



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

Katedra zdravotnických oborů a ochrany obyvatelstva

Vliv modifikací chůze při lokomoční terapii na pacienta s tetraparézou

Effect of Gait Modifications During Locomotion Therapy in Patient with Tetraparesis

Bakalářská práce

Studijní program: Specializace ve zdravotnictví

Studijní obor: Fyzioterapie

Autor bakalářské práce: Tim Petrášek

Vedoucí bakalářské práce: Ing. Aleš Příhoda

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Petrášek** Jméno: **Tim** Osobní číslo: **482855**
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**
Garantující katedra: **Katedra zdravotnických oborů a ochrany obyvatelstva**
Studijní program: **Specializace ve zdravotnictví**
Studijní obor: **Fyzioterapie**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

Vliv modifikací chůze při lokomoční terapii na pacienta s tetraparézou

Název bakalářské práce anglicky:

Effect of Gait Modifications During Locomotion Therapy in Patient with Tetraparesis

Pokyny pro vypracování:

Bakalářská práce se bude zabývat vlivem modifikací chůze na pohybový stereotyp a stabilitu při lokomoční terapii s využitím antigraavačního trenažéru AlterG u pacienta s tetraparézou. Terapii s cílem ovlivnění funkčních poruch chůze a rovnováhy podstoupí pacient po kraniotraumatu v Laboratoři robotické rehabilitace na Fakultě biomedicínského inženýrství ČVUT. V teoretické části budou v rámci literární rešerše popsány současné doporučené léčebné postupy rehabilitace chůze s využitím robotických systémů. Praktická část bude pojednávat o kazuistice pacienta s tetraparézou, který absolvuje lokomoční trénink v antigraavačním trenažéru AlterG. Efektivita bude posouzena porovnáním kvantitativních hodnot z průběhu terapií a kvalitativních údajů ze vstupního a výstupního kineziologického rozboru, baropodometrie a analýzy chůze. Závěrem práce budou výsledky diskutovány proti zjištění klinických studií zahraničních autorů z literární rešerše.

Seznam doporučené literatury:

- [1] SUKONTHAMARN, Kwanyupa, et al. , Effectiveness of Anti-Gravity Treadmill Training in Improving Walking Capacity and Balance in Hemiparetic Stroke Patients: A Randomized Controlled Trial, JOURNAL OF THE MEDICAL ASSOCIATION OF THAILAND, 2019, 102.9: 982-90
- [2] CALABRÒ, Rocco Salvatore, Luana BILLERI, Veronica Agata ANDRONACO, et al., Walking on the Moon: A randomized clinical trial on the role of lower body positive pressure treadmill training in post-stroke gait impairment, Journal of Advanced Research [online], ročník 21, 2020, 15-24 s., ISSN 20901232. Dostupné z: doi:10.1016/j.jare.2019.09.005
- [3] PARK, Jae Ho a Yi Jung CHUNG, Comparison of Aquatic Treadmill and Anti-Gravity Treadmill Gait Training to Improve Balance and Gait Abilities in Stroke Patients, The Journal of Korean Physical Therapy [online], ročník 30, číslo 2, 2018, 67-72 s., ISSN 1229-0475. Dostupné z: doi:10.18857/jkpt.2018.30.2.67

Jméno a příjmení vedoucí(ho) bakalářské práce:

Ing. Aleš Příhoda

Jméno a příjmení konzultanta(ky) bakalářské práce:

Datum zadání bakalářské práce: **15.02.2022**

Platnost zadání bakalářské práce: **22.09.2023**

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou bakalářskou práci s názvem Vliv modifikací chůze při lokomoční terapii na pacienta s tetraparézou vypracoval vypracoval samostatně pouze s použitím pramenů, které uvádím v seznamu bibliografických odkazů.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu § 60 zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů.

V Kladně dne 11.05.2022

.....
Tim Petrášek

PODĚKOVÁNÍ

Touto cestou bych rád poděkoval v první řadě vedoucímu bakalářské práce Ing. Aleši Příhodovi za jeho cenné rady, připomínky a konzultace. Dále děkuji mému probandovi a jeho matce za výbornou spolupráci a aktivní přístup k terapiím. V neposlední řadě patří dík mé rodině a přátelům za veškerou podporu, které se mi dostalo.

ABSTRAKT

Bakalářská práce se zaměřuje na možné ovlivnění kvality stoje a chůze její modifikací u pacienta s centrální spastickou tetraparézou, v rámci lokomočního tréninku na přístroji AlterG.

V přehledu současného stavu je v rámci literární rešerše popsána současná situace na poli robotické rehabilitace chůze u vybraných diagnóz. Přístroje pro robotickou rehabilitaci jsou dále rozděleny do jednotlivých kategorií a zástupci krátce představeni. V kapitole metodika jsou teoreticky popsány vybrané vyšetřovací metody.

Speciální část je zpracována formou kazuistiky. Jsou zde uvedeny informace ze vstupního kineziologického rozboru včetně podrobného popisu průběhu terapií. Ve výsledcích práce jsou terapie zhodnoceny, získané výstupní hodnoty porovnány se vstupními a přehledně zaneseny do tabulek a grafů.

Závěrem je v diskuzi komentován vliv lokomoční terapie pomocí roboticky asistované terapie v návaznosti na výsledky z výstupního vyšetření. Jedná se nejen o parametry chůze a rovnováhy, ale i soběstačnosti při lokomoci.

Klíčová slova

Tetraparéza; lokomoce; rehabilitace; AlterG; antigravitační trenažer; robotická rehabilitace.

ABSTRACT

The bachelor thesis focuses on the possible influence of the quality of standing and walking by its modification in a patient with central spastic tetraparesis, within the framework of locomotor training on the AlterG device.

In a literature review, the current situation in the field of robotic gait rehabilitation for selected diagnoses is described. The robotic rehabilitation devices are further categorized and the representatives briefly introduced. In the methodology chapter, selected examination methods are theoretically described.

The special section is presented in the form of a case report. First, information of the initial kinesiological analysis is presented, including a detailed description of the course of therapy. In the results chapter, the therapies are evaluated, the obtained output values are compared with the input values and clearly entered into tables and graphs.

Finally, the discussion comments on the positive impact of robot-assisted locomotion therapy in relation to the findings of the outcome examination, not only on gait and balance parameters but also on self-sufficiency in locomotion.

Keywords

Tetraparesis; locomotion; rehabilitation; AlterG; antigravity trainer; robotic rehabilitation.

Obsah

1	Úvod	10
2	Cíle práce	11
3	Přehled současného stavu	12
3.1	Poruchy chůze	12
3.1.1	Získané neurologické poruchy lokomoce.....	12
3.1.2	Získané ortopedické poruchy lokomoce.....	17
3.2	Lokomoční poruchy vlivem vrozených onemocnění	20
3.3	Robotické přístroje pro lokomoční rehabilitaci.....	24
3.4	Vybrané robotické přístroje	28
3.4.1	Body weight support treadmill therapy	28
3.4.2	Zařízení typu foot-plates	30
3.4.3	Zařízení typu overground.....	31
3.4.4	Zařízení typu active orthoses	34
3.5	Komplementární technologie lokomoční terapie	34
3.5.1	Virtuální realita.....	34
3.5.2	Funkční elektrická stimulace	35
4	Metodika.....	36
4.1	Vstupní vyšetření.....	36
4.1.1	Anamnéza	36
4.1.2	Vyšetření stoje.....	37
4.1.3	Bergova balanční škála	37
4.1.4	Baropodometrie.....	38
4.1.5	Vyšetření chůze	39

4.1.6	Funkční kategorie chůze.....	40
4.2	Nastavení terapií.....	41
5	Speciální část	43
5.1	Vstupní vyšetření.....	43
5.1.1	Anamnéza	43
5.1.2	Vyšetření stoje.....	45
5.1.3	Bergova balanční škála	46
5.1.4	Baropodometrie.....	47
5.1.5	Vyšetření chůze	48
5.1.6	Funkční kategorie chůze.....	49
5.2	Průběhy terapií.....	49
6	Výsledky	58
6.1	Vyhodnocení terapií.....	58
6.2	Porovnání se vstupními daty	59
6.2.1	Vyšetření stoje.....	59
6.2.2	Bergova balanční škála	60
6.2.3	Baropodometrie.....	61
6.2.4	Vyšetření chůze	62
6.2.5	Funkční kategorie chůze.....	63
7	Diskuze.....	64
8	Závěr.....	70
9	Seznam použitých zkratk.....	71
10	Seznam použité literatury	74
11	Seznam použitých obrázků	85

12	Seznam použitých tabulek.....	86
----	-------------------------------	----

1 ÚVOD

Robotická rehabilitace zažívá v posledních dvou dekadách značný rozmach, přináší kladné výsledky a není tedy překvapením, že se těší zájmu jak ze strany pacientů, tak terapeutů.

Statistiky ukazují, že příčinou disabilit spojených s traumatickým poškozením mozku jsou převážně dopravní nehody. Mezi vzniklými neurologickými poruchami mají značný, ne-li primární podíl právě poruchy chůze. Šance jejich ovlivnění jsou velmi individuální podle závažnosti úrazu. Studie však naznačují, že u pacientů, kteří současně neutrpěli kompletní míšní přerušeni, alespoň částečná restituce bývá možná. V posledních letech přichází ke slovu právě i robotická rehabilitace, která prokazuje převahu benefitů.

S přístrojem AlterG jsem měl možnost se poprvé seznámit na Fakultě biomedicínského inženýrství ČVUT v Praze. Zaujala mě jeho principiální jednoduchost a zároveň jeho kladné výsledky v rámci publikovaných studií. Zároveň se od studia na gymnáziu více zajímám o moderní technologie, tudíž jsem s volbou tohoto tématu, které právě tyto technologie a rehabilitaci spojuje, ani chvíli neotálel.

2 CÍLE PRÁCE

Primárním cílem bakalářské práce bude prokázat pozitivní účinek roboticky asistované rehabilitace chůze na pacientovu stabilitu jak při chůzi, tak ve stoji. Výsledky budou měřeny a porovnány pomocí standardizovaných testů a kvantitativních dat získaných z využitých přístrojů.

Mezi dílčí cíle patří: Seznámit čtenáře se současným stavem robotické rehabilitace chůze a porovnat data získaná z vlastních terapií oproti těmto poznatkům.

3 PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU

Schopnost chůze závisí na mnoha faktorech, primárně však motorických a sensorických, přičemž příčina její poruchy může být dána patologií jednoho, nebo obou těchto systémů zároveň [1].

Lokomoční poruchy lze rozdělit nejnázve na získané a vrozené. V následujících několika kapitolách bude vypracován přehled současné literatury se zaměřením právě na získané poruchy a bude zmíněno několik příkladů terapie s využitím robotických systémů uváděných v odborných článcích.

3.1 Poruchy chůze

3.1.1 Získané neurologické poruchy lokomoce

Ztráta schopnosti chůze neurologické etiologie není ničím výjimečným, dokáže však velmi negativně ovlivnit pacientův každodenní život. Nejen proto je obnova této schopnosti jedním z hlavních cílů rehabilitace. Možností kde lze robotické systémy aplikovat je mnoho, ať se jedná o onemocnění jako je Parkinsonova choroba, roztroušená skleróza, nebo i poranění míchy či mozku [2].

Chůze neurologických pacientů je samozřejmě individuální a specifická pro každé onemocnění či příčinu, obecně lze však říct, že může být narušena stabilita, snížena mobilita, nebo přítomna asymetrie stereotypu chůze [2].

Traumatologická neurologická poranění

Robotická rehabilitace pacientů s neurologickou poruchou chůze traumatologické etiologie je předmětem řady studií. Statistiky ukazují, že u značné části lidí je v případě neúplného motorického přerušení naděje na obnovení alespoň části lokomoce [3].

Je prokázáno, že u pacientů s částečným motorickým deficitem může rehabilitace za pomoci robotických přístrojů zlepšit jak kvalitativní, tak i kvantitativní parametry chůze [3] a s tím i související sebeobsluhu. Řada studií se však zabývala v případě traumatologických neurologických poranění jen kazuistikami, či probíhala na malém vzorku pacientů [4].

Jedna z mála studií, která čítala větší množství účastníků, byla publikována roku 2012. Celkem 80 pacientů po neúplném míšním přerušení bylo rozděleno do dvou stejně početných skupin. Výzkum probíhal po dobu osmi týdnů, během kterých obě skupiny podstoupily sérii 40 terapií spočívajících v hodinovém tréninku chůze. Sledovaná skupina podstoupila polovinu každého z těchto tréninků na přístroji Lokomat. Současně všichni účastníci absolvovali každodenní terapie pro snížení spasticity, které spočívaly primárně v mobilizacích a cvicích protahovacích pod úrovní poranění páteře [5].

Lokomat disponuje možností odlehčení pacienta, to bylo v úvodu nastaveno na 60 % váhy každého z účastníků ve sledované skupině a dále individuálně dle potřeby upravováno, ne však na méně než 25 %. Rychlost pásu byla taktéž volena na míru každému jedinci tak, aby byla lokomoce co nejpohodlnější. Vstupní a výstupní hodnoty byly měřeny pomocí zavedeného desetimetrového a šestiminutového testu chůze, upraveného Walking Index for Spinal Cord Injury testu a mj. pomocí Ashworthovy škály spasticity [5].

Výsledky sice neukázaly značný rozdíl ve zlepšení rychlosti chůze nebo snížení spasticity – zde dosáhly stejných hodnot obě skupiny, naproti tomu ti pacienti, kteří podstoupili terapii na Lokomatu se zlepšili jak ve výdrži, tak ve svalové síle dolních končetin [5].

Dle studií je spasticita přítomna až u 78 % pacientů po traumatu CNS, přičemž mimo omezování každodenních aktivit (ADL) způsobuje také značnou bolest. Sníženou spasticitu se některým studiím podařilo prokázat nejen u přístroje Lokomat, ale i u řady dalších exoskeletonů jako jsou ReWalk nebo Ekso, nicméně vzorek pacientů byl velmi malý, pro validitu je tedy nutno provést další výzkum v této oblasti [4].

V Rehabilitačním ústavu Kladruby se roku 2019 rozhodli autoři zjistit jaká je maximální možná rychlost nácvičku lokomoce na přístroji Lokomat u pacientů s kompletním míšním přerušáním (KMP). U takovýchto pacientů je v současné době jedinou možností na samostatnou lokomoci využití exoskeletonu, který umožňuje pohyb v prostoru (např. ReWalk). Tyto bionické nositelné obleky však nedosahují takových rychlostí, které by byly pro pacienty dlouhodobě přijatelné. Rovněž valná většina z nich nedokáže za nositele udržet stabilitu, je tedy nutné využít dalších lokomočních pomůcek. Studie naznačují, že pro náhradu invalidního vozíku k pohybu ve společnosti potenciálním exoskeletonem, musí být schopen vyvinout rychlost alespoň 2,1 km/h – to však současná technologie neumožňuje [6].

Zda je jedinec s KMP schopen této rychlosti bez vedlejších účinků dosáhnout zkoumala zmíněná studie na šesti pacientech. Ti byli schopni dosáhnout rychlosti až 2,2 km/h a zároveň na konci každé z terapií hlásili razantně menší bolesti. Studie končí slovy, že je nutný další výzkum v této oblasti, aby měli výrobci dostatek dat pro návrh nové generace exoskeletonů, která dokáže nejen dosáhnout těchto rychlostí, ale bude taktéž disponovat schopností udržovat nositelovu stabilitu [6].

Cévní mozková příhoda

Cévní mozková příhoda (CMP) je dle WHO druhou nejčastější příčinou umrtí na světě, přičemž schopnost chůze ztrácí 1/3 přeživších. Hlavním cílem rehabilitace je tedy obnova této funkce. Cest je hned několik, ať už se jedná o konvenční rehabilitaci, kdy se snažíme cvičením posílit jednotlivé svaly, nebo pokročilejší techniky, jako je třeba Bobath koncept [7].

CMP celosvětově přežije ročně více jak 80 milionů lidí (2016), přičemž zároveň roste počet těch, kteří si nesou dlouhodobé následky, a to i přes fakt, že incidence CMP samotné klesá. To se přisuzuje hlavně neustále se zvětšující a stárnoucí populaci [8].

Výzkumníci se shodují, že smysluplné zlepšení motorické poruchy u většiny pacientů je možné, počet terapií, které musí pacient podstoupit je však stále otázkou, i přestože se jejich doporučený počet v posledních 5 letech (data k 4/2020) zvýšil [9]. Jsou však studie, které ukazují na fakt, že i zvýšená dávka rehabilitace nemusí mít žádný vliv [8]. Pokud však ke zlepšení došlo, dosáhli ho pacienti v akutní/subakutní fázi, z čehož vyplývá nutnost začít s rehabilitací co nejdříve. Stejně pozitivně dopadly také studie, kde terapie za pomoci robotického systému probíhala v kombinaci s konvenční fyzioterapií [10].

Ve studii provedené roku 2019 bylo sledováno 29 pacientů po prodělané CMP. Jedné polovině byla přidělena terapie pomocí konvenční fyzioterapie, té druhé k ní byla navrch přidána ještě terapie na antigravitačním trenažéru (AGT), 30 minut denně, 5x týdně, po dobu jednoho měsíce. Sledováno bylo několik faktorů: celková analýza chůze, test rovnováhy, 6minutový test chůze (angl. 6-min walk test, 6MWT) a test Functional Ambulation Category (funkční kategorie chůze, FAC) [8].

U obou skupin došlo na konci studie ke zlepšení ve všech kategoriích, avšak například v 6MWT byla lepší skupina kontrolní, naopak lepších výsledků dosáhla sledovaná skupina v testu rovnováhy [8].

V jiné studii z roku 2018 byl kromě AGT zkoumán také vliv vodního chodníku (VCH). Vzorek probandů čítal 9 pacientů na VCH, 8 pacientů na AGT a 10 pacientů v kontrolní skupině (KS). Studie probíhala opět po dobu jednoho měsíce, konvenční terapie byla poskytována všem 5x týdně, chodníky byly využívány 3x týdně. Všichni pacienti, kteří se studie účastnili, neměli žádnou předchozí zkušenost s robotickou rehabilitací/danými přístroji a prodělali CMP minimálně 6 měsíců před začátkem studie. Všichni museli být také schopni sami ujít 10MWT s/bez asistence, mít zhoršenou rovnováhu, být schopni se verbálně dorozumět aj. [11].

Autoři v obou přístrojích viděli skvělou cestu, jak zlepšit symetrii chůze pacientů i jejich rovnováhu. To se jim také na konci výzkumu potvrdilo. Hodnocení probíhalo pomocí 10MWT, Bergovy balanční škály a testu timed up and go. Ke zlepšení došlo u všech sledovaných. U skupin, které absolvovaly roboticky asistované terapie, došlo k většímu zlepšení napříč testy, na rozdíl od skupiny kontrolní. Mezi skupinami na chodnících však žádný statisticky větší rozdíl nebyl. Jako jeden z důvodů autoři vidí fakt, že si obě metody jsou podobné – u obou metod je dolní polovina těla pacienta nadnášena/jištěna, a tím stabilizováno jejich těžiště. Oni se poté mohou soustředit na chůzi samotnou. Na závěr uvedli, že vzorek pacientů byl menší a bylo by vhodné, aby studie probíhala déle [11].

Další studie z roku 2019 probíhala na vzorku 50 probandů po prodělané CMP v posledních 6 měsících a 25 zdravých kontrolních jedincích, za velmi podobných kritérií jako studie předchozí. Tentokrát byla sledovaná skupina rozdělena v poměru 50:50, kdy jedna polovina dostala terapii na AlterG a ta druhá na jednom z typů závěsného chodícího pásu (Treadmill Gait Training, TGT). Očekávání byla taková,

že probandi kteří podstoupí terapii na AlterG dosáhnou lepších výsledků, než ti s terapií na TGT [12].

Sledovaní pacienti, kteří absolvovali terapie na chodnících, obdrželi terapii po dobu 40 minut, 6x týdně, po dobu jednoho měsíce. Kontrolní skupina podstoupila terapii jen na AlterG, po stejnou dobu. I přesto, že na konci studie dosáhli obě sledované skupiny lepších výsledků než na začátku, se hypotéza autorů potvrdila. Skupina, jež podstoupila terapii na AlterG, dosáhla výsledků lepších jak ve zvýšení rychlosti chůze, tak např. ve zlepšení aktivace jednotlivých svalů. Autoři opět také uvádí nutnost dalších studií, mj. z důvodu odlišné plasticity mozku jedinců, různého stupně odlehčení v AlterG, které bylo aplikováno, nebo možného vlivu terapeuta během dozoru na správný chod terapie [12].

3.1.2 Získané ortopedické poruchy lokomoce

Robotická rehabilitace má své slovo také v oblasti ortopedických operací, např. po totálních endoprotézách kyčelních/kolenních kloubů, kdy je rovněž rehabilitace chůze vyžadována. Konvenční postoperativní rehabilitace spočívá primárně v posilování přidružených svalů a nácviku chůze [13].

Jedna z prvních rozsáhlých studií, která se zabývala robotickou rehabilitací po totální endoprotéze (TEP) kyčelního kloubu, proběhla mezi lety 1999 a 2001 na chodícím pásu disponujícím systémem pro odlehčení pacienta (název přístroje nebyl specifikován). Výzkumníci si byli vědomi faktu, že po zmíněném zákroku je nutné realizovat v prvních týdnech nácvik chůze za pomoci francouzských holí [13].

Zároveň v té době již proběhla řada studií zabývajících se rehabilitací poruch chůze neurologické etiologie na obdobných robotických zařízeních, která se zdála být značně efektivní. Primárně byla pozitiva viděna ve schopnosti přístroje udržet

pacientovu váhu konstantně a kontrolovaně, díky čemuž je poté eventuelně schopen vykonat značně větší množství kroků než při běžném nácviku chůze [13].

Do studie bylo zahrnuto po vyřazení nevhodných kandidátů celkem 80 pacientů po podstoupené TEP kyčelního kloubu, přičemž byli ve stejném poměru rozdělení na sledovanou a kontrolní skupinu. Každý ze zúčastněných pacientů byl vždy sledován po dobu 10 pracovních dní a obě skupiny v tyto dny podstoupily terapie trvající 45 minut. Sledovaná skupina strávila prvních pět dní chůzí na pásu 25 minut a následným cvičením 20 minut, zbytek sledovaného období strávili sledovaní pacienti chůzí na pásu 35 minut a individuální cvičení zabralo 10 minut [13].

Individualizovaná cvičení zahrnovala v případě sledované skupiny pasivní mobilizace kolenního a kyčelního kloubu. Náplň cvičebních jednotek kontrolních pacientů zahrnovala navíc posilovací cvičení pro DK, PNF a nácvik chůze po rovné ploše a schodech. Mimo tato cvičení pacienti rovněž docházeli na různé fyzikální terapie zahrnující masáže, pozitivní termoterapie, ultrazvuk, skupinové terapie v bazénu aj. [13].

V rámci rehabilitace chůze na chodícím pásu byl stupeň odlehčení nastaven na 15 % původní tělesné hmotnosti, což je podle autorů stejné procento, které poskytují francouzské hole. Počáteční rychlost pásu byla nastavena dle individuálních schopností každého jedince v rozmezí 1,8 a 3,6 km/h a graduálně byla zvyšována u většiny pacientů. Markantní rozdíl mezi sledovanou a kontrolní skupinou spočíval v množství vykonaných kroků, kterého byli pacienti schopni za daný čas dosáhnout. Zatímco během nácviku chůze pomocí holí vykonali pacienti 100 až 150 kroků, tak jich každý jedinec na chodícím pásu vykonal 1000 až 1500 [13].

Jako primární zhodnocení výsledků sloužilo Harris hip score (HHP), přímo určené pro pacienty po TEP kyčle. Jedná se o dotazník se šesti kategoriemi, čítající např. stupeň bolesti, nebo pasivní rozsah kyčelního kloubu. Maximální možná

(optimální) bodová hodnota je 100. Sekundárně byla sledována svalová síla na operované straně současně s rychlostí a symetrií chůze. Sběr proběhl ihned po opuštění studie (vzorek: 39 sledovaná skupina, 40 kontrolní skupina), po 3 měsících (35 sledovaná, 35 kontrolní) a po 12 měsících (26 sledovaná, 24 kontrolní) [12].

Poté co byla všechna data z HHP porovnána, došli autoři k závěru, že k signifikantnímu zlepšení došlo u skupiny, která podstoupila terapie na chodícím pásu. Sledovaná skupina navíc lepších výsledků v tomto dotazníku dosahovala i v následných kontrolách. Hlavní rozdíl spočíval ve vzdálenosti, kterou byli pacienti schopni zdolat a bolesti kterou hlásili. V sekundárních hodnotách se zlepšili sledovaní pacienti také, až na rychlost chůze, kde byl mezi skupinami rozdíl statisticky bezvýznamný. Jako velmi pozitivní uváděli autoři rovněž fakt, že hole byli schopni sledovaní pacienti opustit po třech týdnech, zatímco kontrolní až po osmi [13].

Poměrně novější studií, která probíhala na přelomu roků 2016 a 2017 ve španělské Valencii, se v tomto případě účastnili pacienti po TEP kolenního kloubu. Rozdělení byli opět do dvou skupin, přičemž obě byly pozorované po dobu pěti dní. Sledovaná skupina podstoupila sérii terapií na korejském přístroji Morning Walk, který patří do kategorie end-effectorů. Po posouzení kooperativního stavu pacientů byly zvoleny následující parametry přístroje jako optimální: délka kroku 40 cm, kadence 40 kroků/min., rychlost 0,98 km/h, 100% aktivita přístroje a 100% odlehčení. Počet kroků byl stanoven na 200. Stejný počet podstoupila i skupina kontrolní, v tomto případě za pomoci páru holí, chůzí po rovném povrchu [14].



Obrázek 1 - Morning Walk (zdroj: kasihkaruniakelpt.com)

Takto byly terapie vedené třikrát denně, po dobu pěti po sobě jdoucích dní. Současně pacienti podstupovali terapie konvenční fyzioterapií, jejíchž součástí byla pozitivní termoterapie a pasivní pohyby. Do výsledků bylo započítáno 9 pacientů ze sledované skupiny a 5 z kontrolní. Sledovaná skupina dosáhla znatelně lepších výsledků ve svalové síle m. biceps femoris a m. vastus medialis [14].

3.2 Lokomoční poruchy vlivem vrozených onemocnění

Jako zástupce vrozeného onemocnění projevující se mimo jiné i lokomoční poruchou a které má hojně zastoupení ve studiích zabývajících se robotickou rehabilitací je nutné zmínit dětskou mozkovou obrnu (DMO). Jedná se o neurologické onemocnění počínající v raném dětství, které pacienty provází celý život. DMO je pojem, který zahrnuje několik neprogresivních, avšak mnohdy závažných symptomů [15].

Mezi hlavní příčiny, které DMO způsobují patří mj. předčasný porod, asfyxie během porodu, infekce, nebo problémy s příjmem potravy [16]. Pacienti s DMO se většinou vyznačují poruchami chůze, postury, méně vyspělou centrální nervovou soustavou (CNS), celkovou slabostí, inkoordinací, či spasmu [17]. Mimo zhoršenou komunikaci mohou být přítomny i problémy s chováním. [16].

Jelikož zatím neexistuje žádný lék či operace, která by dokázala poškozenou CNS opravit, spočívá léčba převážně ve zlepšování či udržování kvality života a zabraňování dalším komplikacím. Zlepšování kvality života a samostatnosti spočívá hlavně v rehabilitaci chůze a stejně jako v předchozích případech se do popředí dostávají robotické systémy [16].

Co se týče rehabilitace DMO, je nejlepší ji začít co nejdříve. Vědci se napříč studii shodují na tom, že děti na rozdíl od dospělých disponují větší neuroplasticitou a roboticky asistovaná fyzioterapie by se u nich mohla těšit mnoha zlepšení nejen v oblasti lokomoce [18]. Pro rehabilitaci lze např. využít pediatrickou verzi švýcarského přístroje Lokomat, kterou mohou využít děti už od 4 let (resp. děti, jejichž stehenní kost měří alespoň 21 a maximálně 35 cm). Dle výsledků a průběhu rehabilitace je možné stejně jako u klasického modelu pozměnit nastavení přístroje [19].

Ve studii z roku 2013 bylo sledováno 52 dětí ve věku od 6 do 13 let, přičemž rozdělení proběhlo na dvě stejné poloviny. Kontrolní skupina podstoupila konvenční fyzioterapii a sledovaná skupina dostala nad rámec terapii na přístroji Lokomat. Obě skupiny podstoupily 20 terapií, které byly cíleny na zlepšení motoriky, stability sedu, stoje a přípravě na chůzi. V obou skupinách bylo sledováno několik faktorů jako např. délka a šířka kroku, rychlost, nebo pohyby pánve [17].

Na konci tohoto měsíc trvajícího výzkumu došli autoři k závěru, že mezi oběma skupinami nebyl žádný signifikantní rozdíl ve sledovaných parametrech. Jako jeden z možných důvodů tohoto výsledku vědci uvádějí samotný princip fungování přístroje Lokomat, který spočívá v pasivním pohybu dolních končetin pacienta. Studie ukázaly, že pro lepší motorické učení a jeho uchování je lepší, když pacient vykonává pohyby aktivně sám. Stejně jako v několika výše zmíněných studiích vědci zmiňují fakt, že se jedná o kompletně nový přístup v rehabilitaci a bude nutné, aby

na tuto studii navázaly další, které budou probíhat o něco déle a čítat více probandů [17].

Dalším z přístrojů, který byl pro potenciální robotickou rehabilitaci DMO zkoumán, je Gait Trainer GT 1, který se dříve těšil úspěchů v rehabilitaci CMP. V reakci na tyto pozitivní výsledky a tehdejší absenci studie kde by byl využit právě pro rehabilitaci DMO, byla v roce 2011 vypracována nová studie, která se touto problematikou zabývala. Zahrnuto bylo celkem 18 jedinců ve věku od 10 do 18 let, přičemž nutností bylo mj. zvládnout 10 metrový test chůze (10 minute walk test, 10MWT) s/bez pomůcky a zvládnout sedět bez pomoci [20].

Výzkum probíhal po dobu dvou týdnů, každý pracovní den s tím, že každá terapie trvala 40 minut. Ve zkoumané skupině podstoupili účastníci půl hodiny lokomoční terapie na přístroji Gait Trainer a následně 10 minut pasivní mobilizace kloubů přítomným fyzioterapeutem. Pokud daný účastník zvládl ve stejné fázi kroku udržet koleno zamčené a na konci terapie nepociťoval únavu, či diskomfort, další den mu byla pozměněna náročnost a to např. zvýšením rychlosti, či snížením stupně odlehčení. V kontrolní skupině účastníci podstoupili stejné množství terapií, které obsahovaly pasivní mobilizace kloubů, protahování svalů obou dolních končetin a zároveň sérii cviků posilovacích, nebo balančních [20].

Vstupní a výstupní hodnoty byly měřeny pomocí:

- 10metrového testu chůze;
- 6minutového testu chůze;
- WeeFIM škály pro děti s DMO, která zkoumá schopnost sebeobsluhy, mobility a kognice;
- 3D analýzy chůze za pomoci 6 infračervených kamer;
- statistické analýzy.

I přes poměrně krátký průběh studie autoři zjistili v závěru významný rozdíl mezi skupinou sledovanou a kontrolní. Účastníci, jenž podstoupili terapii na přístroji Gait Trainer se na rozdíl od kontrolní skupiny zlepšili v obou testech chůze a zlepšil se také jejich pohyb v kyčelních kloubech ve všech fázích kroku [20].

Jako velmi pozitivní výsledek považovali autoři také fakt, že i po měsíci, kdy proběhlo další přeměření, tak děti nevykazovali žádné zhoršení, naopak zde byl i trend dalšího pokračujícího zlepšení do budoucna. Po neformálním rozhovoru s rodiči daných účastníků to bylo přisouzeno mj. faktu, že po tréninku na přístroji děti viděli své kladné výsledky a byly nadále motivované chůzi trénovat i během svých denních aktivit [20].

3.3 Robotické přístroje pro lokomoční rehabilitaci

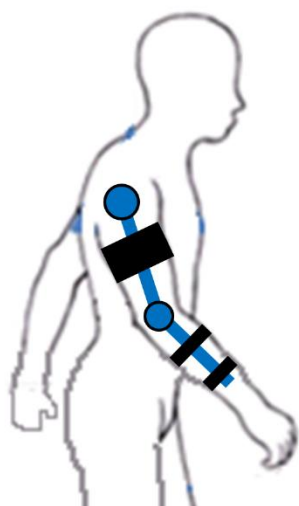
Obecně lze říct, že robotické přístroje nejen pro lokomoční terapii byly vytvořeny za účelem náhrady stereotypní a fyzicky namáhavé konvenční terapie, přičemž v posledních několika letech zažily dynamický rozvoj [2]. Velkým přínosem robotické rehabilitace je fakt, že terapie mohou být vždy přesně cílené na danou oblast, jsou konzistentní, a že robotické přístroje dokážou sami zaznamenávat zpětnou vazbu z průběhu terapie. Jako minus se uvádí vysoká pořizovací cena a náročnost implementace na daném pracovišti [21]. Robotické systémy v rehabilitaci se dají kategorizovat následovně, podle [22]:

Tabulka 1 – Rozdělení přístrojů pro robotickou rehabilitaci (zdroj: www.iisart.org)

Mechanické konstrukce	<ul style="list-style-type: none">• exoskeletony• end-efektory
Segmentální zaměření	<ul style="list-style-type: none">• horní končetiny• dolní končetiny
Úroveň podpory pohybu	<ul style="list-style-type: none">• pasivní pohyb• aktivní asistovaný pohyb• aktivní pohyb

Exoskeleton

Zařízení vybavená touto mechanickou konstrukcí disponují robotickými ortézami, které se připevňují ke končetinám ze zevní strany [22]. Dle typu terapie mohou ortézy buď samostatně vykonávat pasivní pohyby, nebo může být pro provedení pohybu vyžadována interakce pacienta [2]. Mohou být využívány jak samostatně, tak v kombinaci s chodícím pásem, závěsnými systémy pro pacientovo odlehčení, nebo komplementárními prostředky jako je elektrická stimulace či virtuální realita (VR) [22]. V rámci rehabilitace chůze sem řadíme např. přístroje Lokomat, ReoAmbulator, LOPES, Anklebot, ALEX, nebo ICRO [2].



Obrázek 2 - Exoskeleton pro HK
(zdroj: www.iisart.org)



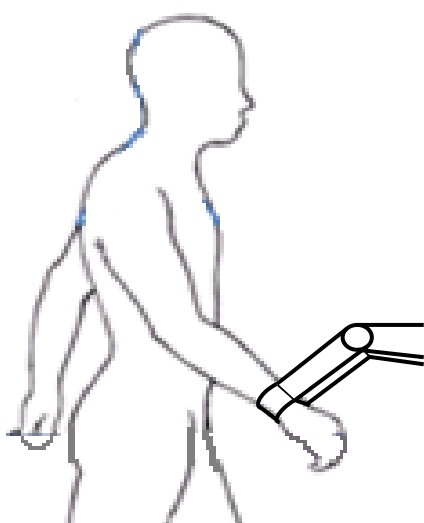
Obrázek 3 - Exoskeleton pro DKK
(zdroj: www.iisart.org)

Tabulka 2 - Výhody a nevýhody exoskeletonů (zdroj: www.iisart.org)

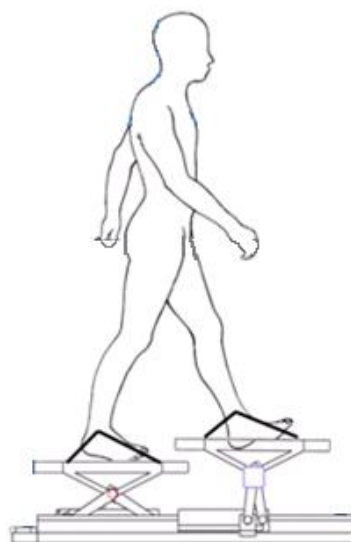
Výhody	Nevýhody
Pohyby jsou předem jasně určené a cílené	Exoskeleton musí být upevněn přesně vůči osám těla
Pohyby jsou fyziologické	Náročnost na individuální nastavení
Přesná data o pozici kloubů a síle, kterou dokáží vyvinout	Možné individuální anatomické obtíže

End-effector

Princip mechanické struktury spočívá v jediném bodě, kterým je přístroj ke končetině v distální části fixován. Výhodou je poměrně snadná manipulace a užívání, neboť není nutné nastavovat přesné pozice ortéz vůči kolenním a kyčelním kloubům. Absence těchto ortéz však může být brána i jako nevýhoda u pacientů s těžšími poruchami lokomoce, kdy může být vyžadována asistence terapeuta [23]. Řadíme sem např. přístroje GT, G-EO System, nebo Lokohelp [2].



Obrázek 4 – End-Effector pro HK
(zdroj: www.iisart.org)



Obrázek 5 – End-Effector pro DKK
(zdroj: www.iisart.org)

Tabulka 3 - Výhody a nevýhody end-effectorů (zdroj: www.iisart.org)

Výhody	Nevýhody
Jednoduchá konstrukce a ovládání	Menší možnost kontroly provedeného pohybu
Snadné individuální nastavení	Menší množství dat o vyvinuté síle a pozici kloubů
	Možné poranění kloubu nepřirozeným pohybem

V rámci robotické rehabilitace horních končetin rozdělujeme přístroje na **unilaterální** a **bilaterální**, přičemž také kategorizujeme lokalizaci, např. na loketní kloub, články prstů apod. Rovněž sledujeme počet stupňů volnosti [22].

Přístroje sloužící pro lokomoční rehabilitaci můžeme rozdělit následovně:

- **Treadmill:** Terapie na chodícím pásu, možnost odlehčení (angl. body-weight support), často kombinováno s exoskeletem či VR.
- **Foot-plates:** Terapie na zařízení typu end-effector, které disponuje deskami, na které se umístí chodidla pacienta. Desky poté simulují různé chůzové vzorce. Je zde také možnost odlehčení a VR.
- **Overground:** Přístroj poskytující odlehčení se pohybuje s pacientem, vyžaduje však volní svalovou aktivitu.
- **Active orthoses:** Zařízení spadající do exoskeletonů, využívají se nejen v rámci terapie na chodícím pásu. Kontrolují pozici kloubů dolní končetiny a kompenzují jejich oslabení [22].

3.4 Vybrané robotické přístroje

3.4.1 Body weight support treadmill therapy

Antigravitační trenážér AlterG

AlterG je poměrně novým přístrojem v rehabilitaci, který bude rovněž využit v praktické části této práce. Mimo rehabilitaci např. následků CMP najde uplatnění i u pacientů po různých ortopedických operacích, u dětí s dětskou mozkovou obrnou, nebo i v případě vrcholových sportovců [24]. AlterG funguje na principu uzavřeného vaku, který obklopuje pacientovi dolní končetiny do výšky pasu, ve kterém je během terapie dosaženo přetlaku. Aby došlo k dokonalému uzavření komory, má na sobě pacient po dobu trvání terapie oblečené speciální vzduchotěsné šortky, které se připnou k horní části vaku. Přístroj poté provede kalibraci, kdy se přizpůsobí danému jedinci, který si poté může zvolit např. stupeň odlehčení (až na 80 % původní tělesné váhy), rychlost chůze, nebo náklon pásu, který se nachází na spodní části přístroje [25], [26]. V porovnání s konvenční fyzioterapií napříč studii a diagnózami dosahuje velmi pozitivních výsledků a těší se tak i velké spokojenosti ze stran pacientů samotných [7].



Obrázek 6 – AlterG Via 400, pohled zezadu (zdroj: www.alterg.com)

Lokomat

Byl vyvinutý na přelomu tisíciletí ve Švýcarském Curychu. Jeho vznik měl podpořit zefektivnění terapie pacientů na již existujícím pohyblivém pásu a zároveň snížit zátěž na terapeuty, kteří by museli jinak pasivní pohyby za pacienty vykonávat vlastnoručně [27].

Lokomat se skládá z pevné konstrukce exoskeletonového typu, pohyblivého pásu, ramene, které tvoří zavěšený systém pacienta v popruzích a pohyblivých ortéz, které se k pacientovým dolním končetinám před terapií připevní [6]. Dále může být přístroj vybaven také obrazovkou, která se nachází v úrovni očí pacienta, kde může sledovat průběh terapie (tzv. biofeedback) případně virtuální prostředí pro větší zainteresovanost do terapie [27]. Maximální rychlost pásu a zároveň tedy chůze samotné činí 0,9 m/s (3,24 km/h). Celý přístroj disponuje škálou možností nastavení tak, aby dokázal obsloužit co nejvíce individuálních pacientů [6].



Obrázek 7 – Lokomat Pro (zdroj: Hocoma, Switzerland; www.hocoma.com)

ReoAmbulator

Tento přístroj funguje na stejném principu jako Lokomat, avšak na rozdíl od něj nedisponuje schopností dynamicky měnit odlehčení pacienta v průběhu terapie v závislosti na napětí a poloze závěsného lana. Pohyblivé ortézy, pás, či obrazovka jako v případě Lokomatu přítomny jsou [2].



Obrázek 8 - ReoAmbulator (zdroj: www.motorica.com)

3.4.2 Zařízení typu foot-plates

Gait Trainer GT I

Německý Gait Trainer GT I (GT), původně ve studiích využívaný pro pacienty po CMP, se v rehabilitaci chůze těšil poměrně velké úspěšnosti [20]. K signifikantnímu zlepšení došlo nejen v rychlosti chůze, nebo výdrž, ale i v délce kroku, nebo kadenci [2]. GT disponuje závěsným systémem, ve kterém je pacient zajištěn. Jedná se o zařízení typu end-effector, pohybu je tedy dosaženo pomocí dvou pohyblivých desek nacházejících se pod každým chodidlem, které podobně jako pedály u bicyklu simulují stojnou a švihovou fázi v poměru 3:2 [20].

Po více jak 20 letech byla představena nová verze tohoto přístroje s označením GT II. Mimo modernější design je chod přístroje tišší, konstrukce robustnější a přibyla dotyková obrazovka pro ovládání [28].



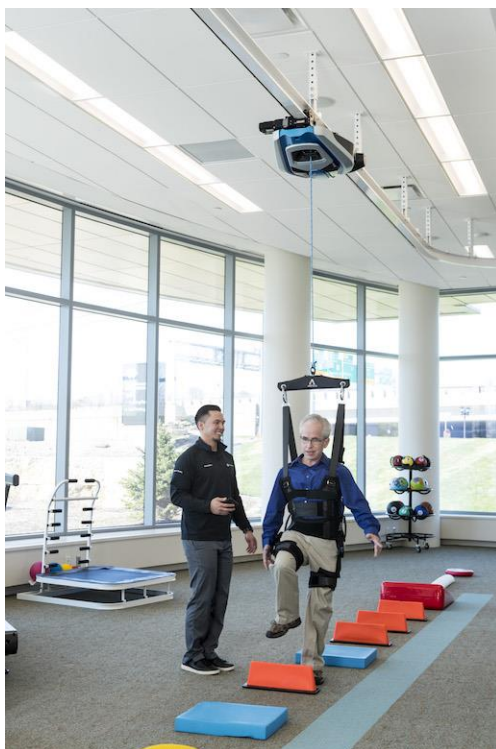
Obrázek 9 - Gait Trainer GT II (zdroj: www.reha-stim.com)

3.4.3 Zařízení typu overground

Pacient se v rámci terapie za pomoci tohoto zařízení pohybuje po předem určené trase, na které ho systém pro odlehčení následuje. Kvůli nepřítomnosti exoskeletonu musí mít pacient alespoň částečně zachovalou schopnost lokomoce [22].

ZeroG

Zařízení pro rehabilitaci lokomoce ZeroG pocházející z USA se skládá z kolejnice připevněné ke stropu místnosti a systému pro odlehčení, který se po ní pohybuje. Současně je schopno predikovat pacientův záměr pro vykonání pohybu včetně jeho směru, nebo potenciální pád [29]. I přes to že ZeroG nebylo vyvinuto pro žádnou specifickou diagnózu [30], využití našlo v rámci několika studií, které zahrnovaly např. pacienty se spinálním poraněním, nebo prodělanou CMP [20].



Obrázek 10 Lokomoční terapie na ZeroG
(zdroj: www.aretchllc.com)

Powered exoskeletons

Do této kategorie se řadí opět výše zmíněné exoskeletony. U těchto bionických nositelných obleků však není nutná fixace na pohyblivý pás, či závěsný systém a mimo samotnou chůzi v prostoru pacient procvičuje i třeba stabilitu [2]. Tento typ exoskeletonu byl vyvinut především pro rehabilitaci chůze u pacientů se spinálním poraněním [6].

ReWalk

Jako příklad může sloužit např. přístroj ReWalk. Celý systém se skládá z kostry přístroje samotného a páru pohyblivých kyčelních a kolenních kloubů poháněných drobnými motory, které jsou napájené baterií. Dále je přítomna řada senzorů a výpočetní kontrolní zařízení, které je uloženo v batohu, který pacient sám nese na zádech během používání exoskeletonu. Systém se tedy obejde bez připojení k elektrické síti, či nutnosti být upevněn pomocí popruhů k závěsnému systému [31].

Ovládání probíhá pomocí drobných pohybů trupu, které snímá malé zařízení podobající se hodinkám, jež má pacient připevněné na zápěstí. Zařízení operuje ve třech programech, a to: chůze, sed a stoj. Při zvolení programu chůze je nutné, aby pacient vyvinul snahu o krok nakloněním trupu těla, což bude zaznamenáno senzory a následně pomocí softwaru a motorů převedeno v lokomoci samotnou. Jako u výše zmíněných trenažerů, je možné exoskeleton nastavit tak, aby vyhovoval individuálně každému jedinci, ať už pomocí nastavení optimální flexe v kotníku za pomoci různého stupně utažení přítomného šroubu, či vypočtení optimálních parametrů chůze pomocí speciálního softwaru. Pokud pacient pohyb v trupu neovládá, je možné senzory kompletně obejít a jednotlivé kroky spustit jen pomocí zařízení na zápěstí [31].

Pro obsluhu přístroje je nutné, aby měl pacient zachovalou plnou funkčnost v obou horních končetinách, zároveň v zařízení také nedosáhne takových rychlostí jako by bylo možné např. v invalidním vozíku. I přes zpočátku složitější obsluhu je hlavní výhodou fakt, že se pacient může dostat na dříve nepřístupná místa, zatímco udržuje vzpřímenou polohu [31].



Obrázek 11 - ReWalk (zdroj: www.rewalk.com)

3.4.4 Zařízení typu active orthoses

Anklebot

Anklebot byl vyvinutý mezi lety 2003 – 2004 na americkém MIT [32]. Jak název napovídá, tento přístroj je zaměřen na hlezenní kloub, jakožto kriticky důležitou součást rovnováhy a lokomoce. Využití najde např. u pacientů po CMP, jejíž součástí bývá i paréza n. peroneus. Anklebot se připevní pomocí popruhů pod kolenním kloubem na postiženou končetinu. Pacient je během terapie usazený a snaží se vyvolat dorsální flexi, kterou poté ovládá interaktivní hru na displeji před sebou. Díky pacientově aktivnímu zapojení a nenucené repetitivnosti dosahuje poměrně slibných výsledků [33].

3.5 Komplementární technologie lokomoční terapie

3.5.1 Virtuální realita

Robotická rehabilitace chůze, např. u pacientů po CMP, dokáže zlepšit mnoho faktorů jako je rychlost a symetrie, nebo může snížit její různorodé motorické nedostatky. Aby byla však úspěšná, je nutné tréninky podstupovat pravidelně a za velkého množství opakování, což může vést k rozptýlení během terapií, nebo ztrátě motivace [2]. Právě zde přichází ke slovu VR, která má potenciál v kombinaci s robotickou rehabilitací toto mitigovat. Nejběžněji je možné rozdělit VR následovně [34].

Pohlující virtuální realita (immersive virtual reality): Jak název napovídá, zařízení má navodit pacientovi pocit kompletního pohlcení do virtuálního prostředí. Toho se docílí pomocí tzv. headsetu, který si pacient během terapie nasadí na hlavu a na malou obrazovku v úrovni jeho očí mu je ono virtuální prostředí z pohledu první osoby promítnuto. Správně interpretovaného pohybu avatara (postavy) ve VR,

např. u systému HTC Vive, je docíleno sadou senzorů, které se připínají k chodidlům pacienta [34].

I přes pozitiva, které pohlcující VR přináší, je nutné upozornit na některé zápory, mezi které patří bolesti hlavy, závratě a emeze. Toto může být mj. způsobeno nedostatečným výpočetním výkonem počítače na kterém je daná VR spuštěna. Následkem mohou být zhoršené a opožděné vizuální efekty, které např. simulují pohyb již stojícímu pacientovi, což vede k vyslání smíšených zpráv do mozku, vyvolávajíc kinetózu [35] (angl. cybersickness, dáno především nízkým počtem snímků za sekundu [36]). Další nevýhodou, kterou studie zmiňovaly je vysoká pořizovací cena [35], což však současné době již nemusí být pravda, neboť trend naznačuje že ceny klesají a do budoucna i nadále budou [37].

Částečně pohlcující virtuální realita (semi immersive virtual reality): zde je vysvětlení poněkud jednodušší. Do této kategorie spadá např. obrazovka, umístěná před chodícím pásem. Tato technologie je také finančně dostupnější, např. pomocí využití komerčně dostupných herních konzolí a úpravou her pro lepší zapojení pacienta [34].

3.5.2 Funkční elektrická stimulace

Využití funkční elektrická stimulace najde např. u pacientů se zhoršenou dorziflexí v hlezenním kloubu (angl. foto drop syndrome). Přesně koordinovaný elektrický impuls dokáže vyvolat svalové kontrakce, které následek tohoto symptomu sníží. Využití najde u bionických obleků a pozitivní výsledky prezentuje i v rámci terapie na chodícím pásu [38].

4 METODIKA

V posledních několika letech vzniklo mnoho studií, které se zabývaly rehabilitací chůze za pomoci robotických systémů. Velmi se však lišily v nastavených parametrech, ať se jedná již o délku každé terapie, jejich množství nebo čas věnovaný celému výzkumu [17].

Speciální část této bakalářské práce spočívala v rehabilitaci pacienta po traumatickém poškození mozku. Terapie probíhaly v laboratoři robotické rehabilitace umístěné na Fakultě biomedicínského inženýrství (FBMI) ČVUT, přičemž lokomoční trénink absolvoval pacient na antigravitačním trenažéru AlterG.

4.1 Vstupní vyšetření

4.1.1 Anamnéza

Anamnézou se rozumí všechny informace o zdravotním stavu pacienta od narození až do jejího odběru. Lékař či jiný zdravotnický pracovník ji může získat buď přímou, nebo nepřímou cestou [39].

Přímá anamnéza – Získává se od pacienta samotného, nejlépe jeho vlastními slovy a v takovém pořadí, v jakém se problémy manifestovaly.

Nepřímá anamnéza – Získává se od příbuzných, či jiných přítomných osob u jejího odběru. Je taktéž využívána u dětí a osob ve vážném stavu nebo bezvědomí [39].

Při odběru anamnézy je nutné dbát důraz na pokládání nestranných otázek, pokud by však měl pacient problém s vyjádřením se, je možné ho obezřetně navést. Vyšetřující se musí vyvarovat spěchu, nervozitě, vnímat verbální i nonverbální komunikaci a současně brát v potaz možné banalizování příznaků pacientem. Do anamnézy řadíme mj. rodinnou, osobní, alergologickou, pracovní, u žen gynekologickou a primárně nynější onemocnění [39].

4.1.2 Vyšetření stoje

Mimo aspekci, lze kvalitu stoje pacienta vyšetřit několika dalšími způsoby. Velmi prostým a citlivým testem, poprvé popsáným již v 19. století je **Rombergův test** [40]. Během let prošel několika modifikacemi, pro účely této práce bude využita interpretace dle Opavského, který ho ve svých skriptech dělí na 3 části [41].

- **Romberg I** : stoj s chodidly v úrovni ramen;
- **Romberg II** : stoj spojný;
- **Romberg III** : stoj spojný se zavřenýma očima.

Titubace a pochybnosti během stoje poukazují na patologii, nejčastěji poruchu aferentace. Při absenci, či oslabení hry prstů můžeme předpokládat radikulární symptomatologii S1. Rombergův stoj lze nadále upravovat např. pro citelnější vyšetření poruch rovnováhy, kdy při testu Romberg II. obměníme umístění chodidel do stoje tandemového [42]. Mezi další modifikace patří jemné postrčení do pacienta během vykonávání zkoušky, či změna materiálu podložky na které stojí [41]. Vyšetření stoje na jedné noze, provádíme pomocí **Trendelenburgova zkoušky** [42].

4.1.3 Bergova balanční škála

Bergova balanční škála (BBS), navržená roku 1989, byla původně určena pro evaluaci rovnováhy u seniorů, avšak své uplatnění našla také v oblasti predikce pádů. Měření je prováděno pomocí následujících 14 úkolů:

- Stoj ze sedu;
- stoj bez opory;
- sed bez opory;
- sed ze stoje;
- přesuny;
- stoj se zavřenýma očima;

- stoj spojný;
- natažení se HK dopředu;
- zvednutí předmětu ze země;
- otočení hlavou vzad;
- otočení se o 360°;
- položení chodila na schod;
- stoj na jedné noze;
- stoj tandemový.

Hodnocení probíhá za pomoci bodové škály se stupnicí 0 – 4, přičemž 0 znamená že pacient není schopen daný úkol splnit a 4 body poukazují na bezproblémové splnění [43]. Součet těchto bodů poté slouží k vyhodnocení rizika pádu [44].

Tabulka 4 - Bodové ohodnocení Bergovy balanční škály (zdroj: Laratta a spol.)

0-20 bodů	Vysoké riziko pádů
21-40 bodů	Střední riziko pádů
41-56 bodů	Nízké riziko pádů

4.1.4 Baropodometrie

Baropodometrické vyšetření je vhodným doplňkem ke konvenčním testům, jehož výsledkem jsou kvantitativní data ukazující distribuci zatížení na chodidlech pacienta [45]. Sběr dat v rámci této bakalářské práce proběhl za pomoci softwaru a plošiny od italské firmy Sensor Medica. Samotné měření je neinvazivní a může být provedeno jak ve statické, tak dynamické formě.



Obrázek 12 - Plošina Sensor Medica (zdroj: www.sensormedica.com)

4.1.5 Vyšetření chůze

Chůze je základní kondiční, aerobní, naprosto přirozenou pohybovou aktivitou pro naše tělo [46], během které se mohou manifestovat různorodé defekty pohybového, či nervového systému. Nejsnáze lze chůzi vyšetřit aspekci – analýzou jednotlivých krokových fází [39], nicméně existuje i řada dalších možných vyšetření.

Aspekce

Pro správné vyhodnocení aspekce je nutná znalost jednotlivých krokových fází a kineziologie segmentů těla které se o ni starají. Během vyšetření je vhodné, aby byl pacient bos a ve spodním prádle. Aspekci provádíme postupně zezadu, zepředu, z boku a vždy zdola nahoru. Zaměřujeme se na došlap a odvíjení chodidla, symetrii, délku a šířku kroku, nebo kvalitu pohybů v kolenním a kyčelním kloubu. Dále klademe důraz na pohyby v pánvi, kompenzační mechanismy v oblasti trupu, nebo zapojení břišních svalů. Stejně jako v případě stoje lze vyšetření chůze několika způsoby modifikovat, opět např. změnou povrchu, šířky báze, či vyřazením zraku pacienta [42]. **Unterbergerova zkouška** je speciálním doplňkovým vyšetřením u podezření na periferní vestibulární poruchu [41].

Timed up and go

Jedním z dalších snadno proveditelných testů, pro zhodnocení funkční mobility je timed up and go test (TUG). Před jeho realizací je nutné připravit židli a vytyčit místo vzdálené 3 metry. Samotný test spočívá ve zvednutí se ze zmíněné židle, chůze k vyznačenému místu, navrácení zpět a usazení se. Zhodnocení spočívá v měření času, který tato úloha pacientovi zabere, přičemž se využívají případné lokomoční pomůcky [47].

Šesti minutový test chůze

Jeden z testů, který byl doporučen pro zhodnocení chůze nejen u pacientů se spinálním poraněním je 6MWT. Jak název napovídá, test spočívá v měření vzdálenosti, kterou zvládne jedinec absolvovat za 6 minut. Mnoho studií, které tento test využily, se však odlišovalo v podobě trasy, na které test probíhal, některé tyto informace ani nezmínily [48].

Pro účely této práce bylo využito rovné chodby na FBMI měřící 40 metrů s jedním případným bodem pro otočení o 180°.

4.1.6 Funkční kategorie chůze

První zmínka o tomto hodnocení chůze (angl. Functional Ambulation Category, FAC) pochází z roku 1984, kde ho v Massachusettské všeobecné nemocnici navrhl Holden a spol. [49]. Existuje několik variant, drobně se lišících v interpretaci šesti kategorií, ze kterých se hodnocení skládá, avšak základ zůstává stejný [50]. Níže přiložená tabulka ukazuje interpretaci autorů Merholz a spol. [51].

Tabulka 5 – Funkční kategorie chůze (zdroj: Merholz a spol.)

Stupeň	Vysvětlení
0	Pacient není schopen samostatné chůze, či vyžaduje pomoc dvou osob
1	Pacient vyžaduje neustálý manuální kontakt, jak pro udržení rovnováhy, tak koordinace
2	Pacient vyžaduje alespoň lehký, nebo přerušovaný kontakt
3	Pacient zvládá samostatnou chůzi po rovném povrchu bez fyzického kontaktu, avšak vyžaduje vizuální a verbální dohled
4	Pacient zvládá samostatnou chůzi po rovném povrchu, avšak vyžaduje pomoc při chůzi do schodů, při stoupání a nerovných površích
5	Pacient zvládá samostatnou chůzi kdekoli, včetně schodů

4.2 Nastavení terapií

Terapie probíhaly vždy odpoledne, ve stejnou dobu (+/- 30 minut), trvaly kolem 45 minut a pacient na ně docházel alespoň dvakrát týdně. Přístroj samotný nedisponuje exoskeletonem pro horní, ani dolní končetiny, chůzi vykonává pacient na pohyblivém pásu samostatně (pod dohledem terapeuta). Výhodou přístroje je jeho velmi snadné nastavení individuálním potřebám pacienta. Lze říci, že je nutné myslet jen na dva parametry:

- Velikost šortek, které musí pacientovi přilnout k dolním končetinám tak, aby těsnily a dokázaly udržet přetlak ve vaku,
- výška nastavení části konstrukce přístroje (výrobce označováno jako **kokpit**), kde se nachází otvor ve vaku, pro zachování volnosti pohybu za současné optimální podpory pacienta během chůze v závislosti na jeho schopnostech.

Při zapnutí přístroje musí být kokpit zajištěn ve vysoké pozici, neboť během prvních 30 sekund se provádí automatická interní kalibrace a případný dotek vaku, či jiného předmětu by mohl zapříčinit nepřesnost dat během terapie. Poté je možné kokpit snížit na nejnižší úroveň a připravit pacienta na terapii [52].

Přístroj AlterG rovněž disponuje obrazovkou v úrovni očí pacienta, která slouží primárně k jeho ovládní. Pomocí dotykového displeje lze zvolit procento odlehčení, nebo stupeň rychlosti a náklonu pásu. Jsou zde také intuitivně interpretována data např. o délce kroku, nebo době a procentu zatížení jednotlivého chodidla (označováno jako biologická zpětná vazba, nebo biofeedback). Dále disponuje přístroj webkamerou, která je umístěna v dolní části přístroje uvnitř vaku, díky které může pacient v reálném čase sledovat svou chůzi.

Během terapie přístroj všechna tato data schraňuje a po ukončení je možné jejich přesunutí na USB disk, nebo zaslání na email. Soubor ve formátu PDF poté obsahuje data v čitelné a jednoduché podobě, zanesená do tabulek a grafů. Přístroj bohužel nedisponuje možností vytvoření individuálního profilu pacienta, je tedy nutné tímto způsobem data ukládat ihned po ukončení každé terapie, jinak dojde k jejich ztrátě.

5 SPECIÁLNÍ ČÁST

V rámci speciální části je popsána pacientova kazuistika, vstupní vyšetření a průběh jednotlivých terapií.

5.1 Vstupní vyšetření

5.1.1 Anamnéza

Odběr anamnézy probíhal přímo od pacienta samotného, část informací doplnila matka a detaily byly získány z propouštěcích zpráv z FN Královské Vinohrady a neurologického oddělení Medicentrum Beroun.

Pacient

- Iniciály: H. Z.
- Pohlaví: M
- Rok narození: 1986

RA

- matka chronický VAS, otec a bratr zdrav

OA

- stp. bilaterální fraktury zápěstí v dětství
- stp. polytraumatu (5/2005)
 - stp. těžkém kontuzně hemoragickém poškození CNS
 - mnohačetné fraktury obličejového skeletu
 - porucha vizu, anizokorie levého oka
 - stp. subarachnoidálním krvácení, dekompresivní kraniotomie
 - stp. kompresivní fraktury obratlového těla L5

- stp. fraktury os sacrum
- stp. OS distální metaepifyzy radia vrutem, stp. fraktury diafýzy radia
- stp. OS proximálního humeru nitrodřenovým vrutem I. dx.
- stp. OS olekranon ulnae dvěma vruty a cerklážní kličkou I. dx.
- zevní komorová drenáž (3/2006)
- následkem zmíněných poranění strávil pacient 14 měsíců v kómatu na JIP
 - řečový projev nyní pomalejší, informační hodnota sdělení v pořádku
 - obtíže s porozuměním komplexnějším větám
 - čtení ovlivněno zrakovou poruchou
- stp. recidivujících infekcích močových cest
- stp. opakovaných febrilitách nejasné etiologie
- stp. pankrapální resekční artrodezi dle Stanley (7/2008)
- stp. purulentní meningitis
- stp. pádu s následkem kontuze Th a Lp (10/2016)
- syndrom spánkové apnoe – využití systému CPAP (Continuous positive airway pressure)
- stp. epiparoxysmu typu grand mal (léto/2018), nasazena antiepileptika

AA

- roztoči, pyl, prach

FA

- Tezeo 40 (tlak), 1x denně
- Epiletam 750 (antiepileptikum), 2x denně

PA

- pacient nepracuje – plný invalidní důchod

SA

- žije s matkou a otcem v rodinném domě
- domácnost uzpůsobena bezbariérovému pohybu včetně dynamického stavěcího stolu, polohovací postele a toaletního křesla
- od 11/2017 svéprávný
- od 2017 využívá pro pohyb mechanický vozík ovládaný pákou pomocí LHK

Abusus

- alkohol, kouření a další návykové látky neguje

NO

- přetrvávající centrální spastická tetraparéza s dx. dominancí
- Dg G931 – anoxické poškození mozku nezařaditelné jinam
- ojediněle bolesti zad

5.1.2 Vyšetření stoje

Po odběru anamnézy následovalo vyšetření stability stoje, které probíhalo za pomoci Rombergovy zkoušky. Pacient byl bos a stál na pevné podložce. V rámci všech stupňů zkoušky vyžadoval neustálou oporu o čtyřbodovou hůl a mírné jištění od přítomné matky.

Pacient zvládl absolvovat všechny stupně, nicméně největší titubace a primárně obavy z pádu byly zřetelné u III. stupně. Rovněž pacient nebyl schopen plné extenze v kolenních kloubech a musel být několikrát vyzván o plné napřímení trupu. Další nedostatky byly také v šíři báze, kdy pacient nebyl schopen stoje na šíři ramen. Stoje na jedné noze nebyl pacient schopen bezpečně a bez větší pomoci dosáhnout.

5.1.3 Bergova balanční škála

Vyšetření pomocí BBS probíhalo rovněž na FBMI, otázka na přesuny byla konzultována s matkou díky zkušenostem z domácího prostředí.

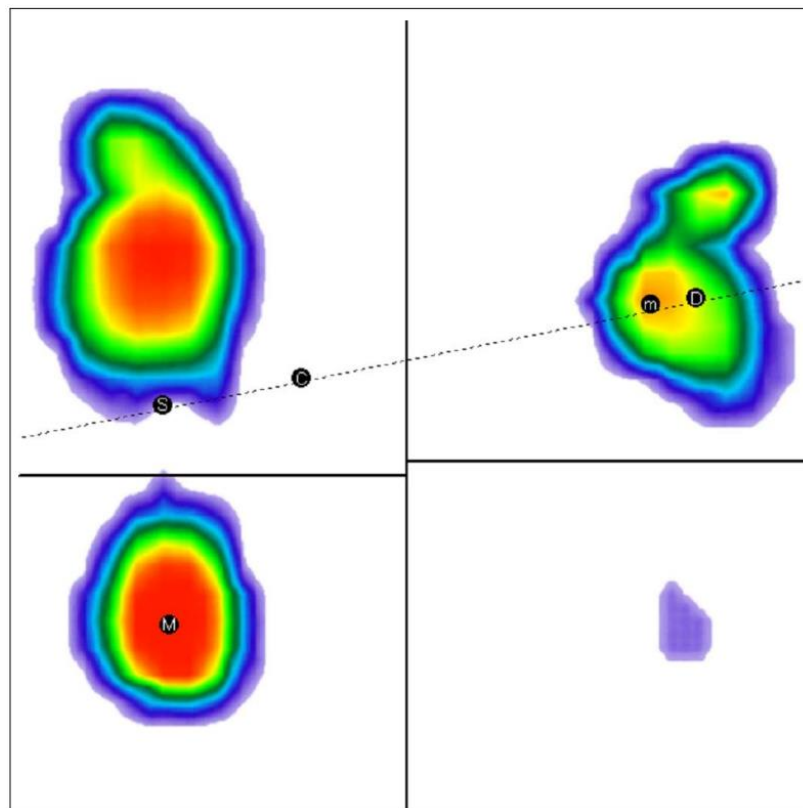
Tabulka 6 – Vstupní hodnoty Bergovy balanční škály (vlastní zdroj)

Úloha	Poznámka	Body
Stoj ze sedu	pacient se postaví, vyžaduje však podporu hole a druhé osoby	1
Stoj bez opory	bez opory vydrží pacient velmi krátce, nedokáže uzamknout kolenní klouby	1
Sed bez opory	pacient vydrží sedět krátce s prohnutými zády dozadu	2
Sed ze stoje	pacient usedá opět s prohnutím zad dozadu, bez snahy o zpomalení	1
Přesuny	pro přesuny vyžaduje asistenci druhé osoby a většinou i hole	1
Stoj se zavřenýma očima	neuzamkne kolenní klouby, vyžaduje asistenci druhé osoby a	1
Stoj spojný	značné titubace	1
Natažení se HK dopředu	je schopen provést jen do horizontály levou HK	1
Zvednutí předmětu ze země	není schopen provést, nejen z rizika pádu	0
Otočení hlavou vzad	schopen provést na obě strany, ne však v plném rozsahu	2
Otočení se o 360°	provede velmi pomalu, za asistence druhé osoby a hole	1
Položení chodila na schod	provede oběma DKK za asistence	1
Stoj na jedné noze	není schopen provést	0
Stoj tandemový	není schopen provést	0
Celkem		12

Vysoké riziko pádů, které je zřejmé nejen z pohledu na anamnézu, potvrdil i test pomocí BBS.

5.1.4 Baropodometrie

Statické vyšetření probíhalo naboso, ve stoje a po dobu měření s co nejmenší mírou jištění. Pacient byl požádán, aby si takto stoupl na střed plošiny, která byla položena těsně před jeho mechanický vozík.



Obrázek 13 - Statické baropodometrické vstupní vyšetření (vlastní zdroj)

Získaná data poukazují na posunutí těžiště pacienta doleva a dopředu (bod C). Rovněž rozložení zatížení mezi levou a pravou DK vykazuje výrazné přetížení vlevo (74 % celkové hmotnosti). Celková plocha chodidel je taktéž rozdílná, s převahou vlevo (116 cm², vpravo 53 cm²). Procentuální hodnota zatížení mezi přední a zadní částí chodidel vykazuje zřetelné přetížení předních částí.

Tabulka 7 - Data vstupní baropodometrie (vlastní zdroj)

		LDK	PDK
Přední část chodidla	plocha v cm ²	72	50
	zátěž v %	44	25
	zátěž P/A v %	60	98
Zadní část chodidla	plocha v cm ²	44	3
	zátěž v %	30	1
	zátěž P/A v %	40	2
Celkem	plocha v cm ²	116	53
	zátěž v %	74	26

5.1.5 Vyšetření chůze

Testování chůze probíhalo v rámci první terapie, na rovném a pevném povrchu za pomoci pacientovi matky a čtyřbodové hole.

Aspekce

Aspekci byla chůze sledována v rámci testů TUG a 6MWT. Spasticita PDK ovlivňovala převážně švihovou fázi a správné odvíjení chodidla od podlahy. Pacient se výrazně nakláněl k levé straně, na které se přidržoval hole a znatelné bylo taktéž neúplné propnutí kolenních kloubů během stojné fáze. Báze byla úzká do té míry, kdy si pacient zakopával špičkou PDK o patu LDK během švihové fáze.

Timed up and go

Pro zvednutí z mechanického vozíku a po celou dobu chůze vyžadoval asistenci matky a čtyřbodové hole. Celý test od zvednutí po usazení dokončil pacient za 1 minutu a 21 sekund. Nejvíce problému představovalo samotné zvednutí se do vertikály, kdy pacient vyžadoval značnou asistenci a opětovné usazení, které bylo bez značnější svalové kontroly.

Šesti minutový test chůze

6MWT následoval testu TUG po přestávce, během které měl pacient čas si odpočinout a napojit se. Dráhu, kterou byl pacient schopen absolvovat činila 38 metrů.

5.1.6 Funkční kategorie chůze

Pacient není schopen samostatné a bezpečné lokomoce. Za pomoci druhé osoby a čtyřbodové hole zvládne ujít kratší vzdálenost. Pro přesuny vozík-stoj, auto-vozík, postel-vozík apod. vyžaduje rovněž asistenci. V rámci FAC spadá tedy do 1. kategorie.

5.2 Průběhy terapií

Jednotlivé terapie probíhaly od začátku ledna do konce dubna, dvakrát týdně s několikátýdenním přerušením z důvodu zdravotních obtíží způsobených onemocněním Covid-19. Během prvního a posledního setkání byla odebrána anamnestická data a současně proběhlo vstupní a výstupní vyšetření.

1. Terapie:

Na první terapii dorazil pacient v doprovodu své matky na mechanickém vozíku ovládaném pákou na levé straně. Byl v dobrém rozpoložení, neuváděl žádné bolesti, ani únavu ze cvičení, které absolvoval dopoledne ve stacionáři kam pravidelně dochází.

Nejprve proběhlo vzájemné seznámení, představení vize průběhu terapií a dále vytyčení cílů kterých by chtěl dosáhnout. Po těchto úvodních náležitostech proběhlo vstupní vyšetření, s většinou testů byl pacient již obeznámen. Nejprve byla odebrána anamnéza, přičemž na kladené otázky primárně odpovídal pacient sám a některé

podrobnosti doplnila přítomná pacientova matka. Testy chůze absolvoval pacient s 4 bodovou podpůrnou holí a asistencí matky, která ho přidržovala v podpaží PHK.

Následně byl pacient seznámen s přístrojem AlterG, současně uvedl dřívější zkušenosti s terapiemi na ReoAmbulátoru. Rozdíly mezi zmíněnými přístroji mu byly vysvětleny a zmínil, že se na nadcházející terapie těší, zároveň projevil zájem začít první úvodní terapii v AlterG ihned, čemuž bylo vyhověno.

Za pomoci vedoucího bakalářské práce, který tomuto úvodnímu setkání přihlížel, byla pacientovi vybrána správná velikost šortek. Pro snazší oblékání byly zvoleny šortky specifické přítomností suchých zipů v oblasti přední strany stehen, primárně určených pro chůzi pozpátku.

Samotné přemístění z mechanického vozíku do AlterG představovalo drobný problém z důvodu konstrukce přístroje. Aby se dostal do otvoru ve vaku, kde je možné šortky správně připnout a zahájit terapii, musel provést sérii několika obtížnějších kroků, to však s dopomocí úspěšně zvládl. V některých rehabilitačních zařízeních mají již s touto problematikou zkušenosti a využívají speciální zvedák, který velice usnadní pacientovi přístup do přístroje.

Pro začátek bylo stanoveno zatížení na 30 % tělesné hmotnosti. Průměrná rychlost pásu, která byla pro pacienta pohodlná a identická po většinu průběhu terapie, činila 0,4 km/h. Únavu začal pacient udávat kolem 14. minuty, přičemž v přístroji setrval celkem 17. minut, aby absolvoval alespoň 110 metrů – cíl, který si v průběhu terapie stanovil.

Při opouštění přístroje byla rovněž nutná asistence, nyní i z důvodu únavy. Po usazení zpět do mechanického vozíku byl společně s pacientem zhodnocen průběh terapie a stanoven následující termín. Rovněž bylo pacientovi doporučeno mít

během dne umístěný overball mezi kolena s nadějí ovlivnění jeho chůze o velmi úzké bázi, kdy si pravým chodidlem během švihové fáze zakopával o to levé.

2. Terapie

Na terapii dorazil pacient opět v doprovodu matky a dobře naladěný. Při dotázání na subjektivní pocity po příchodu domů tentýž večer po předchozí terapii udával větší únavu, než bylo zvykem, což potvrdila i jeho matka, nicméně se na nadcházející terapii těšil.

Zatížení bylo díky předchozí kladné zkušenosti nastaveno opět na 30 % pacientovy původní váhy. Rychlost pásu byla zvyšována až na průměrných 0,5 km/h, přičemž tímto tempem ušel pacient celkem 250 metrů za 31 minut, což bylo znatelné zlepšení oproti první terapii. Je nutné brát však v potaz pacientovu únavu, neboť první terapie v AlterG proběhla po vstupním vyšetření, které zahrnovalo i testy chůze bez odlehčení přístroje – tedy v plném zatížení.

3. Terapie

Během úvodního rozhovoru zmínila matka opět únavu a lehkou bolest DKK po poslední terapii, což pacient zpočátku negoval, ale nakonec potvrdil. Zároveň uvedl, že daný den může být výkon o něco snížený, z důvodu proběhlého nácviku chůze totéž dopoledne ve stacionáři.

Stupeň zatížení byl bez vědomí pacienta nastaven na 35 %, přičemž tento fakt si uvědomil až když ho upozoroval na obrazovce v průběhu terapie. Díky dřívějšímu zvýšení rychlosti na průměrných 0,5 km/h ušel nyní za 33,3 minuty rovných 300 metrů.

Ze začátku terapie byla viditelně znát spasticita PDK a neuspokojivé odvíjení pravého chodidla, kdy pacient opět špičkou při každém kroku zavázal o pás, přičemž ústní vyzvání s instrukcemi, jak tento jev zlepšit nápomocné nebylo. Bylo tedy využito další funkce AlterG, a to zvýšení náklonu pásu (v tomto případě na 5 %), což nepřímo přimělo pacienta udělat krok s větším nášlapem. V tomto režimu setrval pacient celkem 10 minut a po navrácení do vodorovné pozice kontakt špičky s pásem během kroku vymizel. Stále byl však viditelný došlap na špičku a téměř nulový kontakt paty na PDK s pásem během stojné fáze.

4. Terapie

Na společné 4. setkání přišel pacient ve velmi dobrém rozpoložení, na terapii se těšil. Za cíl si zvolil pokoření výkonu z poslední terapie a zároveň jsme se společně shodli, že se budeme věnovat i snaze o zlepšení kroku PDK.

Zatížení bylo ponecháno na 35 %, přičemž rychlost byla postupně zvyšována na 0,7 km/h. Záhy však bylo nutné rychlost snížit na 0,6 km/h, neboť pacient udával tuto rychlost za příliš vysokou. Současně byla objektivně pozorovatelná dyskoordinace obou DKK – pás byl rychlejší než pacientův krok. Rychlost 0,6 km/h byla ponechána až do konce 36 minut dlouhé terapie, která byla z důvodu únavy přerušena na 350 metrech.

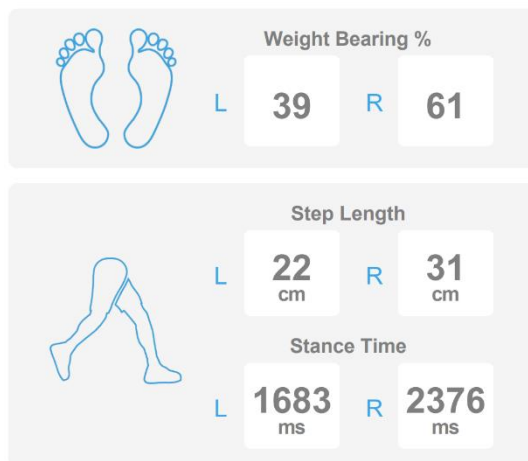
Co se týče odvíjení špičky, z počátku terapie docházelo opět k jejímu kontaktu s pásem během švihové fáze. Díky možnosti sledování živého video-pohledu vlastních DKK na monitoru umístěného v pacientově úrovni očí a verbálním vyzváním ku správné alteraci lokomočního rytmu, došlo po zbytek terapie v tomto ohledu ke zlepšení.

Z důvodu předchozích zkušeností s opouštěním přístroje AlterG po terapii se dostavil k jejímu konci vypomoci pacientův otec. Zmínil pacientovo nadšení pro

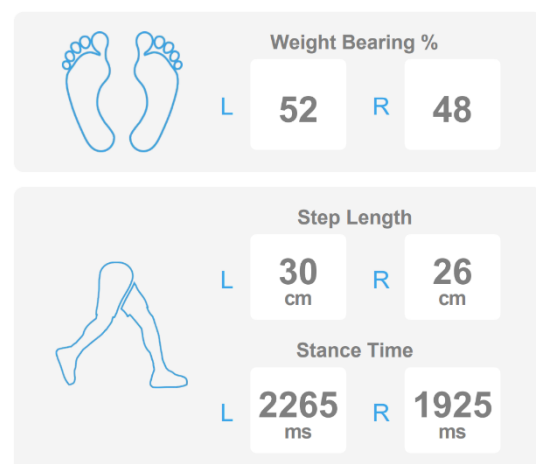
terapie a zároveň drobné zlepšení v lokomoci a přesunech z mechanického vozíku, které prováděl v domácím zázemí.

5. Terapie

Tuto terapii jsme se rozhodli primárně věnovat nácviku správného, rovnoměrného zatížení chodidel během pacientovy lokomoce. Díky datům, které přístroj dokáže živě interpretovat na obrazovce i vlastní aspekci bylo jasné zřetelné přetěžování chodidla PDK i poměrně delší krok vykonaný touto končetinou.



Obrázek 14 - Lokomoce před korekcí (vlastní zdroj)



Obrázek 15 - Lokomoce po korekci (vlastní zdroj)

Pacient sledoval informace, které mu přístroj zobrazoval a zatěžování si po úvodním vysvětlení jejich významu korigoval sám, bez následné verbální pomoci. Díky tomuto okamžitému biofeedbacku byly změny pozorovatelné po několika málo minutách. Hodnoty zatížení se v těchto rovinách držely po celý zbytek 32,5 minut dlouhé terapie, při které pacient ušel celkem 410 metrů průměrnou rychlostí 0,7 km/h.

6. – 8. Terapie

Náplň těchto terapií se od předchozích příliš nelišila. Důraz byl kladen na rovnoměrné zatěžování chodidel během chůze a správné odvíjení špičky PDK od pásu. Během 7. terapie zmínila matka pozitivní zpětnou vazbu od pacientovy fyzioterapeutky, se kterou podstupuje samostatné cvičení pravidelně, téměř každou sobotu v domácím prostředí. Zmínila sníženou spasticitu DKK, ale i pozvolněji se manifestující pacientovu únavu.

Únava přicházela později i během chůze v přístroji AlterG, kdy se absolvovaná vzdálenost zvyšovala s každou následující terapií až na 500 metrů. Doba strávená v přístroji se pohybovala mezi 35 a 38 minutami, přičemž rychlost pásu nepřesáhla 0,8 km/h.

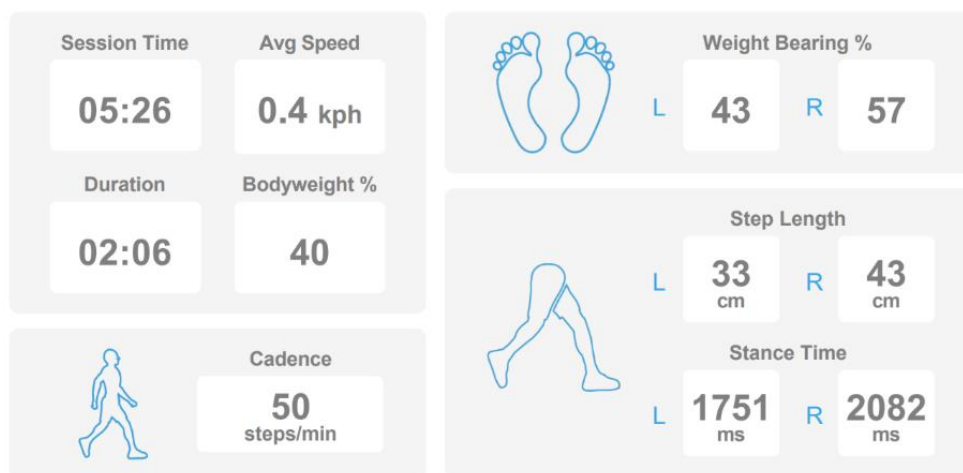
9. Terapie

Z důvodu zdravotních komplikací týkajících se onemocnění Covid-19, se tato terapie konala s více jak měsíčním odstupem. Během tohoto období byl pacient převážně na lůžku, neschopen absolvovat domácí terapie, ani se věnovat samostatnému cvičení. Po příchodu byl však ve velmi dobré náladě, působil motivovaně pro pokračování ve společných terapiích, což záhy i sám potvrdil.

S ohledem na zmíněnou odmlku a přetrvávající pacientovu únavu byla tato terapie vedena poklidně. I přes lehce nepříznivé podmínky zvládl pacient během 26,5 minuty urazit 300 metrů a to rychlostí, která v maximu činila 0,7 km/h. Zatížení bylo nastaveno na 35 %, tedy úroveň, kterou pacient udával jako komfortní. Z počátku se projevilo opět neuspokojivé odvíjení špičky, kdy si o ni pacient částečně i zakopával. To bylo za pomoci biofeedbacku a verbálního kontaktu během terapie odstraněno.

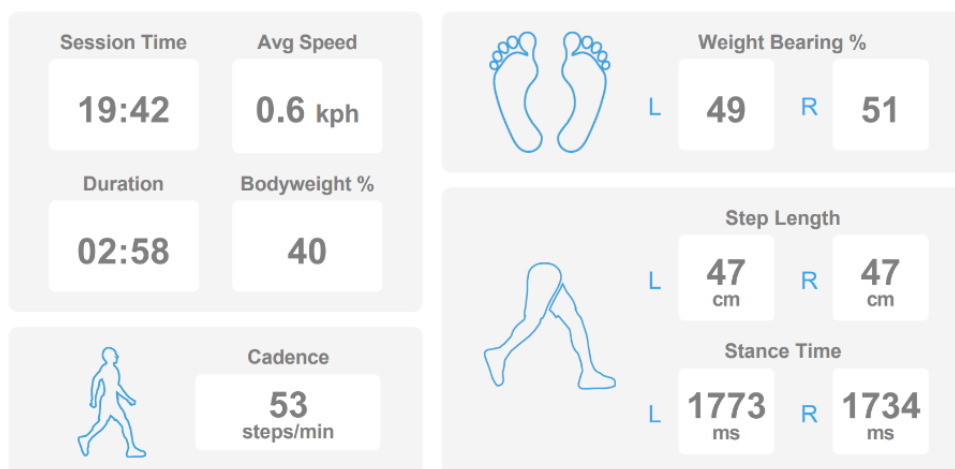
10. – 11. Terapie

Zaměření těchto terapií bylo opět cíleno na rovnoměrnost zatížení chodidel během chůze. Při nastavení 40% zatížení se ukázalo, že lepších výsledků dosahuje pacient s rychleji se pohybujícím pásem. Následující obrázek zobrazuje průměrné zatížení a délku kroku při rychlosti 0,4 km/h.



Obrázek 16 - Zatížení chodidel a délka kroku při 0,4 km/h (vlastní zdroj)

Po zvýšení rychlosti na 0,6 km/h, které následovalo několika verbálními korekcím, byly hodnoty následující. Ke zlepšení došlo nejen ve zmíněném zatížení, které bylo nyní téměř rovnoměrné, nýbrž i průměrné délce kroku, která byla v tomto případě identická.



Obrázek 17 - Zatížení chodidel a délka kroku při 0,6 km/h (vlastní zdroj)

Pacient rovněž nebyl upozorněn, v jakém bodě terapie tento sběr dat probíhal. Takovýchto podobných výsledků dosahoval pacient i před přerušáním terapií v rychlostech pohybujících se mezi 0,6 – 0,8 km/h.

Během 11. terapie byly rovněž konzultovány poznatky pacientovy fyzioterapeutky. Zlepšení zpozorovala v pacientově PDK, kterou dokázal v rámci cvičební jednotky více zatížit, lépe zapojit do chůzového cyklu a kvalitněji zamknout kolenní kloub. Během cvičebních jednotek byla viditelná také menší únava, snížená spasticita DKK a zřetelnější aktivní zapojení svalstva DKK.

Terapie 12. – 14.

V rámci těchto terapií jsme pokračovali ve snižování odlehčení poskytovaného přístrojem, a to až na 55 % původní tělesné hmotnosti. Pacient subjektivní rozdíl v náročnosti chůze v nižším odlehčení nechoval, rozdíl pocítil až v rozmezí 55-60 %. Současně byl kladen důraz na jeho vzpřímené postavení během chůze a opět správné rozložení váhy, které bylo po dobu terapií téměř rovnoměrné s nepatrnou převahou vpravo.

Terapie 15. – 18.

Již na začátku každé z těchto terapií byla pozorovatelná absence kontaktu špičky PDK s pásem, a to i v nižších rychlostech. Stále však vázl plný došlap na patu, kdy byl chvílemi její kontakt s pásem nulový, přičemž verbální korekce se zdály být neúčinnými.

Teorie pro odstranění, nebo alespoň minimalizaci tohoto faktu byla taková, že při vyšším náklonu pásu, bude muset pacient vyvinout větší snahu jak pro zvednutí chodidla, tak pro došlap na patu samotný. Jako vhodné se zdálo využít náklonu 5 – 7 %, neboť právě po několika minutách strávených při tomto náklonu a rychlosti

6–7 km/h byl došlap na patu PDK po navrácení pásu do horizontální pozice znatelně lepší.

Pro nácvik extenční složky chůze byla část těchto terapií také věnována chůzi pozpátku, což pacient udával, že v rámci tréninků mimo pás neovládá. Oproti svému očekávání byl schopen dosáhnout konstantní rychlosti 0,2 km/h, nutno dodat šouravými kroky a souhybem celé pravé poloviny trupu. Chůze dopředu, která vždy následovala byla plynulá a viditelné zlepšení bylo i v dopadu PDK, které se zdálo být kontrolovanější.

Celková vzdálenost, kterou byl pacient schopen ujít byla menší než předchozí terapie, což je pochopitelné. Subjektivně znatelnější únavu však pacient neudával. Celková vzdálenost, kterou absolvoval se pohybovala v rozmezí 250 a 300 metrů, přičemž zatížení bylo nastaveno na 40 % pro chůzi pozpátku a 50 % dopředu.

Terapie 19.

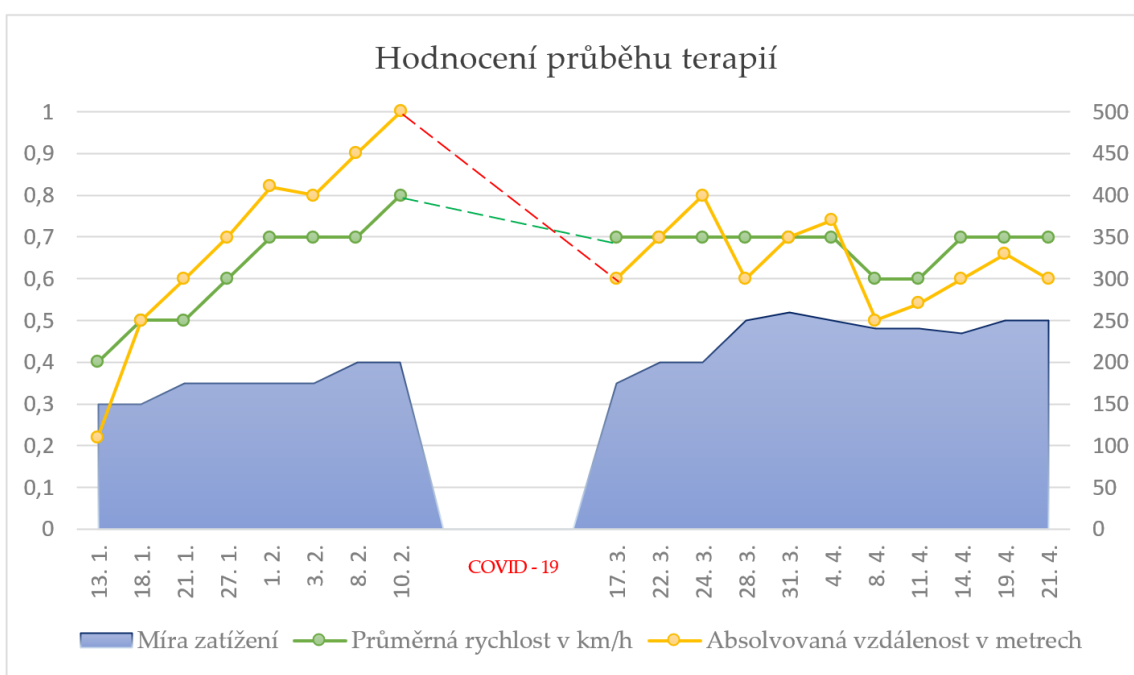
Primárně byla tato terapie věnována výstupnímu vyšetření, přičemž nad rámec absolvoval pacient poslední nácvik chůze v přístroji AlterG trvajícím 23,5 minut, kdy byl schopen ujít rovných 300 metrů v 50% odlehčení.

6 VÝSLEDKY

6.1 Vyhodnocení terapií

Společných terapií se uskutečnilo celkem 19, s nuceným přerušáním, které bylo způsobeno onemocněním pacienta koronavirem. Pacient k terapiím přistupoval svědomitě a s každou další se snažil posouvat své hranice. Prvotní seznámení s přístrojem bylo bezproblémové a pacient si chůzi v něm velmi rychle osvojil.

Na níže přiloženém grafu je žlutou barvou vyznačena vzdálenost, kterou pacient absolvoval za celou dobu strávenou danou terapií v AlterG (vztaženo k pravé ose, hodnoty metrech). Celková průměrná rychlost je vyznačena zeleně (vztaženo k levé ose, hodnoty v km/h) a procento zatížení je vyznačeno modře (vztaženo k levé ose, 1 = 100 %). Počáteční nastavení zatížení na 30 % se zdálo být adekvátním. Prvních několik terapií jsme zvyšovali rychlost pásu dle subjektivních pocitů pacienta, který se na vyšší rychlosti velmi rychle adaptoval. Společně se zvyšující rychlostí bylo rovněž mírně zvyšováno zatížení, přičemž rozmezí 30 a 40 % se zdálo být bez negativního efektu na zdanou vzdálenost.



Obrázek 18 - Hodnocení průběhu terapií (vlastní zdroj)

Zřetelný zlom nastal po zmíněném neplánovaném přerušení. I přesto že pacient neudával významnější subjektivní obtíže, únava se dostavila rychleji než při předešlých terapiích. Postupem času se zdálo, že negativní dopady onemocnění i přerušení samotného vymizely. Kolísání ve zdolané vzdálenosti je zřejmé také od terapie č. 11, kdy jsme se věnovali více modifikacím chůze za využití náklonu pásu, chůzi pozadu aj., které byly energeticky na pacienta náročnější.

V rámci vyhodnocení optimálního nastavení přístroje pro zmíněného pacienta, se zdát být ideálním 50% zatížení v kombinaci s rychlostí 0,7 km/h a prvními několika minutami strávenými chůzí ve stoupání. S těmito parametry byla chůze pacienta v přístroji AlterG nejkvalitnější, dokázal lépe odvíjet PDK od pásu, rozložení váhy bylo symetrické a prodloužila se i délka kroku.

6.2 Porovnání se vstupními daty

Výsledná data byla sbírána na poslední terapii stejným způsobem a ve stejnou denní dobu jako při první a porovnána budou v následujících odstavcích. Až na prodělané onemocnění Covid-19 zůstala anamnéza beze změny.

6.2.1 Vyšetření stoje

Pacient si je ve stoji jistější, vydrží stát déle a znatelně lépe drží napřimenou posturu, přičemž nevyžaduje asistenci druhé osoby, jen se lehce přidržuje hole. Mírné titubace při testování pomocí Rombergova testu jsou, nicméně strach z pádu je podstatně menší.

6.2.2 Bergova balanční škála

Tabulka 8 - Výstupní data Bergovy balanční škály (vlastní zdroj)

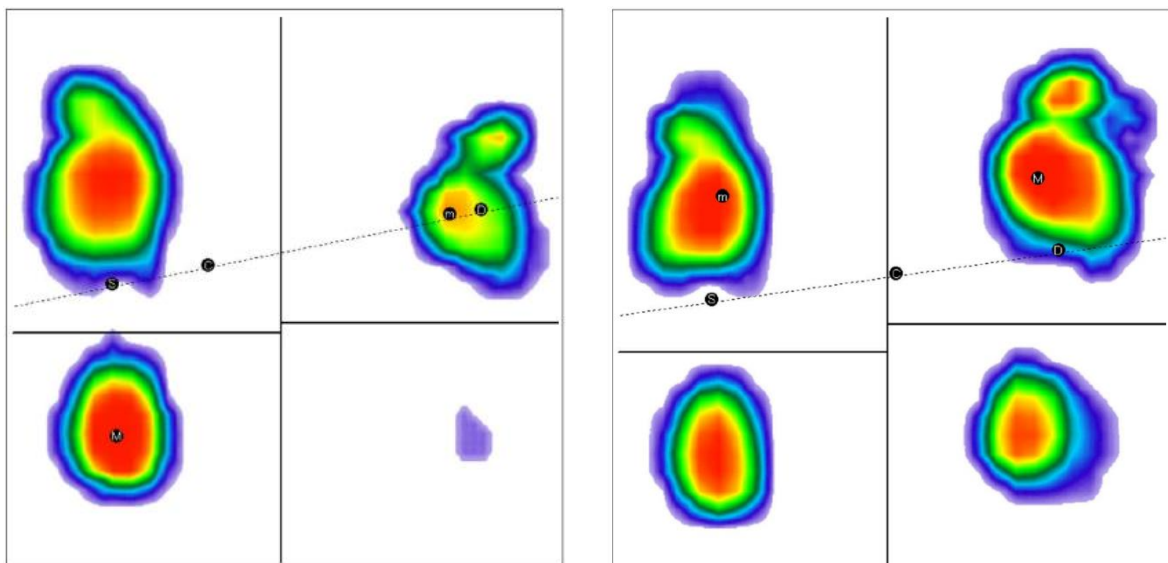
Úloha	Poznámka	Před	Po
Stoj ze sedu	Schopen se postavit s lehkou oporou o hůl, bez asistence druhé	1	3
Stoj bez opory	Pacient zvládne stát déle a lépe uzamknout kolenní klouby	1	2
Sed bez opory	Větší stabilita během sedu	2	3
Sed ze stoje	Znatelnější kontrola, mírná pomoc přidržením se o hůl	1	2
Přesuny	Nevyžaduje asistenci druhé osoby, mírná pomoc o hůl	1	2
Stoj se zavřenýma očima	Mírné titubace, zpočátku s dopomocí	1	2
Stoj spojný	Mírné titubace, ale stabilnější, kolenní klouby lépe uzamčené	1	2
Natažení se HK dopředu	LHK lépe natažená, jak do dálky, tak nad horizontálu	1	2
Zvednutí předmětu ze země	Ze sedu schopen zvednout předmět pomocí LHK	0	1
Otočení hlavou vzad	V sedě schopen otočit hlavu na obě strany ve fyziologickém	2	3
Otočení se o 360°	Bez nutné asistence druhé osoby, za pomoci hole	1	2
Položení chodila na schod	Bez dopomoci schopen položit obě DKK mírným švihem	1	2
Stoj na jedné noze	Schopen udržet několik sekund stoj na LDK s mírnou oporou o	0	1
Stoj tandemový	Schopen s PDK vepředu	0	1
CELKEM		12	28

Výsledný zisk 28 bodů posunuje pacienta z kategorie s vysokým rizikem pádů do té se středním. Poukazuje to na menší nutnost asistence jak během stoje, sedu, nebo

přesunů, ale např. i v rámci ADL. Nicméně riziko pádu stále přetrvává a jistá míra obezřetnosti, ale i případného jištění je na místě.

6.2.3 Baropodometrie

Stejně jako v rámci úvodního sběru dat byl pacient vyzván, aby si bos stoupl na střed plošiny a ve stoji setrval, mezitím co budou data přístrojem zaznamenávána.



Obrázek 19 - Porovnání vstupního a výstupního baropodometrického vyšetření (vlastní zdroj)

Data z výstupní statické analýzy poukazují na posunutí těžiště těla (bod C) na střed sagitální roviny, avšak stále zůstává lehce vpředu. Bod nejvyššího tlaku (M) je v přední části pravého chodidla a odpovídá nyní normě. Rozložení zatížení mezi levou a pravou nohou vykazuje lehce větší zatížení vpravo (53% celkové hmotnosti). Při výstupním vyšetření byl zjištěn rovněž rozdíl v celkové ploše chodidel, kdy nyní větší je na straně PDK.

Tabulka 9 - Data výstupní baropodometrie (vlastní zdroj)

		LDK před	LDK po	PDK před	PDK po
Přední část chodidla	plocha v cm ²	72	66	50	80
	zátěž v %	44	29	25	37
	zátěž P/A v %	60	61	98	69
Zadní část chodidla	plocha v cm ²	44	41	3	43
	zátěž v %	30	18	1	16
	zátěž P/A v %	40	39	2	31
Celkem	plocha v cm ²	116	107	53	123
	zátěž v %	74	47	26	53

6.2.4 Vyšetření chůze

Aspekce

Při testech TUG a 6MWT se pacient pohyboval sám, za pomoci čtyřbodové hole. Byl schopen plné extenze v kolenním kloubu, báze byla širší a kroky se celkově prodloužily. Kontakt špičky PDK s patou LDK i zemí rovněž vymizel. Dokázal udržet napřímený trup a lépe fixoval zrak do dálky.

Timed up and go

Pro zvednutí z mechanického vozíku, které bylo na rozdíl od předešlého vstupního rychlejší a jistější, již pacient nevyžadoval asistenci, vystačil si sám se zmíněnou čtyřbodovou holí. Rychleji také celý test dokončil, tentokrát za 59 sekund, tedy o 22 sekund dříve.

Šesti minutový test chůze

Razantní zlepšení bylo patrné také ve vzdálenosti, kterou byl pacient schopen absolvovat v rámci 6MWT. Z původních 38 metrů se vzdálenost prodloužila na 72 metrů.

6.2.5 Funkční kategorie chůze

Pacient si je nyní jistější, pro chůzi mu vystačí čtyřbodová hůl, manuální kontakt nevyžaduje, ale je vhodné, aby byla pro případ pádu na blízku druhá osoba. V rámci funkčních kategorií chůze spadá nyní do 2. kategorie.

7 DISKUZE

Přístrojů pro robotickou rehabilitaci je mnoho, každý rok vznikají nové, nebo jsou vylepšovány ty staré, již zavedené. Uplatnění naleznou jak v rehabilitaci chůze, stoje, rovnováhy, tak např. i v ovlivnění jemné motoriky. Přinášejí řadu pozitiv, mezi které patří snížení nároků na terapeuta, možnost snadného a přesného opakování úkonů, a i zvýšení zájmu pacienta pro terapii. Mezi hlavní záporny může stále patřit vysoká pořizovací cena, která má za následek nedostupnost těchto přístrojů na pracovištích, čímž se nedostane na všechny pacienty, kteří by z těchto terapií měli prospěch. Těm se tak následně nemusí dostat takové péče, která by byla potřebná pro patřičnou úpravu dané poruchy. S narůstajícím počtem variací přístrojů a nových modelů na trhu však přichází ke slovu i levnější varianty a pozornosti se dostává i oblasti telerehabilitace, kdy je daná technologie využívána v domácím prostředí pacienta a zhodnocení výsledků terapeutem probíhá dálkově.

V současné době se studie zabývající se robotickou rehabilitací věnují v oblasti neurologických poruch primárně CMP. Oblast traumatických poranění míchy je zmiňována čím dál častěji, v souvislosti s vývojem bionických nositelných obleků, které mohou být právě v případě míšního přerušování jedinou nadějí pro samostatnou chůzi v prostoru – tato technologie je však stále ve fázi vývoje pro plnohodnotné využití. Oblast bionických obleků je dozajista nezanedbatelnou kapitolou, které by se mohla věnovat samostatná bakalářská práce. Zmínek v současné literatuře o rehabilitaci přímo traumatických úrazů mozku za pomoci treadmill gait therapy nebo přístrojů typu end-effector, je velmi málo a převážně se jedná o kazuistické studie.

Nejvíce traumatických úrazů mozku je stejně jako v případě pacienta, který byl součástí této bakalářské práce, způsobeno dopravními nehodami. Mezi mladou částí populace jsou primární příčinou sportovní úrazy, přičemž u geriatrických pacientů se jedná o pády z výšky [53].

Tato bakalářská práce si kladla primárně za cíl dokázat pozitivní vliv roboticky asistované lokomoční terapie v případě zmíněného pacienta na kvalitu jeho chůze, rovnováhy a dalších dílčích, měřitelných hodnot. Značná část proběhlých studií se napříč diagnózami a využitými přístroji v zásadě shoduje, že pro nejlepší efekt terapií a následné pozitivní výsledky, je vhodné, aby terapie probíhaly co nejčastěji a pokud možno byly kombinovány s konvenční fyzioterapií. Z časových důvodů obou stran terapie probíhaly dvakrát týdně, přičemž pacient současně navštěvoval denní stacionář a absolvoval fyzioterapeutické jednotky v domácím prostředí.

Terapie probíhaly na přístroji AlterG, který byl umístěn v bezbariérových prostorách laboratoře robotické rehabilitace na FBMI ČVUT. S přístrojem jsem se poprvé setkal na fakultě v rámci jeho focení pro časopis Pražská technika, kdy mi byl krátce představen. S jeho samostatnou obsluhou a využitím v rámci individuálních rehabilitačních jednotek jsem započal až v rámci této práce. Obsluha přístroje je velmi intuitivní, přizpůsobení pacientovi většinou snadné a rychlé (bude rozvedeno níže). Pozitiva dále spatřuji v přítomnosti dotykové obrazovky v úrovni očí pacienta, která je schopna živě interpretovat data o právě probíhající terapii jako je délka kroku, nebo rozložení váhy a zároveň poskytnout video přímo z vaku snímající pacientovi DKK. Na zmíněné obrazovce rovněž probíhá nastavování hodnot odlehčení, náklonu pásu v jednotkách procent a rychlosti. Stejně jako řada jiných přístrojů umožňuje AlterG zaznamenat všechna tato data z průběhu terapie a následně je uložit na USB disk, nebo zaslat na email.

S tímto se pojí jeden ze záporů, který v přístroji vidím. Na rozdíl např. od přístroje ReoAmbulator nedisponuje AlterG možností vytvoření individuálního profilu pacienta, pod který by bylo možné data ukládat a následně zpětně zobrazit – je nutné je ihned po skončení terapie přesunout na USB disk, jinak budou s ukončením terapie smazána. Jako další nevýhodu, alespoň v případě pacienta H. Z., spatřuji jeho poměrně obtížnější umístění do přístroje, kdy musí překonat jak výšku báze

přístroje samotného (cca 20 cm), tak i část konstrukce kokpitu. Díky umístění pevné podložky jako mezistupně mezi zemí a přístrojem a s dopomocí dvou osob, kdy mu jedna dopomáhala se správným umístěním chodidla a druhá přidržováním za PHK byl však schopen tuto překážku překonat a absolvovat terapii. Na některých pracovištích je tento problém řešen pomocí zvedáku, který pacienta umístí přímo do otvoru ve vaku. Novější varianta přístroje pro snadnější nástup rovněž disponuje nižší nástupní hranou.

V samotných terapiích jsem mimo výše zmíněné žádné negativum nespatořoval, pacient byl vždy v dobrém rozpoložení a terapií se pokaždé účastnil s určitým zápalem. V rámci komunikace byl znát její lehčí deficit, co se porozumění složitějším větným strukturám týče, to bylo však lehce překonatelné. Seznámení s přístrojem proběhlo rovněž bezproblémově a velmi rychle, kdy již během první terapie byl pacient schopen ujít 110 metrů. Během této úvodní terapie bylo znatelné zkrácení adduktorů pacientových DKK, kdy si špičkou PDK zakopával o patu LDK během švihové fáze, a to jak při chůzi v přístroji s odlehčením, tak i chůzi po rovném povrchu mimo něj. Báze chůze byla rovněž velmi úzká. Doporučení umístit si ve volných chvílích mezi kolenní klouby overball a během individuálních cvičení se více zaměřit na protahování zmíněných svalů se zdálo být adekvátním. Jako řešení odstranění zakopávání špičky PDK o samotný pás se zdálo být jako vhodné zvýšit na několik minut jeho náklon, kdy pacient musel více zapojovat svaly přední strany stehna PDK. Stejného efektu zpočátku bylo dosaženo rovněž zvýšením rychlosti, kdy možné vysvětlení spočívá v kratším čase stráveném v mezišvihové fázi, a tedy kratší nutnosti zmíněné svaly zapojit. V nižších rychlostech tento nedostatek však stále přetrvával.

Zvýšení náklonu pásu se zdálo mít pozitivní přínos rovněž při snaze o zkvalitnění došlapu, kdy pacient nebyl prakticky nebyl schopen kontaktu paty PDK s pásem. Při zvýšení náklonu během prvních několika minut terapie musel pacient vynaložit více

úsilí právě při zatížení paty PDK. Zpočátku byl viditelný značný souhyb trupu, kdy se pacient výrazně vychyloval na pravou stranu, aby zmíněného efektu dosáhl. Po korekcích byl schopen se navrátit do napřímené polohy, přičemž kontakt paty se o zlepšil. Prakticky plný kontakt byl zřejmý po navrácení pásu do vodorovné pozice.

Výsledky bakalářské práce naznačují možný pozitivní vliv u pacienta H. Z. V rámci výstupního vyšetření bylo objektivně prokázáno zlepšení stability a výdrže. Pacient se v testování pomocí BBS přesunul do kategorie se středním rizikem pádů, baropodometrické vyšetření poukázalo na kvalitnější rozložení váhy během stoje a prodloužila se i vzdálenost kterou byl schopen pacient absolvovat. V 6MWT se absolvovaná vzdálenost prodloužila o 34 metrů na 72 metrů a čas který pacient strávil vykonáváním testu TUG se zkrátil o 22 sekund na 59 sekund.

Pozitivního přínosu robotem asistované lokomoční terapie si mimo pacientovu matku povšimla i fyzioterapeutka, která ho téměř pravidelně, každý týden, posledních 15 let navštěvuje. Již po několika prvních společných terapiích na AlterG zpozorovala mírné zlepšení PDK, kdy ji byl pacient během nácviku chůze schopen více zatížit a celkově kvalitněji zapojit do chůzového vzorce. Zároveň uvedla, že pacient zvládl lépe zamykat kolenní kloub PDK a se současně viditelně aktivnějším zapojením během terapií se únava dostavila později, než bylo zvykem, přičemž pozorována byla také nižší spasticita během pasivních pohybů obou DKK.

V období, kdy probíhaly terapie pacient prodělal onemocnění Covid-19, což se podepsalo také na jeho výkonu. Terapie byly přerušeny po dobu více než jednoho měsíce, přičemž po většinu tohoto času pacient neabsolvoval ani terapie v domácím prostředí. Při navrácení se k terapiím v AlterG se opět projeví nedostatky PDK, primárně opět při odvíjení a došlap chodidla. Postupem času bylo možné tyto nedostatky eliminovat a pacientovu kvalitu chůze nadále zdokonalovat.

Pacient se výzkumu v rámci bakalářské práce nepodrobil poprvé, jako proband působil v kazuistické práci předchozí akademický rok (2020/21). Pro jeho rehabilitaci chůze byl využito přístroj ReoAmbulator, který se vyznačuje mj. přítomností exoskeletonových ortéz pro DKK. Stejně jako v případě výsledků této práce se pacient zlepšil napříč kvalitativními a kvantitativními ukazateli.

Při vstupním vyšetření v rámci této práce, které proběhlo v lednu 2022 byl však zjištěn rozdíl oproti předchozím výstupním hodnotám z března 2021. Prakticky stejná zůstala vzdálenost, kterou byl pacient schopen absolvovat, navrátila se však potřeba asistence druhé osoby během chůze a různé nedostatky v oblasti rovnováhy. V tomto časovém rozmezí pacient neprodělal žádné onemocnění ani úraz, vyvstává tedy otázka dlouhodobého efektu lokomoční terapie.

Bohužel v současné literatuře, alespoň v případě traumatických úrazů mozku, dlouhodobě přetrvávající efekty robotem asistované terapie chůze zatím nebyly dostatečně popsány. V některých publikovaných studiích je popsáno zhodnocení maximálně po několika týdnech od jejich ukončení, ale stále chybí porovnání s odstupem v řádu měsíců až roků. Tato problematika se tedy nabízí jako pole pro budoucí výzkum.

Jak bylo v diskuzi zmíněno výše, uskutečněné studie se napříč poruchami chůze různých diagnóz shodují v několika bodech. Pro optimální výsledky je nezištné, aby terapie probíhaly spíše častěji a v mnohem delším časovém horizontu, než je pár týdnů. Rovněž by bylo vhodné, aby do nich bylo zahrnuto více pacientů, což v případě traumatických úrazů mozku platí dvojnásob. Spolu s dalšími autory vidím pozitiva nejen v atraktivnosti terapie pro pacienty, kteří mnohdy podstoupili desítky až stovky hodin konvenčních terapií. Robotická rehabilitace pro ně představuje něco nového, přínosného a při současném využití VR mnohdy i velmi zábavného. Snížena je rovněž zátěž na terapeuty samotné, kteří mohou v rámci terapie „jen“ dávat pozor

na její průběh a případně korigovat daného pacienta. Předností robotických přístrojů je taktéž schopnost vykonat obrovské množství pasivních či aktivně-asistovaných pohybů za pacienta, přičemž tento fakt například díky VR nemusí ani vnímat a může brát celou terapii jako hru.

Pokud bych měl shrnout celkovou zkušenost a poznatky z posledních měsíců, hodnotím společné terapie jako úspěšně a pro můj budoucí profesní život velmi obohacující. Kladně terapie hodnotil také pacient samotný a jeho nejbližší okolí včetně fyzioterapeutky, v jejíž péči je již řadu let. Udával, že se na terapii těšil, v jejich průběhu působil pozitivně a neustále chtěl posouvat své hranice dál. Jak s pacientem, tak s přístrojem se mi pracovalo velmi dobře a jsem rád, že jsem možnost se více seznámit s touto, pro mě novou, cestou terapie.

8 ZÁVĚR

Tato práce byla členěna do dvou hlavních částí. V první polovině byl popsán současný stav na poli robotické rehabilitace chůze a ve druhá byla popsána kazuistika pacienta s centrální spastickou tetraparézou, který podstoupil sérii terapií v antigravitačním trenažéru AlterG.

V metodice byl popsán také zmíněný přístroj AlterG a představeny kontrolní testy, které pacient podstoupil. Ve speciální části byly vylíčeny jednotlivé terapie a modifikace nastavení přístroje, které byly využity.

Cíle vytyčené v úvodu práce považuji za splněné, pacient se zlepšil jak ve výdrži v rámci testů chůze, tak ve statické i dynamické rovnováze a vyhodnoceno bylo rovněž optimální nastavení přístroje, díky kterému k těmto výsledkům bylo dosaženo.

Bylo by však vhodné, stejně jako udávají autoři zahraničních studií, aby výzkum probíhal déle a na větším množství probandů.

9 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

10MWT – 10metrový test chůze

6MWT – 6 minute walk test, 6minutový test chůze

AA – alergologická anamnéza

ADL – activities of daily living

AGT – antigravitační trenažer, antigravity treadmill

aj. – a jiné

apod. – a podobně

BBS – Bergova balanční škála

CMP – cévní mozková příhoda

CNS – centrální nervová soustava

ČVUT – České vysoké učení technické

DK – dolní končetina

DKK – dolní končetiny

DMO – dětská mozková obrna

dx. – dexter, pravý

FA – farmakologická anamnéza

FAC – Functional Ambulation Category, funkční kategorie chůze

FBMI – Fakulta biomedicínského inženýrství

FN – fakultní nemocnice

GT – Gait Trainer, obchodní název přístroje pro robotickou rehabilitaci

HK – horní končetina

HKK – horní končetiny

HPP – Harris hip score, dotazník pro pacienty po prodělané TEP kyčle

JIP – jednotka intenzivní péče

KMP – kompletní míšní přerušeni

KS – kontrolní skupina

LDK – levá dolní končetina

LHK – levá horní končetina

m. – musculus

min. – minuta

NO – nynější onemocnění

OA – osobní anamnéza

OS – osteosyntéza

P/A – posterior/anterior

PDK – pravá dolní končetina

PHK – pravá horní končetina

RA – rodinná anamnéza

SA – sociální anamnéza

spol. – spoluautoři

stp. – status post

TEP – totální endoprotéza

TGT – treadmill gait training, nácvik chůze na chodícím pásu

TUG – Timed up and go

VAS - vertebrogenní algický syndrom

VCH – vodní chodník

VR – virtuální realita

10 SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

1. SUDARSKY, Lewis. Neurologic disorders of gait. *Current Neurology and Neuroscience Reports* [online]. 2001, 1(4), 350-356 [cit. 2022-03-16]. ISSN 1528-4042. Dostupné z: doi:10.1007/s11910-001-0089-4
2. CALABRÒ, Rocco Salvatore, Alberto CACCIOLA, Francesco BERTÈ, et al. Robotic gait rehabilitation and substitution devices in neurological disorders: where are we now?. *Neurological Sciences* [online]. 2016, 37(4), 503-514 [cit. 2022-02-22]. ISSN 1590-1874. Dostupné z: doi:10.1007/s10072-016-2474-4
3. HORNBY, T George, David H ZEMON a Donielle CAMPBELL. Robotic-Assisted, Body-Weight-Supported Treadmill Training in Individuals Following Motor Incomplete Spinal Cord Injury. *Physical Therapy* [online]. 2005, 85(1), 52-66 [cit. 2022-03-16]. ISSN 0031-9023. Dostupné z: doi:10.1093/ptj/85.1.52
4. MEKKI, Marwa, Andrew D. DELGADO, Adam FRY, David PUTRINO a Vincent HUANG. Robotic Rehabilitation and Spinal Cord Injury: a Narrative Review. *Neurotherapeutics* [online]. 2018, 15(3), 604-617 [cit. 2022-03-16]. ISSN 1933-7213. Dostupné z: doi:10.1007/s13311-018-0642-3
5. ALCOBENDAS-MAESTRO, Mónica, Ana ESCLARÍN-RUZ, Rosa M. CASADO-LÓPEZ, Alejandro MUÑOZ-GONZÁLEZ, Guillermo PÉREZ-MATEOS, Esteban GONZÁLEZ-VALDIZÁN a José Luis R. MARTÍN. Lokomat Robotic-Assisted Versus Overground Training Within 3 to 6 Months of Incomplete Spinal Cord Lesion. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [online]. 2012, 26(9), 1058-1063 [cit. 2022-03-16]. ISSN 1545-9683. Dostupné z: doi:10.1177/1545968312448232

6. VAN SILFHOUT, Lysanne, Zdeněk VÁŇA, Jakub PĚTIOKÝ, Michael J. R. EDWARDS, Ronald H. M. A. BARTELS, Henk VAN DE MEENT a Allard J. F. HOSMAN. Highest ambulatory speed using Lokomat gait training for individuals with a motor-complete spinal cord injury: a clinical pilot study. *Acta Neurochirurgica* [online]. 2020, 162(4), 951-956 [cit. 2022-02-16]. ISSN 0001-6268. Dostupné z: doi:10.1007/s00701-019-04189-5
7. SUKONTHAMARN, Kwanyupa, Sopatip RERKMOUNG, Nipaporn KONJEN, Jittima CHAROENLIMPRASERT a Sunisa SRIAOUM. Effectiveness of Anti-Gravity Treadmill Training in Improving Walking Capacity and Balance in Hemiparetic Stroke Patients: A Randomized Controlled Trial. *Journal of the Medical Association of Thailand* [online]. 2019, 102(9) [cit. 2021-09-30]. ISSN 2408-1981. Dostupné z: <http://www.jmatonline.com/index.php/jmat/article/view/9896>
8. JOHNSON, Catherine Owens, Minh NGUYEN, Gregory A ROTH, et al. Global, regional, and national burden of stroke, 1990–2016: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2016. *The Lancet Neurology* [online]. 2019, 18(5), 439-458 [cit. 2021-10-5]. ISSN 14744422. Dostupné z: doi:10.1016/S1474-4422(19)30034-1
9. STINEAR, Cathy M, Catherine E LANG, Steven ZEILER a Winston D BYBLOW. Advances and challenges in stroke rehabilitation. *The Lancet Neurology* [online]. 2020, 19(4), 348-360 [cit. 2021-10-5]. ISSN 14744422. Dostupné z: doi:10.1016/S1474-4422(19)30415-6
10. BRUNI, Maria Federica, Corrado MELEGARI, Maria Cristina DE COLA, Alessia BRAMANTI, Placido BRAMANTI a Rocco Salvatore CALABRÒ.

What does best evidence tell us about robotic gait rehabilitation in stroke patients: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Clinical Neuroscience* [online]. 2018, 48, 11-17 [cit. 2022-02-22]. ISSN 09675868. Dostupné z: doi:10.1016/j.jocn.2017.10.048

11. PARK, Jae Ho a Yi Jung CHUNG. Comparison of Aquatic Treadmill and Anti-Gravity Treadmill Gait Training to Improve Balance and Gait Abilities in Stroke Patients. *The Journal of Korean Physical Therapy* [online]. 2018, 30(2), 67-72 [cit. 2021-10-4]. ISSN 1229-0475. Dostupné z: doi:10.18857/jkpt.2018.30.2.67
12. CALABRÒ, Rocco Salvatore, Luana BILLERI, Veronica Agata ANDRONACO, et al. Walking on the Moon: A randomized clinical trial on the role of lower body positive pressure treadmill training in post-stroke gait impairment. *Journal of Advanced Research* [online]. 2020, 21, 15-24 [cit. 2021-9-30]. ISSN 20901232. Dostupné z: doi:10.1016/j.jare.2019.09.005
13. HESSE, Stefan, Cordula WERNER, Helma SEIBEL, Sophie VON FRANKENBERG, Eva-Maria KAPPEL, Stephen KIRKER a Martin KÄDING. Treadmill training with partial body-weight support after total hip arthroplasty: a randomized controlled trial¹¹No commercial party having a direct financial interest in the results of the research supporting this article has or will confer a benefit upon the author(s) or upon any organization with which the author(s) is/are associated. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2003, 84(12), 1767-1773 [cit. 2022-03-29]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi:10.1016/S0003-9993(03)00434-9
14. KOO, Kyo-in, Chang Ho HWANG a Jose María BLASCO. Five-day rehabilitation of patients undergoing total knee arthroplasty using an end-

effector gait robot as a neuromodulation blending tool for deafferentation, weight offloading and stereotyped movement: Interim analysis. PLOS ONE [online]. 2020, 15(12) [cit. 2022-03-29]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0241117

15. BAX, Martin, Murray GOLDSTEIN, Peter ROSENBAUM, Alan LEVITON, Nigel PANETH, Bernard DAN, Bo JACOBSSON a Diane DAMIANO. Proposed definition and classification of cerebral palsy, April 2005. *Developmental Medicine & Child Neurology* [online]. 2005, 47(8), 571-576 [cit. 2022-02-21]. ISSN 0012-1622. Dostupné z: doi:10.1017/S001216220500112X
16. BAYON, Cristina a Rafael RAYA. Robotic Therapies for Children with Cerebral Palsy: A Systematic Review. *Translational Biomedicine* [online]. 2016, 7(1) [cit. 2022-02-19]. ISSN 21720479. Dostupné z: doi:10.21767/2172-0479.100044
17. DRUŻBICKI, M, W RUSEK, S SNELA, et al. Functional effects of robotic-assisted locomotor treadmill therapy in children with cerebral palsy. *Journal of Rehabilitation Medicine* [online]. 2013, 45(4), 358-363 [cit. 2022-02-19]. ISSN 1650-1977. Dostupné z: doi:10.2340/16501977-1114
18. MEYER-HEIM, Andreas a Hubertus J.A. VAN HEDEL, 2013. Robot-Assisted and Computer-Enhanced Therapies for Children with Cerebral Palsy: Current State and Clinical Implementation. *Seminars in Pediatric Neurology* [online]. 20(2), 139-145 [cit. 2022-02-21]. ISSN 10719091. Dostupné z: doi:10.1016/j.spen.2013.06.006
19. MEYER-HEIM, A, I BORGGRAEFE, C AMMANN-REIFFER, St BERWECK, F H SENNHAUSER, G COLOMBO, B KNECHT a F HEINEN. Feasibility of

robotic-assisted locomotor training in children with central gait impairment. *Developmental Medicine & Child Neurology* [online]. 2007, 49(12), 900-906 [cit. 2022-02-21]. ISSN 00121622. Dostupné z: doi:10.1111/j.1469-8749.2007.00900.x

20. SMANIA, Nicola, Paola BONETTI, Marialuisa GANDOLFI, et al. Improved Gait After Repetitive Locomotor Training in Children with Cerebral Palsy. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* [online]. 2011, 90(2), 137-149 [cit. 2022-02-21]. ISSN 0894-9115. Dostupné z: doi:10.1097/PHM.0b013e318201741e
21. WEBER, Lynne M., Joel STEIN a Richard L. HARVEY. The use of robots in stroke rehabilitation: A narrative review. *NeuroRehabilitation*. 2018, 43(1), 99-110. ISSN 10538135. Dostupné z: doi:10.3233/NRE-172408
22. International Industry Society in Advanced Rehabilitation Technology: Shaping the Future of Rehabilitation. *Principles of New Technologies* [online]. [cit. 2022-03-28]. Dostupné z: https://iisart.org/wp-content/uploads/2020/03/sp3_principles_new_technologies.zip
23. MARCHAL-CRESPO, Laura a Robert RIENER. Robot-assisted gait training. *Rehabilitation Robotics* [online]. Elsevier, 2018, 2018, s. 227-240 [cit. 2022-03-15]. ISBN 9780128119952. Dostupné z: doi:10.1016/B978-0-12-811995-2.00016-3
24. MCNEILL, David K.P., Hendrik D. DE HEER, Roger G. BOUNDS a J. Richard COAST. Accuracy of Unloading With the Anti-Gravity Treadmill. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. 2015, 29(3), 863-868 [cit. 2021-10-6]. ISSN 1064-8011. Dostupné z: doi:10.1519/JSC.0000000000000678

25. RUCKSTUHL, Heidi, Jenniefer KHO, Matthew WEED, Miles W. WILKINSON a Alan R. HARGENS. Comparing two devices of suspended treadmill walking by varying body unloading and Froude number [online]. 2009, 30(4), 446-451 [cit. 2021-10-5]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2009.07.001

26. 'Anti-Gravity' Treadmills Speed Rehabilitation. NASA Spinoff: Health and Medicine [online]. 2009 [cit. 2021-10-5]. Dostupné z: https://spinoff.nasa.gov/Spinoff2009/hm_5.html

27. ERDOĞAN UÇAR, Demet, Nurdan PAKER a Derya BUĞDAYCI. Lokomat: A therapeutic chance for patients with chronic hemiplegia. NeuroRehabilitation [online]. 2014, 34(3), 447-453 [cit. 2022-02-16]. ISSN 18786448. Dostupné z: doi:10.3233/NRE-141054

28. REHA-STIM. Gait Trainer GT II: Datasheet. In: Reha-Stim Medtec [online]. 2019 [cit. 2022-03-30]. Dostupné z: https://reha-stim.com/wp-content/uploads/2019/07/EN_GTII_Datasheet_072019-1.pdf

29. KIM, JE NAM, MI YEON SHIN, WOO SUK CHONG, CHANG HO YU a KYONG KIM. Development of rail-based dynamic rehabilitation training system considering user's movement. Journal of Mechanics in Medicine and Biology [online]. [cit. 2022-04-03]. ISSN 0219-5194. Dostupné z: doi:10.1142/S0219519422400036

30. ZeroG: Gait & Balance System, 2021. Aretech: The most sophisticated robotic body-weight support system in the world [online]. [cit. 2022-04-03]. Dostupné z: <https://www.aretechllc.com/products/zerog-gait-and-balance/>

31. TALATY, Mukul, Alberto ESQUENAZI a Jorge E. BRICENO. Differentiating ability in users of the ReWalk™ powered exoskeleton: An analysis of walking kinematics. In: 2013 IEEE 13th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR) [online]. IEEE, 2013, 2013, s. 1-5 [cit. 2022-02-16]. ISBN 978-1-4673-6024-1. Dostupné z: doi:10.1109/ICORR.2013.6650469
32. SHEIN, Esther. Exoskeletons today. Communications of the ACM [online]. 2019, 62(3), 14-16 [cit. 2022-03-23]. ISSN 0001-0782. Dostupné z: doi:10.1145/3303851
33. SWAMINATHAN, Krithika a Hermano Igo KREBS. Analysis of the anklebot training as a method for reducing lower-limb paretic impairment a case study in electromyography. In: 2015 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR) [online]. IEEE, 2015, 2015, s. 555-558 [cit. 2022-03-23]. ISBN 978-1-4799-1808-9. Dostupné z: doi:10.1109/ICORR.2015.7281258
34. WINTER, Carla, Florian KERN, Dominik GALL, Marc Erich LATOSCHIK, Paul PAULI a Ivo KÄTHNER, 2021. Immersive virtual reality during gait rehabilitation increases walking speed and motivation: a usability evaluation with healthy participants and patients with multiple sclerosis and stroke. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation [online]. 18(1) [cit. 2022-02-23]. ISSN 1743-0003. Dostupné z: doi:10.1186/s12984-021-00848-w
35. MASSETTI, Thais, Talita Dias DA SILVA, Tânia Brusque CROCETTA, et al. The Clinical Utility of Virtual Reality in Neurorehabilitation: A Systematic Review. Journal of Central Nervous System Disease [online]. 2018, 10 [cit. 2022-02-23]. ISSN 1179-5735. Dostupné z: doi:10.1177/1179573518813541

36. WEECH, Séamas, Sophie KENNY a Michael BARNETT-COWAN. Presence and Cybersickness in Virtual Reality Are Negatively Related: A Review. *Frontiers in Psychology* [online]. 2019, 10 [cit. 2022-05-04]. ISSN 1664-1078. Dostupné z: doi:10.3389/fpsyg.2019.00158
37. BRYANT, Lucy, Bronwyn HEMSLEY, Benjamin BAILEY, et al. Opportunities for the Implementation of Immersive Virtual Reality in Rehabilitation: Opportunities for Immersive Virtual Reality in Rehabilitation: Focus on Communication Disability [online]. In: . Honolulu, Hawaii ScholarSpace 2020, 2020, s. 3567-3576 [cit. 2022-04-10]. ISBN 978-0-9981331-3-3. Dostupné z: doi:10.24251/HICSS.2020.437
38. HOBBS, Bradley a Panagiotis ARTEMIADIS. A Review of Robot-Assisted Lower-Limb Stroke Therapy: Unexplored Paths and Future Directions in Gait Rehabilitation. *Frontiers in Neurorobotics* [online]. 2020, 14 [cit. 2022-04-10]. ISSN 1662-5218. Dostupné z: doi:10.3389/fnbot.2020.00019
39. NAVRÁTIL, Leoš. Vnitřní lékařství pro nelékařské zdravotnické obory. 2., zcela přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada Publishing, 2017. ISBN 978-80-271-0210-5.
40. ROGERS, J. H. Romberg and his test. *The Journal of Laryngology & Otology* [online]. 1980, 94(12), 1401-1404 [cit. 2022-03-29]. ISSN 0022-2151. Dostupné z: doi:10.1017/S002221510009023X
41. OPAVSKÝ, Jaroslav. Neurologické vyšetření v rehabilitaci pro fyzioterapeuty. Olomouc: Univerzita Palackého, 2003. ISBN 80-244-0625-x.

42. KOLÁŘ, Pavel. Rehabilitace v klinické praxi. Druhé vydání. Praha: Galén, [2020]. ISBN 978-80-7492-500-9
43. VIVEIRO, Larissa Alamino Pereira, Gisele Cristine Vieira GOMES, Jéssica Maria Ribeiro BACHA, Nelson CARVAS JUNIOR, Marina Esteves KALLAS, Muriel REIS, Wilson JACOB FILHO a José Eduardo POMPEU. Reliability, Validity, and Ability to Identify Fall Status of the Berg Balance Scale, Balance Evaluation Systems Test (BESTest), Mini-BESTest, and Brief-BESTest in Older Adults Who Live in Nursing Homes. *Journal of Geriatric Physical Therapy* [online]. 2019, 42(4), E45-E54 [cit. 2022-03-23]. ISSN 1539-8412. Dostupné z: doi:10.1519/JPT.0000000000000215
44. LARATTA, Joseph L., Steven D. GLASSMAN, Abiola A. ATANDA, John R. DIMAR, Jeffrey L. GUM, Charles H. CRAWFORD III, Kelly BRATCHER a Leah Y. CARREON. The Berg balance scale for assessing dynamic stability and balance in the adult spinal deformity (ASD) population. *Journal of Spine Surgery* [online]. 2019, 5(4), 451-456 [cit. 2022-03-23]. ISSN 2414469X. Dostupné z: doi:10.21037/jss.2019.09.15
45. FEKA, Kaltrina, Francesco POMARA, Giuseppe RUSSO, et al. How do sports affect static baropodometry? An observational study among women living in southern Italy. *Human Movement* [online]. 2019, 20(1), 9-16 [cit. 2022-03-22]. ISSN 1899-1955. Dostupné z: doi:10.5114/hm.2019.78091
46. ZEMAN, Marek. *Obecné základy kinezioterapie*. České Budějovice: Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích, Zdravotně sociální fakulta, 2016. ISBN 978-80-7394-584-8.

47. SHUMWAY-COOK, Anne, Sandy BRAUER a Marjorie WOOLLACOTT. Predicting the Probability for Falls in Community-Dwelling Older Adults Using the Timed Up & Go Test. *Physical Therapy* [online]. 2000, 80(9), 896-903 [cit. 2022-03-20]. ISSN 0031-9023. Dostupné z: doi:10.1093/ptj/80.9.896
48. SCIVOLETTO, G, F TAMBURELLA, L LAURENZA, C FOTI, J F DITUNNO a M MOLINARI. Validity and reliability of the 10-m walk test and the 6-min walk test in spinal cord injury patients. *Spinal Cord* [online]. 2011, 49(6), 736-740 [cit. 2022-03-20]. ISSN 1362-4393. Dostupné z: doi:10.1038/sc.2010.180
49. HOLDEN, Maureen K., Kathleen M. GILL, Marie R. MAGLIOZZI, John NATHAN a Linda PIEHL-BAKER. Clinical Gait Assessment in the Neurologically Impaired. *Physical Therapy* [online]. 1984, 64(1), 35-40 [cit. 2022-03-23]. ISSN 0031-9023. Dostupné z: doi:10.1093/ptj/64.1.35
50. VIOSCA, Enrique, José L. MARTÍNEZ, Pedro L. ALMAGRO, Antonio GRACIA a Carmen GONZÁLEZ. Proposal and Validation of a New Functional Ambulation Classification Scale for Clinical Use. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2005, 86(6), 1234-1238 [cit. 2022-03-23]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi:10.1016/j.apmr.2004.11.016
51. MEHRHOLZ, Jan, Katja WAGNER, Katja RUTTE, Daniel MEIBNER a Marcus POHL. Predictive Validity and Responsiveness of the Functional Ambulation Category in Hemiparetic Patients After Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2007, 88(10), 1314-1319 [cit. 2022-03-23]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi:10.1016/j.apmr.2007.06.764

52. AlterG Anti-Gravity Treadmill®: User Manual [online], 2021. US [cit. 2022-03-23]. Dostupné z: <https://www.alterg.com/wp-content/uploads/2021/07/D000348-00-User-Manual-Via-400-Rev-C.pdf>
53. SCHWARTZ, Isabella a Zeev MEINER. Robotic-Assisted Gait Training in Neurological Patients: Who May Benefit?. *Annals of Biomedical Engineering* [online]. 2015, 43(5), 1260-1269 [cit. 2022-02-16]. ISSN 0090-6964. Dostupné z: doi:10.1007/s10439-015-1283-x

11 SEZNAM POUŽITÝCH OBRÁZKŮ

Obrázek 1 - Morning Walk (zdroj: kasihkaruniakekalpt.com)	20
Obrázek 2 - Exoskeleton pro HK (zdroj: www.iisart.org).....	25
Obrázek 3 - Exoskeleton pro DKK (zdroj: www.iisart.org).....	25
Obrázek 4 – End-Effector pro HK (zdroj: www.iisart.org).....	26
Obrázek 5 – End-Effector pro DKK (zdroj: www.iisart.org).....	26
Obrázek 6 – AlterG Via 400, pohled zezadu (zdroj: www.alterg.com).....	28
Obrázek 7 – Lokomat Pro (zdroj: Hocoma, Switzerland; www.hocoma.com)	29
Obrázek 8 - ReoAmbulator (zdroj: www.motorica.com).....	30
Obrázek 9 - Gait Trainer GT II (zdroj: www.reha-stim.com)	31
Obrázek 10 Lokomoční terapie na ZeroG (zdroj: www.aretchllc.com)	32
Obrázek 11 - ReWalk (zdroj: www.rewalk.com)	33
Obrázek 12 - Plošina Sensor Medica (zdroj: www.sensormedica.com).....	39
Obrázek 13 - Statické baropodometrické vstupní vyšetření (vlastní zdroj)	47
Obrázek 14 - Lokomoce před korekcí (vlastní zdroj).....	53
Obrázek 15 - Lokomoce po korekci (vlastní zdroj).....	53
Obrázek 16 - Zatížení chodidel a délka kroku při 0,4 km/h (vlastní zdroj).....	55
Obrázek 17 - Zatížení chodidel a délka kroku při 0,6 km/h (vlastní zdroj).....	55
Obrázek 18 - Hodnocení průběhu terapií (vlastní zdroj)	58
Obrázek 19 - Porovnání vstupního a výstupního baropodometrického vyšetření (vlastní zdroj).....	61

12 SEZNAM POUŽITÝCH TABULEK

Tabulka 1 – Rozdělení přístrojů pro robotickou rehabilitaci (zdroj: www.iisart.org)	24
Tabulka 2 - Výhody a nevýhody exoskeletonů (zdroj: www.iisart.org).....	25
Tabulka 3 - Výhody a nevýhody end-effectorů (zdroj: www.iisart.org)	26
Tabulka 4 - Bodové ohodnocení Bergovy balanční škály (zdroj: Laratta a spol.)	38
Tabulka 5 – Funkční kategorie chůze (zdroj: Merholz a spol.)	41
Tabulka 6 – Vstupní hodnoty Bergovy balanční škály (vlastní zdroj).....	46
Tabulka 7 - Data vstupní baropodometrie (vlastní zdroj).....	48
Tabulka 8 - Výstupní data Bergovy balanční škály (vlastní zdroj).....	60
Tabulka 9 - Data výstupní baropodometrie (vlastní zdroj)	62