B. *Motoricky kompletní:* zachování senzitivní funkce pod úrovní léze včetně segmentů S2-S4, ale kompletně bez motorické funkce.
C. *Inkompletní:* zachování motorické funkce pod úrovní léze, ale u více než poloviny klíčových svalů je stupeň svalové síly menší než 3.
D. *Inkompletní:* zachování motorické funkce pod úrovní léze a nejméně polovina klíčových svalů má stupeň 3 nebo vyšší.
E. *Normální:* normální senzitivní a motorická funkce ve všech segmentech (Kirshblum et al., 2011, s. 539).

2.5 Komplikace po poranění míchy

U pacientů s míšní lézí se kromě motorické, senzitivní a autonomní dysfukce (sexuální a močová dysfunkce, dysfunkce defekace) mohou projevovat i následující potíže.

Trombembolická nemoc a dekubity

Trombembolická nemoc se projevuje především u pacientů, kteří jsou delší dobu imobilizováni na lůžku, a tak dochází ke zpomalení cirkulace krve. Preventivně podáváme léky na ředění krve: heparin, warfarin (Kříž, 2009, s. 353–354).

Proleženiny nejčastěji vznikají v oblasti kosti křížové, trochanterů, pat a v dalších místech, kde je kostní tkáň těsně pod pokožkou. Kvůli špatnému prokrvení plegických částí se velmi špatně hojí (Faltýnková, Kříž a Kábrtová 2004, s. 11).

Ortostatická hypotenze

Je zapříčiněna dlouhodobou horizontální polohou pacienta a neadekvátním žilním návratem z periferie. Při rychlé vertikalizaci dochází k poklesu systolického tlaku a následnému kolapsu pacienta (Kříž, 2009, s. 353).

Spasticita

Hypertonus a hyperreflexie, která je závislá na rychlosti protažení svalu. Pokud se spasticita nedá ovlivnit rehabilitací, je použita medikamentózní léčba. U lokalizované spasticity je využívána spíše aplikace botulotoxinu (Štětkářová, 2019, s. 426).

Bolest

U pacientů se vyskytují různé druhy bolesti: neuromuskulární, viscerální a neuropatická. Neuropatická bolest je velmi špatně ovlivnitelná, vychází přímo z míchy nebo míšních kořenů. Nejčastější je naopak bolest neuromuskulární, která vzniká při přetížení svalů (nejčastěji horních končetin) a je tlumena analgetiky (Štětkářová, 2019, s. 410).

2.6 Rehabilitační postupy

Polohování a pasivní pohyby

Cílem správného polohování je nejen prevence vzniku dekubitů, kontraktur, deformací kloubů a atrofií svalstva, ale i zlepšení oběhových funkcí a senzorické stimulaci pacienta (Kolář, 2009, s. 15).

Pasivní pohyby jsou využívány zejména k udržení rozsahu pohybu v kloubech a jako prevence vzniku kontraktur. Při opakovaném pasivním pohybu dochází nejen ke zlepšení prokrvení končetiny ale i k aferentní stimulaci CNS (Kříž, 2009, s. 355).

Vertikalizace a aktivní pohyby

K postupné vertikalizaci do sedu a stoje, pokud je pacient schopen tolerovat zvýšenou kardiopulmonální zátěž, se přistupuje co nejdříve. Stoj je velice důležitý jak pro zlepšení ventilace, peristaltiky a vylučování moči, tak zejména i pro posílení posturálních svalů (Kačinetzová, Juhaňáková, Kolářová, 2010, s. 58). Hlavním cílem aktivního cvičení je zvýšení svalové síly, soustřeďujeme tedy pozornost na svaly a svalové skupiny s částečně či plně zachovalou funkcí (Kříž, 2009, s. 355).

Respirační fyzioterapie

Pacienti s poraněním míchy mají vždy změněnou mechaniku dýchání. Při terapii se zaměřujeme na hygienu dýchacích cest (zejména zlepšení expektorace), optimalizaci práce dechových svalů a aktivaci bránice (Kříž, 2009, s. 355).

Speciální techniky

Jedná se o různé metody a techniky založené na neurofyziologickém podkladě. Významnými vlastnostmi centrální nervové soustavy jsou plasticita a adaptabilita. Plasticita je schopnost neuronů přizpůsobit se a reagovat na měnící se podmínky jednak vnitřního, tak i vnějšího prostředí a díky tomu může docházet k adaptačním mechanismům, které pak napomáhají ke snížení následků strukturálního poškození (Řasová, 2007, s. 23).

U pacientů s míšním poraněním se nejčastěji využívá: DNS, Bazální posturální programy, Bobath koncept, Vojtova reflexní lokomoce a PNF (Kříž, 2019, s. 311).

Techniky měkkých tkání a mobilizace

Mobilizační techniky využíváme k obnovení hybnosti v kloubech zejména na akrálních částech horních a dolních končetin. K technikám měkkých tkání patří uvolnění jizvy, ošetření fascií a hyperalgických zón (Kříž, 2009, s. 356).

Fyzikální terapie

Nejčastěji je využívána elektroterapie, zejména pro své stimulační účinky k posílení oslabeného svalstva v rámci elektrostimulace a také pro svůj analgetický účinek při léčbě neuropatických bolestí. Z dalších metod může být využit ultrazvuk: příprava před protahováním spastického svalu či vakuum – kompresní terapie: přímý trofotropní účinek (Kříž, 2019, s. 315).

Ergoterapie

Cílem ergoterapie u jedinců po poranění míchy je dosáhnout co nejvyšší míry soběstačnosti a nezávislosti v domácím, pracovním i sociálním prostředí. Ergodiagnostika je objektivní zhodnocení reziduálních funkčních schopností pacienta, tvoří podklad pro pracovní uplatnění (Kříž, 2019, s. 321).

Přístrojové metody

Přístrojová rehabilitace je již běžnou součástí terapie, zejména tam, kde je nutná fyzicky náročná asistence fyzioterapeuta, např. při asistované chůzi či při provádění repetitivních pohybů v delším časovém úseku (Kříž, 2019, s. 316).

Mezi nejrozšířenější terapeutické přístroje využívané pro cvičení v závěsu řadíme Lokomat. Skládá se z robotických ortéz připevněných na dolních končetinách, závěsného systému udržujícího pacienta ve stoji a běžícího pásu. Umožňuje pacientům facilitovat chůzový mechanismus. Díky stimulaci periferie dochází k potenciaci neuroplastických změn. Důležitá je i zpětná vazba pomocí monitoru, kde pacient může sledovat svoji aktivitu (Kolářová et al., 2019, s. 116).

3 REHABILITACE S VYUŽITÍM EXOSKELETONU

3.1 Obecně

Klinicky prokázané důkazy o terapeutické účinnosti exoskeletonů při rehabilitaci chůze jsou stále poměrně omezené a nekompletní. Studie dosud neprokázaly, že exoskeletony jsou lepší než standardně poskytovaná péče nebo terapie s robotickým zařízením jako Lokomat. Touto problematikou se zabývá právě probíhající studie pod vedením A. Spungen, která porovnává pacienty, kteří po dobu 4 měsíců používali v domácím prostředí exoskeleton, s pacienty využívajícími standartní péčí (Jayaraman et al., 2020, s. 305–308).

Fisahn et al. (2016) zkoumal účinnost a bezpečnost exoskeletonů u pacientů po poranění míchy, ale zjistil, že i když může být použití exoskeletu přínosné, neexistují žádná data porovnávající terapii chůze s využitím exoskeletonu ve srovnání s použitím konvenční ortézy na koleno, kotník a chodidlo (Fisahn et al., 2016, s. 839).

Většina klinických studií s exoskeletony probíhá v délce od 8 do 12 týdnů. Začíná se úvodní relací, kde terapeut zařízení spustí a nastaví parametry. Dále se pomalu postupuje k tomu, aby uživatel pod dohledem terapeuta samostatně ovládal zařízení například pomocí speciálních berlí (Ekso) nebo pohybem svých končetin či trupu (Jayaraman et al., 2020, s. 306).

Ve studiích, které se zaměřují na exoskeletony a rehabilitaci chůze, použili vyšetřovatelé standardizované normy: jako je 10 metrový test chůze (10MWT), 6 minutový test chůze (6MWT) nebo Timed Up and Go Test (TUG). Ikdyž tyto testy mohou poskytnout základní hodnoty pro porozumění pokroku pacientů, nejsou dostatečně citlivé a specifické pro poskytnutí zpětné vazby inženýrům a klinickým pracovníkům podílejícím se na návrhu a vývoji exoskeletonů (Jayaraman et al., 2020, s. 307).

V některých případech jsou součástí hodnocení i složitější úkoly, jako je chůze po nerovném terénu nebo schodech. Dávkování a variabilita úkolů záleží na cílech studie. Standardizovaná výstupní měření při využití exoskeletonů musí být teprve zavedeny (Van Dijsseldonk et al., 2017, s. 2). Khanova studie z roku 2019 se zabývá určením adekvátní tréninkové dávky potřebné pro zlepšení schopnosti chůze. Dle výsledných hodnot v rámci 10 pacientů s motoricky kompletní i inkompletní míšní lézí, je pro zlepšení dovedností zapotřebí alespoň 45 lekcí (Khan et al., 2019, s. 13).

Millerova metaanalýza (2016) i Arazpourova studie (2012) podporují tvrzení, že chůze s exoskeletonem vyvolává podobný fyziologický účinek jako u zdravého jedince, který chodí

normální rychlostí chůze (Miller, Zimmermann a Herbert, 2016b; s. 464, Arazpour et al., 2012, s. 358). Avšak v současné době existují pouze dvě zařízení: ReWalk a Indego, která obdržela schválení FDA pro osobní použití mimo zdravotnické zařízení, a ve srovnání s invalidními vozíky, stále nejsou adekvátní pro venkovní využití v rámci bahnitých, oblázkových či zasněžených terénů (Gorgey, 2018, s. 114).

3.2 Energetický výdej

Asselin et al. se ve své studii (2015) zabývali měřením spotřeby kyslíku a tepové frekvence během chůze při použití exoskeletonu. Zjistili, že účastníci dosahovali hodnot odpovídajících polovině jejich maximální tepové frekvence, což představuje střední intenzitu zátěže. Došli k závěru, že chůze s exoskeletonem může příznivě ovlivnit zdraví, a to zejména celkový metabolismus a kardiovaskulární systém (Asselin et al., 2015, s. 155).

Na základě metaanalýzy (2016), která zhodnotila výsledky 14 různých studií, bylo stanoveno, že energetický výdej při chůzi s exoskeletonem je 3,3 MET. Jeden metabolický ekvivalent (MET) představuje energii vydanou během sezení v klidu. Zátěž o střední intenzitě odpovídá hodnotám 3–6 MET. Fyzická aktivita o hodnotě metabolického ekvivalentu 3,3 MET pouze 1 hodinu denně, 3 dny v týdnu, je spojena s pozitivním přínosem pro zdraví včetně snížení rizika úmrtnosti na kardiovaskulární onemocnění o 20 % v dospělé populaci (Miller, Zimmermann a Herbert, 2016b, s. 457–464).

3.3 Rychlost chůze

V roce 2015 Louie et al. provedl systematické přezkoumání 12 studií za účelem stanovení dosahované rychlosti chůze u pacientů s míšní lézí při využívání exoskeletonu. Rychlost chůze u jednotlivých účastníků, se pohybovala od 0,013 do 0,71 m/s. Průměrná rychlost chůze dosahovaná 84 účastníky v těchto 12 studiích byla 0,26 m/s. Autoři došli k závěru, že pacienti, kteří byli schopni trénovat několik týdnů až měsíců, byli obvykle schopni dosáhnout vyšších rychlostí chůze (Louie, Eng a Lam, 2015, s. 5–8).

V rámci nedávno publikované studie (2019) bylo zhodnoceno 12 jedinců s kompletní i inkompletní lézí míšní, kteří po dobu 12 týdnů trénovali chůzi s exoskeletonem ReWalk. Dle výsledků byli na konci testování účastníci schopni jít rychlostí v rozmezí od 0,28 až 0,60 m/s (Khan et al., 2019, s. 13). Největší změna byla zaznamenána u pacienta s inkompletní lézí, který byl před začátkem studie schopen stát jen s asistencí další osoby, ale na konci tréninku

zvládl bez využití exoskeletonu, velmi pomalu chodit (0,12 m/s) pouze s pomocí chodítka (Khan et al., 2019, s. 14).

Tefertillerova studie (2018) zhodnotila, že průměrná rychlost chůze uvnitř i venku byla 0,37 m/s, což je výrazně pomalejší než běžná rychlost chůze 1,3 až 1,4 m/s. Nicméně rozsah rychlosti chůze u 32 účastníků byl od 0,19 m/s do 0,55 m/s což prokazuje, že několik z nich šlo rychlostí, kterou se člověk běžně pohybuje uvnitř budov (≥ 0,4 m/s) (Tefertiller et al., 2018, s. 84).

3.4 Kritéria pro využití zařízení

Aby mohl být exoskeleton efektivně využíván, musí jeho uživatel splňovat řadu kritérií jako maximální hmotnost a tělesnou výšku či úroveň míšní léze (viz tabulka 1). Například u prvního exoskeletonu uvedeného v Americe na trh – ReWalk, byla FDA stanovena následující kritéria:

- maximální hmotnost: 100 kilogramů,
- výška: 160–190 centimetrů,
- úroveň míšní léze T7–L1,
- schopnost používat paže (pro využití berlí),
- schopnost naučit se systém ovládat (určitá mentální úroveň) (Jasinski, 2020, s. 320; Sirlantzis et al., 2019, s. 323).

V rámci studií je pak nejčastějším vylučovacím kritériem signifikantně omezený rozsah pohybu v kloubech, výskyt vředů v oblasti kontaktu zařízení s pokožkou uživatele či vysoký krevní tlak (He et al., 2017, s. 94–98). Jasinski uvádí, že v důsledku těchto kritérií, a tedy omezené skupině pacientů, nelze výzkum provést za stejných standardů jako u zařízení, které jsou použitelné pro širší populaci. Je důležité, aby i studie s malým počtem subjektů byly zváženy jako důkaz, že exoskeletony mohou být použity bezpečně a přinášejí zdravotní benefity (Jasinski, 2020, s. 320–321).

Tabulka 1 Kritéria pro využití daného typu exoskeletonu (Sirlantzis et al., 2019, s. 323)

Typ exoskeletonu	Maximální hmotnost (kg)	Maximální výška (cm)	Úroveň míšní léze
HAL	95	150–190	neuvedeno
ReWalk	100	160–190	T7-L1
Ekso	100	158–188	T4-L5 (T3-T7 u ASIA D)
Indego	113	155–191	C7-L5
REX	100	142–193	od C5/4 níže

3.5 Nastavení zařízení

Různé značky mají různé strategie nasazení zařízení, které se mohou pohybovat od 10 do 30 minut. Tento čas potřebný k přizpůsobení zařízení tak, aby vyhovoval každému účastníkovi, může omezit přidělený čas na terapii stanovený pro každého pacienta, na který se vztahuje jeho zdravotní pojištění. Většina dostupných zařízení navíc vyžaduje přesun na podložku nebo přemístění na židli, aby bylo dosaženo správného připevnění exoskeletonu, kdy tento přesun může zvýšit riziko pádu pacienta (Gorgey, 2018, s. 113–114).

Kozlowski, Bryce a Dijkers ve své studii z roku 2015 hodnotící data 7 subjektů uvádí, že nasazení exoskeletu trvalo uživatelům 5 až 10 minut a jeho odepnutí méně než 5 minut. Dva pacienti s tetraplegií potřebovali pomoc s polohováním nohou a upnutím všech popruhů, tři paraplegičtí pacienti si byli schopni exoskeleton sami nasadit i sundat a dva vyžadovali pomoc pouze s upevněním bederní opěrky (Kozlowski, Bryce a Dijkers, 2015, s. 116).

Nitschke et al. (2014) ve své studii porovnali tři typy exoskeletonů: Ekso, ReWalk a HAL využívané v rehabilitační klinice Bergmannstrost v Německu. Průměrná doba potřebná pro úpravu rozměrů zařízení pro daného pacienta byla 45 minut u ReWalk, 10 minut u Ekso a 20 minut u HAL. Průměrná doba potřebná pro nasazení a sundání byla 25 minut pro ReWalk, 10 minut pro Ekso a 30 minut pro HAL. Celkový čas potřebný na terapeutickou relaci o 35 minutách chůze odpovídá 105 minutám pro ReWalk, 60 minutám pro Ekso a 85 minutám pro HAL (Nitschke et al., 2014, s. 22–23).

Výrobci Indego exoskeletonu využili rozdělení zařízení do částí, které lze snadno sestavit dohromady, zatímco je uživatel stále na invalidním vozíku. To pravděpodobně zkrátí dobu montáže a zajistí bezpečnou možnost nasazení i při domácím využití (Gorgey, 2018, s. 113–114).

3.6 Finanční náročnost

Výdaje za první rok lékařské péče o paraplegického pacienta činí přibližně 523 000 USD, přičemž každý další rok činí v průměru téměř 80 000 USD. Nicméně, tyto přímé náklady na léčbu mohou být z hlediska celkových nákladů jen špičkou ledovce. Čtyři roky po nehodě je znovu zaměstnáno pouze 25 % osob, ztráta potencionálního výdělku je jedním z nejvýznamnějších nepřímých nákladů, které na konci života pacienta mohou činit až 2,3 milionů dolarů (Miller a Herbert, 2016a, s. 553–554). Rehabilitační exoskeletony zlepšují mobilitu pacientů, což je spojeno se zvýšenou mírou zaměstnanosti a významně

snižují riziko sekundárních zdravotních komplikací a tím i náklady spojené s léčbou (Ferrati et al., 2013, s. 4).

Carpino et al. provedli analýzu nákladů a přínosů roboticky asistované rehabilitace dolních končetin, ukazující, že rehabilitace s exoskeletonem je efektivnější oproti konvenční (nerobotické) terapii, ale také dražší. Terapie s exoskeletonem stojí přibližně třikrát více než ta konvenční (Carpino, 2018, s. 6).

Pinto et al. naopak zhodnotili, že při teoretickém využití exoskeletonu u 10 % lokomotorických tréninků místo běžněji používané robotické terapie s využitím například Lokomatu, dojde ke snížení nákladů. Tyto úspory se pohybují od 649 USD do 4784 USD ročně (Pinto et al., 2020, s. 5).

Výdaje při využití robotického exoskeletonu zahrnují vysokou pořizovací cenu, náklady na reklamu, ale také průměrné roční náklady na údržbu, mzdu i školení fyzioterapeutů a v neposlední řadě vyšší výdaje za elektřinu díky vyšší energetické náročnosti exoskeletonů (Pinto et al., 2020, s. 9).

V České republice je zdravotní péče v rámci robotické rehabilitace v číselníku zdravotních výkonů platném od 1. 3. 2020 uvedena pod kódem 21030 – Kinezioterapie s využitím robotické technologie pro vertikalizaci a nácvik chůze. Je popsána jako pohybová terapie založená na využití roboticky řízeného exoskeletonu pro pasivní nebo asistovaný pohyb dolních končetin. Výkon je plně hrazen, prováděn pouze na specializovaném pracovišti, časová náročnost jedné terapie je 30 minut a maximální frekvence je dvakrát za den. Hodnota výkonu v bodech je 467, což odpovídá částce 387,61 Kč, kdy hodnota bodu pro odbornost 902 – fyzioterapie je dle vyhlášky 268/2019 Sb. stanovena na 0,83 Kč (Číselník zdravotních výkonů, 2020, s. 68).

Při průměrném počtu 21 pracovních dnů za měsíc a vytíženosti zařízení 6 hodin denně, což je realistická varianta, celkový měsíční příjem od zdravotní pojišťovny činí 195 355,44 Kč (viz tabulka 2).

Tabulka 2 Příjmy od ZP v závislosti na počtu pacientů za den

Počet pacientů/den	**20 pacientů**	**24 pacientů**	**30 pacientů**
Provoz	5 hod	**6 hod**	7,5 hod
Příjem od ZP/den	7 752,2 Kč	9 302,64 Kč	11 628,3 Kč
Příjem od ZP/měsíc	162 796,2 Kč	**195 355,44 Kč**	244 194,3 Kč

Bc. Jiřina Kubíková se ve své diplomové práci (2016) zaměřila na možnosti financování robotické rehabilitace v rámci léčebné rehabilitace v nemocnici v Prostějově. Zhodnotila, že nejdůležitějším faktorem a prozatím jediným možným způsobem financování jsou dotace z fondů EU. Je to zároveň nejvýraznější rizikový faktor takového projektu spolu s pasportizací výkonů pro robotickou rehabilitaci se zdravotní pojišťovnou. Výsledky její analýzy ukázaly, že zprovoznění by při správném plánování trvalo 16 měsíců a na základě rozdílu výnosů a nákladů by byla návratnost investice do 3 let (Kubíková, 2016, s. 82).

V závěru autorka uvádí, že by bylo „velmi zpátečnické, kdyby zdravotnické zařízení nesledovalo moderní trendy rozvoje terapie klientů. Vždy ale musí brát ohledy na ekonomickou efektivnost těchto moderních trendů“ (Kubíková, 2016, s. 83).

4 DISKUZE

V diskuzi jsou porovnány výsledky studií, které se zabývají využitím exoskeletonu v rehabilitaci chůze u pacientů s poraněním míchy. Jsou zde zhodnoceny benefity a možná rizika v rámci terapie, vyplývající z jednotlivých studií.

Přezkum Mekkiho et al. z roku 2018 porovnává nedávné studie týkající se rehabilitace u pacientů po poranění míchy s využitím robotiky. Uvádí, že exoskeletony pro dolní končetinu mají pozitivní impakt na sekundární zdravotní komplikace po poranění míchy jako je bolest a spasticita. Zdůrazňuje jeho využití zejména pro poskytnutí repetitivních pohybů, které potenciálně podporují neuroplasticitu a snižují zátěž na terapeuta. Autoři však také tvrdí, že rozsáhlejší studie exoskeletonů jsou zapotřebí ke specifické definici požadavků na dávku terapie a ke stanovení objektivních výstupních měření (Mekki et al., 2018, s. 614).

Systematický přehled z roku 2016, který zhodnotil 14 studií zahrnujících 111 pacientů zjistil, že exoskeletony mohou pacientům po poranění míchy umožnit bezpečný pohyb v prostředí, které simulovalo podmínky reálného prostředí. V rámci studií, které autoři hodnotili, nebyly hlášeny žádné závažné nežádoucí účinky a výskyt pádů a zlomenin byl relativně nízký: 4,4% pády, 3,4% zlomeniny. Autoři poznamenali, že riziko vzniku těchto komplikací lze u novější generace zařízení snížit úpravami konstrukce exoskeletonu či jeho naprogramování (Miller, Zimmermann a Herbert, 2016b, s. 460–465).

4.1 Přínosy

4.1.1 Ovlivnění dysfunkce střev a močového měchýře

Dysfunkce střev a močového měchýře jsou velmi časté u pacientů po poranění míchy. Přibližně 95 % pacientů vyžaduje farmakologickou léčbu pro zahájení defekace a dysfunkce střev se vyskytuje u více než poloviny těchto pacientů. Tyto dlouhodobé dysfunkce, včetně infekcí močových cest, jsou častou příčinou rehospitalizace a mohou negativně ovlivnit i další orgánové systémy, a tak výrazně zvýšit míru morbidity (Kirshblum, Lin, 2018, s. 332).

V systematickém přehledu identifikoval Miller et al. (2016) několik studií, které obsahovaly údaje týkající se zlepšeného pohybu střev, a došel k závěru, že 61 % účastníků zaznamenalo pozitivní účinek při rehabilitaci s exoskeletonem (Miller, Zimmermann a Herbert, 2016b, s. 460).

Údaje z roku 2017 zveřejněné Hongem et al. také potvrzují, že využití exoskeletonu může pozitivně ovlivnit funkci močového měchýře a zlepšit kvalitu života. Jako účastníci byli

vybráni jedinci s ASIA skóre A až D, kteří byli zraněni nejméně 6 měsíců před testováním. Funkce močového měchýře byla hlášena samostatně účastníky na začátku a po 36 relacích rehabilitace pomocí zařízení Ekso i ReWalk u jedné skupiny, po 12 týdnech obvyklé aktivity u druhé skupiny. Výsledky u 14 účastníků prokázali klinická zlepšení u 50 % skupiny s využitím exoskeletonu oproti 14 % ve druhé skupině (Jasinski, 2020, s. 325–326).

4.1.2 Ovlivnění bolesti a spasticity

Bolest a spasticita jsou běžné sekundární komplikace, které vyžadují dlouhodobé využívání zdravotní péče a zejména farmaceutickou léčbu. Účastníci studií, zabývajících se využitím exoskeletonů při rehabilitaci chůze (Esquenazi, 2012; Stampacchia, 2016), zaznamenali významně sníženou bolest, spasticitu a menší spotřebu léků používaných k jejich potlačení (Esquenazi et al., 2012, s. 916, Stampacchia et al., 2016, s. 281). Ke stejným závěrům a tedy klinicky relevantnímu zlepšení svalové spasticity, dospěla i metaanalýza, v níž bylo přezkoumáno pět publikací týkajících se spasticity a využití exoskeletonu (Miller, Zimmermann a Herbert, 2016b, s. 464).

Esquenaziho studie z roku 2012 zahrnovala dvanáct účastníků s motoricky kompletní krční či hrudní lézí, kteří se zúčastnili až 24 relací po dobu 8 týdnů. Bolest a spasticita byly měřeny před a po tréninku. Data naznačují okamžité účinky při léčbě bolesti a spasticity, což by mohlo znamenat snížení farmakologické zátěže pacientů, čímž by se zlepšila jejich kvalita života (Esquenazi et al., 2012, s. 919).

Stampacchia et al. (2016) také zkoumali účinky exoskeletonu při rehabilitaci chůze na bolest a spasticitu. Dvacet jedna účastníků po poranění míchy bylo měřeno před a po relaci pomocí modifikované Ashworthovy stupnice a Pennovy stupnice pro hodnocení spasticity a stupnicemi pro měření bolesti. Autoři došli k závěru, že došlo k významnému snížení svalové spasticity a zmírnění intenzity bolesti (Stampacchia et al., 2016, s. 280).

4.1.3 Ovlivnění kardiovaskulárního systému

Kardiovaskulární choroby mají u jedinců s míšní lézí vysokou prevalenci a jsou hlavní příčinou umrtí u těchto pacientů. Proto je žádoucí, že při využití exoskeletonu dochází ke zvýšení energetického výdeje, aniž by byl pacient nadměrně zatěžován (Mekki et al., 2018, s. 607–609).

Výsledky Asselinovy studie z roku 2015 ukazují, že hodnoty tepové frekvence a spotřeby kyslíku u exoskeletálně asistované chůze byly znatelně zvýšeny oproti pozici

ve stoje. Nicméně se tyto hodnoty pohybovaly výrazně pod maximální tepovou frekvencí a spotřeba kyslíku odpovídala zátěži o střední intenzitě (Asselin et al., 2015, s. 151).

I McIntoshova studie (2019) předkládá podobné výsledky, průměrná srdeční frekvence se zvýšila ze 101 tepů za minutu v pozici vestoje na 110 tepů za minutu v průběhu chůze. Dále autor uvádí, že zatímco v prvních několika relacích se většina účastníků potýkala s příznaky ortostatické hypotenze (závratě, slabost, vertigo), s rostoucím počtem relací došlo k signifikantnímu zlepšení (McIntosh et al., 2019, s. 115).

4.1.4 Psychologický aspekt

Stampacchia et al. (2016) zkoumal psychologické účinky rehabilitace s exoskeletonem na kvalitu života 21 účastníků studie. Ti v rámci dotazníku hodnotili změny ve svém vnímání symptomů, emocí i celkové kvality života. Vysoké skóre týkající se pozitivních pocitů a nízké skóre pro negativní zážitky, naznačuje celkový pozitivní postoj účastníků k rehabilitaci s exoskeletony (Stampacchia et al., 2016, s. 282).

Manns, Hurd a Yang se ve své studii (2019) zaměřili na perspektivu 11 uživatelů ReWalk exoskeletonu, kdy v průběhu 3 měsíců zkoumali pomocí rozhovoru jejich zkušenosti. Výsledky byly pozitivní, účastnící jako hlavní přínos označili schopnost „být trochu víc jako všichni ostatní“ a například projít se venku. Ocenili také možnost naučit se nové dovednosti a přispět výzkumu (Manns, Hurd a Yang, 2019, s. 3).

Psychologický přínos spojený s používáním exoskeletu byl zaznamenán i všemi čtyřmi účastníky Cahillovy studie (2018), včetně zlepšení nálady a kvality spánku. Kromě toho také uvedli pocit úspěchu při chůzi a „možnosti dívat se lidem zpříma do očí spíše než do pasu“ (Cahill et al., 2018, s. 7).

4.2 Rizika

4.2.1 Pády

Využitím exoskeletonu k rehabilitaci chůze vzniká ještě větší riziko pádu u pacientů, kteří trpí motorickým deficitem. Když člověk chodí, jeho tělo interaguje s okolním prostředím a získává zpětnou vazbu. Při využití exoskeletou je tato interakce snížená a zpětná vazba nevyhnutelně zkreslená kvůli přidané vrstvě materiálu na těle. Dalším úskalím může být i nesprávné vyhodnocení pohybu uživatele kontrolním mechanismem exoskeletonu a následné neočekávané reakci, která může přispět k výskytu pádu (Yamada a Akiyama, 2020, s. 286).

Všechny výše zmíněné exoskeletony (ReWalk, Indego, Ekso, HAL, REX) mají své vlastní strategie ke zmírnění rizika pádů. Obecně se jedná zejména o detekci a aktivní zmírnění pádu (Indego), snaha o vznik minimálního poškození v případě výpadku napájení, kdy například Ekso uzamkne kolenní kloub a umožňuje pohyb pouze v kyčelním kloubu. Také je stále nutné zajištění dozoru pacientů při využívání zařízení (He et al., 2017, s. 98–100).

Ačkoliv mnoho studií zmiňuje riziko pádů, většina z nich dospěje k závěru, že je riziko velmi malé vzhledem k malé či nulové incidenci pádů ve výsledných datech. Takovéto klinické studie ovšem probíhají pod nepřetržitým odborným dohledem a díky tomu může být podceněno zvýšené riziko pádů při využití exoskeletonu v zevním prostředí (Benson et al., 2015, s. 10).

4.2.2 Poranění pokožky a měkkých tkání

Poranění pokožky a měkkých tkání je nejčastější druh zranění, který byl zaznamenán u všech výše uvedených zařízení. I přes velkou četnost tohoto typu poranění mu doposud byla věnována poměrně malá pozornost. Obvykle je vyloučeno „jako drobný problém“ z hodnotících kritérií bezpečnosti exoskeletonů (He et al., 2017, s. 100–101).

Bensenova studie z roku 2015 upozornila na vysoký výskyt poranění kůže při použití exoskeletonu ReWalk, dva účastníci byli z důvodu opakujících se problémů ze studie vyřazeni. Protože u pacientů po poranění míchy se vyskytuje vysoké riziko vzniku tlakových vředů, měl by být často kontrolován stav kůže v každém místě kontaktu zařízení s pokožkou. I přes aplikaci polstrování, zůstala incidence mírných poranění kůže vysoká. Autoři zdůrazňují důležitost dalšího výzkumu a úprav k minimalizaci tření na rozhraní zařízení a pokožky (Benson et al., 2015, s. 9).

Jako nový způsob prevence zranění způsobených tlakem byly navrženy exoskeletony s integrovanými tlakovými senzory. Tyto bezdrátové vysílače, byly umístěny na exoskeletonových kloubech, aby tak mohly upozornit na nadměrný tlak (Tamez-Duque et al., 2015, s. 4561).

4.2.3 Osteoporóza a zlomeniny

I v případě využití exoskeletonů u subjektů s osteoporózou, která se běžně vyskytuje u pacientů po poranění míchy a zvyšuje tak pravděpodobnost vzniku zlomeniny, je nutný další výzkum. Screening osteoporózy je implementován pouze v některých studiích.

Neexistují žádná doporučená kritéria s ohledem na úroveň osteoporózy, které by sloužily jako indikátor pro vyloučení subjektů ze studie (He et al., 2017, s. 101).

Bensenova studie (2015) zdůrazňuje, že kromě potenciálních pozitivních účinků fyzické aktivity na kostní strukturu je třeba pečlivě zvážit také riziko vzniku nežádoucích účinků na pohybovou soustavu. Tato studie, stejně jako studie publikovaná Zeiligem et al. (2012), neuplatňovala specifická vylučovací kritéria pro hustotu minerálů v kostech. Esquenazi et al. (2012) tyto hodnoty změřil a následně vyloučil tři subjekty kvůli těžké osteoporóze v kyčli a na páteři (Benson et al., 2015, s. 9; Zeilig et al., 2012, s. 100; Esquenazi et al., 2012, s. 918).

4.2.4 Uživatelská chyba

Uživatelská chyba je v normě ISO 62366-1 definována jako nečekaná akce uživatele či jeho nečinnost, která by mohla vést k jinému výsledku, než bylo zamýšleno výrobcem. Například pokud uživatel neúmyslně zrotuje pánev a tím i přenese tělesnou hmotnost, působí takovýto pohyb jako spouštěč a následně dojde k nechtěné aktivaci nového krokového cyklu exoskeletonu (He et al., 2017, s. 101).

Fyzioterapeuti doprovázející pacienty během chůze také mohou dělat chyby. Špatné upevnění popruhů nebo nedostatečná opora pacienta, když ztratí rovnováhu, zvyšuje riziko poranění (He et al., 2017, s. 101).

ZÁVĚR

Schopnost chůze je pro osoby s poraněním míchy důležitým funkčním cílem jejich rehabilitačního programu. Díky velkému vývoji v oblasti robotických technologií je v současné době k dispozici několik rozdílných typů exoskeletonů, které pacientům umožňují chodit v různých prostředích a v některých případech pod vlastní kontrolou (tj. pacientem řízené spouštění chůze).

Z uvedených studií je patrný pozitivní účinek chůze s exoskeletony na celkový metabolismus, kardiovaskulární systém, zažívací a vylučovací systém, také dochází k ovlivnění bolesti a spasticity a v neposlední řadě i psychiky pacienta. Zároveň se ve studiích ukázala i některá úskalí využívání současných zařízení jako je riziko pádu, poškození pokožky a měkkých tkání či vznik zlomenin. Nevýhodou je hmotnost zařízení, relativně krátká výdrž baterií a také vysoká pořizovací cena, která se pohybuje kolem 800 000 Kč a výše. Technologie se však neustále vyvíjí a očekává se, že budou k dispozici lehčí a energeticky účinnější systémy a zároveň se při rozšířenějším používání cena zařízení pravděpodobně sníží.

Doposud nebylo prokázáno, že je rehabilitace chůze s využitím exoskeletonů účinnější než klasické rehabilitační přístupy. Pro adekvátnější posouzení toho, jak lze exoskeletony využít samostatně nebo společně s konvenční rehabilitační terapií, by měla být v rámci hodnocení výsledků budoucích studií zavedena standardizovaná měření.

Na závěr by se dalo shrnout, že prozatím exoskeletony neumožňují plně nahradit funkci invalidního vozíku a běžnou terapii. Do budoucna je zapotřebí dalšího výzkumu, aby bylo možné lépe definovat parametry terapie a cílovou skupinu pacientů, kteří by mohli z této formy rehabilitace chůze nejvíce těžit.

REFERENČNÍ SEZNAM

AMBLER, Z., BEDNAŘÍK, J., RŮŽIČKA, E. 2008. *Klinická neurologie: Část obecná.* (2. vyd.). Praha: Triton. ISBN 978-80-7387-157-4.

ARAZPOUR, M., BANI, M. A., HUTCHINS, S. W., JONES, R. K. 2012. The physiological cost index of walking with mechanical and powered gait orthosis in patients with spinal cord injury. *Spinal Cord* [on-line]. 51(5), 356–359, [cit. 2020-04-11]. ISSN 1476-5624. Dostupné z: doi: 10.1038/sc.2012.162.

ASSELIN, P., KNEZEVIC, S., KORNFELD, S., CIRNIGLIARO, C., AGRANOVA-BREYTER, I., BAUMAN, W. A., & SPUNGEN, A. M. 2015. Heart rate and oxygen demand of powered exoskeleton-assisted walking in persons with paraplegia. *Journal of Rehabilitation Research and Development* [on-line]. 52(2), 147–158, [cit. 2020-03-27]. ISSN 1938-1352. Dostupné z: doi: 10.1682/jrrd.2014.02.0060.

BENSON, I., HART, K., TUSSLER, D., VAN MIDDENDORP, J. J. 2015. Lower-limb exoskeletons for individuals with chronic spinal cord injury: findings from a feasibility study. *Clinical Rehabilitation* [on-line]. 30(1), 73–84, [cit. 2020-03-14]. ISSN 1477-0873. Dostupné z: doi: 10.1177/0269215515575166.

BÍLKOVÁ K. 2014. Rehabilitace v Kladrubech. *HELIOS* [on-line]. 3, 4, [cit. 2020-04-25]. ISSN 2571-1857. Dostupné z: https://www.coloplast.cz/Global/Czech%20Republic/Helios/helios3_201408_uro.pdf.

BIRCH, N., GRAHAM, J., PRIESTLEY, T., HEYWOOD, C., SAKEL, M., GALL, A., NUNN, A., SIGNAL, N. 2017. Results of the first interim analysis of the RAPPER II trial in patients with spinal cord injury: ambulation and functional exercise programs in the REX powered walking aid. *Journal of neuroengineering and rehabilitation* [on-line]. 14(1), 60, [cit. 2020-03-11]. ISSN 1743-0003. Dostupné z: doi: 10.1186/s12984-017-0274-6.

CAHILL, A., GINLEY, O. M., BERTRAND, C., LENNON, O. 2018. Gym-based exoskeleton walking: A preliminary exploration of non-ambulatory end-user perspectives. *Disability and Health Journal* [on-line]. 11(3), 478–485, [cit. 2020-04-09]. ISSN 1876-7583. Dostupné z: doi: 10.1016/j.dhjo.2018.01.004.

CARPINO, G., PEZZOLA, A., URBANO, M., GUGLIELMELLI, E. 2018. Assessing Effectiveness and Costs in Robot-Mediated Lower Limbs Rehabilitation: A Meta-Analysis and State of the Art. *Journal of healthcare engineering* [on-line]. 1–9, [cit. 2020-04-18]. ISSN 2040-2309. Dostupné z: doi: 10.1155/2018/7492024.

COWAN, D. 2019. *Handbook of electronic assistive technology*. London: Academic Press, Elsevier. ISBN 978-0-1281-2487-1.

ČÍSELNÍK ZDRAVOTNÍCH VÝKONŮ. 2020. 68, [cit. 2020-04-26]. Dostupné z: https://www.vzp.cz/poskytovatele/ciselniky/zdravotni-vykony.

DOLLAR, A. M., HERR, H. 2008. Lower Extremity Exoskeletons and Active Orthoses: Challenges and State-of-the-Art. *IEEE Transactions on Robotics* [on-line]. 24(1), 144–158, [cit. 2019-11-21]. ISSN 1941-0468. Dostupné z: doi: 10.1109/tro.2008.915453.

ESQUENAZI, A., TALATY, M., JAYARAMAN, A. 2017. Powered Exoskeletons for Walking Assistance in Persons with Central Nervous System Injuries: A Narrative Review. *PM&R* [on-line]. 9(1), 46–62, [cit. 2019-11-21]. ISSN 1934-1563. Dostupné z: doi: 10.1016/j.pmrj.2016.07.534.

ESQUENAZI, A., TALATY, M., PACKEL, A., SAULINO, M. 2012. The ReWalk Powered Exoskeleton to Restore Ambulatory Function to Individuals with Thoracic-Level Motor-Complete Spinal Cord Injury. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* [on-line]. 91(11), 911–921, [cit. 2020-03-12]. ISSN 1537-7385. Dostupné z: doi: 10.1097/phm.0b013e318269d9a3.

FALTÝNKOVÁ, Z., KŘÍŽ, J., KÁBRTOVÁ, A. 2004. *Cesta k nezávislosti po poškození míchy.* Praha: Svaz paraplegiků - Centrum Paraple. ISBN 80-239-5555-1.

FARRIS, R. J., QUINTERO, H. A., GOLDFARB, M. 2011. Preliminary evaluation of a powered lower limb orthosis to aid walking in paraplegic individuals. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* [on-line]. 19(6), 652–659, [cit. 2019-12-27]. ISSN 1558-4615. Dostupné z: doi: 10.1109/TNSRE.2011.2163083.

FERRATI, F., BORTOLETTO, R., MENEGATTI, E., PAGELLO, E. 2013. Socio-economic impact of medical lower-limb Exoskeletons. *IEEE Workshop on Advanced Robotics and Its*

Social Impacts [on-line]. 19–26, [cit. 2020-04-18]. ISSN 2162-7576. Dostupné z: doi: 10.1109/arso.2013.6705500.

FISAHN, C., AACH, M., JANSEN, O., MOISI, M., MAYADEV, A., PAGARIGAN, K. T., DETTORI, J. R., SCHILDHAUER, T. A. 2016. The Effectiveness and Safety of Exoskeletons as Assistive and Rehabilitation Devices in the Treatment of Neurologic Gait Disorders in Patients with Spinal Cord Injury: A Systematic Review. *Global spine journal* [on-line]. 6(8), 822–841, [cit. 2020-03-17]. ISSN 2192-5690. Dostupné z: doi: 10.1055/s-0036-1593805.

FOSCH-VILLARONGA, E., ÖZCAN, B. 2019. The Progressive Intertwinement Between Design, Human Needs and the Regulation of Care Technology: The Case of Lower-Limb Exoskeletons. *International Journal of Social Robotics* [on-line]. [cit. 2020-03-10]. ISSN 1875-4805. Dostupné z: doi: 10.1007/s12369-019-00537-8.

GORGEY A. S. 2018. Robotic exoskeletons: The current pros and cons. *World journal of orthopedics* [on-line]. 9(9), 112–119, [cit. 2020-04-11]. ISSN 2218-5836. Dostupné z: doi: 10.5312/wjo.v9.i9.112.

GUAN, X., JI, L., WANG, R. 2016. Development of Exoskeletons and Applications on Rehabilitation. *MATEC Web of Conferences* [on-line]. 40, 02004, [cit. 2019-11-21]. ISSN 2261-236X. Dostupné z: doi: 10.1051/matecconf/20164002004.

GURRIET, T., TUCKER, M., DUBURCQ, A., BOERIS, G., AMES, A. D. 2020. Towards Variable Assistance for Lower Body Exoskeletons. *IEEE Robotics and Automation Letters* [on-line]. 5(1), 266–273, [cit. 2020-04-15]. ISSN 2374-8710. Dostupné z: doi: 10.1109/LRA.2019.2955946.

HABIB, A. 2014. Bionic Exoskeleton: History, Development and the Future. *IOSR Journal of Mechanical and Civil Engineering* [on-line]. 9, 58-62, [cit. 2019-11-19]. ISSN 2278-1684. Dostupné z: https://www.iosrjournals.org/iosr-jmce/papers/ICAET-2014/me/volume-5/12.pdf?id=7622.

HARIB, O., HEREID, A., AGRAWAL, A., GURRIET, T., FINET, S., BOERIS, G., DUBURCQ, A., MUNGAI, M. E., MASSELIN, M., AMES, A. D., SREENATH, K., GRIZZLE, J. 2018. Feedback Control of an Exoskeleton for Paraplegics: Toward Robustly

Stable Hands-free Dynamic Walking. *IEEE Control Systems* [on-line]. 38(6), 61–87, [cit. 2020-04-15]. ISSN 1941-000X. Dostupné z: doi: 10.1109/MCS.2018.2866604.

HE, Y., EGUREN, D., LUU, T. P., CONTRERAS-VIDAL, J. L. 2017. Risk management and regulations for lower limb medical exoskeletons: a review. *Medical devices (Auckland, N.Z.)* [on-line]. 10, 89–107, [cit. 2020-03-15]. ISSN 1179-1470. Dostupné z: doi: 10.2147/MDER.S107134.

HRABÁLEK, L. 2011. *Poranění páteře a míchy.* Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-802-4428-420.

CHEN, G., CHAN, C. K., GUO, Z., YU, H. 2013. A Review of Lower Extremity Assistive Robotic Exoskeletons in Rehabilitation Therapy. *Critical Reviews in Biomedical Engineering* [on-line]. 41(5), 343–363, [cit. 2019-11-19]. ISSN 1943-619X. Dostupné z: doi: 10.1615/critrevbiomedeng.2014010453.

CHOI, J., NA, B., JUNG, P.G., RHA, D., KONG, K. 2017. WalkON Suit: A Medalist in the Powered Exoskeleton Race of Cybathlon 2016. *IEEE Robotics & Automation Magazine* [on-line]. 24(4), 75–86, [cit. 2020-04-18]. ISSN 1558-223X. Dostupné z: doi: 10.1109/mra.2017.2752285.

JASINSKI, L. J. 2020. *Structural exoskeletons and soft fabric exosuits for assistive walking*. In: ROSEN, J., FERGUSON, P. W. *Wearable robotics: systems and applications.* London: Academic Press, Elsevier. ISBN 978-0-1281-4659-0.

JAYARAMAN, A., MARINOV, B., SINGH, Y., BURT, S., RYMER, W. Z. 2020. *Current evidence for use of robotic exoskeletons in rehabilitation.* In: ROSEN, J., FERGUSON, P. W. *Wearable robotics: systems and applications.* London: Academic Press, Elsevier. ISBN 978-0-1281-4659-0.

KAČINETZOVÁ, A., JUHAŇÁKOVÁ, M., KOLÁŘOVÁ, M. 2010. *Rehabilitace: sborník příspěvků.* Praha: Triton. ISBN 978-80-7387-299-1.

KHAN, A.S., LIVINGSTONE, D.C., HURD, C.L, DUCHCHERER J., JOHN E. MISIASZEK J.E., GORASSINI M.A., MANNS P.J., YANG J.F. 2019. Retraining walking over ground in a powered exoskeleton after spinal cord injury: a prospective cohort study to examine functional gains and neuroplasticity. *Journal of NeuroEngineering and*

Rehabilitation [on-line]. 16, 145, [cit. 2020-04-09]. ISSN 1743-0003. Dostupné z: doi: 10.1186/s12984-019-0585-x.

KIRSHBLUM, S. C., BURNS, S. P., BIERING - SORENSEN, F., DONOVAN, W., GRAVES, D. E., JHA, A., WARING, W. 2011. International standards for neurological classification of spinal cord injury. *The journal of spinal cord medicine* [online]. 34(6), 535–546, [cit. 2019-12-21]. ISSN 2045-7723. Dostupné z doi: 10.1179/204577211X13207446293695.

KIRSHBLUM, S., LIN, V. W. 2018. *Spinal cord medicine.* Demos Medical Publishing. ISBN 978-0-8261-3774-6.

KOLÁŘ, P. 2009. *Polohování.* In: KOLÁŘ, P. et al. *Rehabilitace v klinické praxi.* Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-657-1.

KOLÁŘOVÁ, B., STACHO J., JIRÁČKOVÁ, M., KONEČNÝ, P., NAVRÁTILOVÁ L. 2019. *Počítačové a robotické technologie v klinické rehabilitaci.* Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-5403-0.

KOZLOWSKI, A. J., BRYCE, T. N., DIJKERS, M. P. 2015. Time and Effort Required by Persons with Spinal Cord Injury to Learn to Use a Powered Exoskeleton for Assisted Walking. *Topics in spinal cord injury rehabilitation* [on-line]. 21(2), 110–121, [cit. 2020-04-27]. ISSN 1945-5763. Dostupné z: doi: 10.1310/sci2102-110.

KŘÍŽ, J. 2009. *Poškození míchy.* In: KOLÁŘ, P. et al. *Rehabilitace v klinické praxi.* Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-657-1.

KŘÍŽ, J. 2019. *Poranění míchy: příčiny, důsledky, organizace péče.* Praha: Galén. ISBN 978-80-7492-424-8.

KŘÍŽ, J., HYŠPERSKÁ, V. 2009. *Míšní syndromologie*. In: KOLÁŘ, P. et al. *Rehabilitace v klinické praxi.* Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-657-1.

KŘÍŽ, J., CHVOSTOVÁ, Š. 2009. Vyšetřovací a rehabilitační postupy u pacientů po míšní lézi. *Neurologie pro praxi* [on-line]. 10(3), 143-147, [cit. 2019-12-06]. Dostupné z: http://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2009/03/05.pdf.

KUBÍKOVÁ, J. 2016. Projekt rozšíření spektra péče prostřednictvím robotických přístrojů v procesu léčebné rehabilitace v nemocnici Prostějov. Diplomová práce. Univerzita Tomáše Bati: Zlín.

LEE, H., FERGUSON P. W., ROSEN, J. 2020. *Lower limb exoskeleton systems – overview.* In: ROSEN, J., FERGUSON, P. W. *Wearable robotics: systems and applications.* London: Academic Press, Elsevier. ISBN 978-0-1281-4659-0.

LOUIE, D. R., ENG, J. J., LAM, T. 2015. Gait speed using powered robotic exoskeletons after spinal cord injury: a systematic review and correlational study. *Journal of neuroengineering and rehabilitation* [on-line]. 12, 82, [cit. 2020-03-10]. ISSN 1743-0003. Dostupné z: doi: 10.1186/s12984-015-0074-9.

MAAK, T., WYLIE, J. 2016. Medical Device Regulation: A Comparison of the United States and the European Union. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons* [on-line]. 24(1), [cit. 2020-03-13]. ISSN 1067-151X. Dostupné z: doi: 10.5435/JAAOS-D-15-00403.

MANNS, P. J., HURD, C., YANG, J. F. 2019. Perspectives of people with spinal cord injury learning to walk using a powered exoskeleton. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [on-line]. 16(1), [cit. 2020-04-08]. ISSN 1743-0003. Dostupné z: doi: 10.1186/s12984-019-0565-1.

MCINTOSH, K., CHARBONNEAU, R., BENSAADA, Y., BHATIYA, U., HO, C. 2019. The safety and feasibility of exoskeletal assisted walking in acute rehabilitation following spinal cord injury. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [on-line]. 101, [cit. 2020-04-08]. ISSN 1532-821X. Dostupné z: doi: 10.1016/j.apmr.2019.09.005.

MEKKI, M., DELGADO, A. D., FRY, A., PUTRINO, D., HUANG, V. 2018. Robotic Rehabilitation and Spinal Cord Injury: a Narrative Review. *Neurotherapeutics* [on-line]. 15(3), 604–617, [cit. 2020-03-15]. ISSN 1878-7479. Dostupné z: doi: 10.1007/s13311-018-0642-3.

MILLER, L. E., HERBERT, W. 2016a. Health and economic benefits of physical activity for patients with spinal cord injury. *ClinicoEconomics and Outcomes Research* [on-line]. 8, 551–558, [cit. 2020-04-21]. ISSN 1178-6981. Dostupné z: doi: 10.2147/ceor.s115103.

MILLER, L. E., ZIMMERMANN, A. K., HERBERT, W. G. 2016b. Clinical effectiveness and safety of powered exoskeleton-assisted walking in patients with spinal cord injury: systematic review with meta-analysis. *Medical devices (Auckland, N.Z.)* [on-line]. 9, 455–466, [cit. 2020-03-13]. ISSN 1179-1470. Dostupné z: doi: 10.2147/MDER.S103102.

MOLINARI, M., MASCIULLO, M., TAMBURELLA, F., TAGLIAMONTE, N. L., PISOTTA, I., PONS, J. L. 2018. Exoskeletons for Over-Ground Gait Training in Spinal Cord Injury. *Biosystems & Biorobotics* [on-line]. 19, 253–265, [cit. 2019-12-27]. ISSN 2195-3570. Dostupné z: doi: 10.1007/978-3-319-72736-3_18.

MOSES, K. 2012. Nestacionární robotické exoskelety dolních končetin v ČR. *Medical Tribune* [on-line]. 8(25), B1–B3, [cit. 2020-04-27]. ISSN 1214-8911. Dostupné z: http://www.rehabilitace.cz/pro-odbornou-verejnost/odborna-cinnost/clanky-a-odborne-publikace/nestacionarni-roboticke-exoskelety-dolnich-koncetin-v-cr/.

NACY, S., HUSSEIN, N., ABDALLH, M.M. 2016. A Review of Lower Limb Exoskeletons. Innovative *Systems Design and Engineering* [on-line]. 7(11), [cit. 2019-12-14]. ISSN 2222-2871. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/313877170_A_Review_of_Lower_Limb_Exoskeletons.

NARAYAN, R., WANG, M., LAURENCIN, C., YU, X., HELLMICH, C., KRISHNAN, S., VADGAMA, P. 2019. *Encyclopedia of biomedical engineering.* Amsterdam: Elsevier. ISBN 978-0-1280-4829-0.

NEUHAUS, P. 2017. IHMC's experience competing in the Cybathlon compared to the DARPA robotics challenge. *Journal of neuroengineering and rehabilitation* [on-line]. 14(1), 112, [cit. 2020-04-18]. ISSN 1743-0003. Dostupné z: doi: 10.1186/s12984-017-0324-0.

NITSCHKE J, KUHN D, FISCHER K, ROHL, K. 2014. Comparison of the usability of Rewalk, Ekso and HAL exoskeleton in a clinical setting. *Orthopädie-Technik* [on-line]. 9(14), 22–26, [cit. 2020-04-27]. ISSN 0340-5591. Dostupné z: https://verlag-ot.de/content/e3741823/e3763487/e3763729/e3763737/tiles3763738/tileElements3763739/2819_SD_Nitschke_9_14_GB_2_ger.pdf.

PALERMO, A. E., MAHER, J. L., BAUNSGAARD, C. B., NASH, M. S. 2017. Clinician-Focused Overview of Bionic Exoskeleton Use After Spinal Cord Injury. *Topics in spinal cord*

injury rehabilitation [on-line]. 23(3), 234–244, [cit. 2020-03-14]. ISSN 1945-5763. Dostupné z: doi: 10.1310/sci2303-234.

PINTO, D., GARNIER, M., BARBAS, J., CHANG, S. H., CHARLIFUE, S., FIELD-FOTE, E., FURBISH, C., TEFERTILLER, C., MUMMIDISETTY, C. K., TAYLOR, H., JAYARAMAN, A., HEINEMANN, A. W. 2020. Budget impact analysis of robotic exoskeleton use for locomotor training following spinal cord injury in four SCI Model Systems. *Journal of neuroengineering and rehabilitation* [on-line]. 17(1), [cit. 2020-04-25]. ISSN 1743-0003. Dostupné z: doi: 10.1186/s12984-019-0639-0.

PONS, J. L. 2008. *Wearable robots: biomechatronic exoskeletons.* Chichester: John Wiley & Sons. ISBN 978-0-4709-8765-0.

RIENER, R. 2016. The Cybathlon promotes the development of assistive technology for people with physical disabilities. *Journal of neuroengineering and rehabilitation* [on-line]. 13(1), 49, [cit. 2020-04-25]. ISSN 1743-0003. Dostupné z: doi: 10.1186/s12984-016-0157-2.

ROSEN, J., FERGUSON, P. W. 2020. *Wearable robotics: systems and applications.* London: Academic Press, Elsevier. ISBN 978-0-1281-4659-0.

RUPAL, B. S., RAFIQUE, S., SINGLA, A., SINGLA, E., ISAKSSON, M., VIRK, G. S. 2017. Lower-limb exoskeletons: Research trends and regulatory guidelines in medical and non-medical applications. *International Journal of Advanced Robotic Systems* [on-line]. 14, 1–27, [cit. 2020-04-18]. ISSN 1729-8814. Dostupné z: doi: 10.1177/1729881417743554.

ŘASOVÁ, K. 2007. *Fyzioterapie u neurologicky nemocných (se zaměřením na roztroušenou sklerózu mozkomíšní).* Praha: Ceros. ISBN 978-80-239-9300-4.

SIRLANTZIS, K., LARSEN, L. B., KANUMURU, L. K., OPREA, P. 2019. Robotics. Handbook of Electronic Assistive Technology. 311–345. Dostupné z: doi: 10.1016/b978-0-12-812487-1.00011-9.

STAMPACCHIA, G., RUSTICI, A., BIGAZZI, S., GERINI, A., TOMBINI, T., MAZZOLENI, S. 2016. Walking with a powered robotic exoskeleton: Subjective experience, spasticity and pain in spinal cord injured persons. *NeuroRehabilitation* [on-line]. 39(2), 277–283, [cit. 2020-03-10]. ISSN 1878-6448. Dostupné z: doi: 10.3233/nre-161358.

ŠTĚTKÁŘOVÁ, I. 2019. *Spinální neurologie.* Praha: Maxdorf. ISBN 978-80-7345-626-9.

TAMEZ-DUQUE, J., COBIAN-UGALDE, R., KILICARSLAN, A., VENKATAKRISHNAN, A., SOTO, R., CONTRERAS-VIDAL, J. L. 2015. Real-time strap pressure sensor system for powered exoskeletons. *Sensors (Basel, Switzerland)* [on-line]. 15(2), 4550–4563, [cit. 2020-03-13]. ISSN 1424-8220. Dostupné z: doi: 10.3390/s150204550.

TEFERTILLER, C., HAYS, K., JONES, J., JAYARAMAN, A., HARTIGAN, C., BUSHNIK, T., FORREST, G. F. 2018. Initial Outcomes from a Multicenter Study Utilizing the Indego Powered Exoskeleton in Spinal Cord Injury. *Topics in spinal cord injury rehabilitation* [on-line]. 24(1), 78–85, [cit. 2020-03-14]. ISSN 1945-5763. Dostupné z: doi: 10.1310/sci17-00014.

VAN DIJSSELDONK, R. B., RIJKEN, H., VAN NES, I., VAN DE MEENT, H., KEIJSERS, N. 2017. A Framework for Measuring the Progress in Exoskeleton Skills in People with Complete Spinal Cord Injury. *Frontiers in neuroscience* [on-line]. 11, 699, [cit. 2020-03-16]. ISSN 1662-453X. Dostupné z: doi: 10.3389/fnins.2017.00699.

WALL, A., BORG, J. R., PALMCRANTZ, S. 2015. Clinical application of the Hybrid Assistive Limb (HAL) for gait training: a systematic review. *Frontiers in Systems Neuroscience* [on-line]. 9, [cit. 2020-01-12]. ISSN 1662-5137. Dostupné z: doi: 10.3389/fnsys.2015.00048.

YAMADA, Y., AKIYAMA, Y. 2020. *Physical assistant robot safety*. In: ROSEN, J., FERGUSON, P. W. *Wearable robotics: systems and applications.* London: Academic Press, Elsevier. ISBN 978-0-1281-4659-0.

ZEILIG, G., WEINGARDEN, H., ZWECKER, M., DUDKIEWICZ, I., BLOCH, A., ESQUENAZI, A. 2012. Safety and tolerance of the ReWalk™ exoskeleton suit for ambulation by people with complete spinal cord injury: a pilot study. *The journal of spinal cord medicine* [on-line]. 35(2), 96–101, [cit. 2020-03-10]. ISSN 2045-7723. Dostupné z: doi: 10.1179/2045772312Y.0000000003.

SEZNAM ZKRATEK

10MWT	10 Meter Walk Test
6MWT	6 Minute Walk Test
ADL	activities of daily living
ASIA	American Spinal Injury Association
BLEEX	Berkeley Lower Extremity Exoskeleton
CE	Conformité Européenne
CMP	cévní mozková příhoda
CNS	centrální nervový systém
ČR	Česká republika
DARPA	Defense Advanced Research Projects Agency
DNS	Dynamická neuromuskulární stabilizace
EHPA	Exoskeletons for Human Performance Augmentation
EU	Evropská unie
FDA	Food and Drug Administration
HAL	Hybrid Assistive Limb
ISNCSCI	International Standarts for Neurological Classification of Spinal Cord Injury
ISO	International Organization for Standardization
MET	metabolic equivalent of task
NT	no testable
PNF	Proprioceptivní neuromuskulární facilitace
REX	Reflex Exoskeleton
TUG	Timed Up and Go Test
USD	United States dollar
ZP	zdravotní pojišťovna

SEZNAM OBRÁZKŮ A TABULEK

Seznam obrázků

Obrázek 1 ReWalk exoskeleton 13
Obrázek 2 HAL exoskeleton 14
Obrázek 3 Ekso exoskeleton 15
Obrázek 4 Indego exoskeleton 16
Obrázek 5 REX exoskeleton: pohled zepředu a zboku 17
Obrázek 6 Atalante exoskeleton 17
Obrázek 7 Cybathlon: 6 úkolů v rámci závodu s exoskeletonem 20

Seznam tabulek

Tabulka 1 Kritéria pro využití daného typu exoskeletonu 31
Tabulka 2 Příjmy od ZP v závislosti na počtu pacientů za den 33