

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav klinické rehabilitace

Viktorie Binderová

Robotická rehabilitace chůze

Bakalářská práce

Vedoucí práce: PhDr. Barbora Kolářová, Ph.D.

Olomouc 2024

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracovala samostatně a použila jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

Olomouc 7. květen 2024

Viktorie Binderová

PODĚKOVÁNÍ

Ráda bych touto cestou vyjádřila poděkování vedoucí práce, paní PhDr. Barboře Kolářové, Ph.D., za její čas, trpělivost a odborné rady, při vedení této bakalářské práce. Velké díky patří také mé rodině a přátelům za pomoc a podporu.

ANOTACE

Typ závěrečné práce: Bakalářská práce teoreticko-přehledová

Téma práce: Robotická rehabilitace chůze

Název práce: Robotická rehabilitace chůze

Název práce v AJ: Robotic-assisted gait training

Datum zadání: 2023-11-30

Datum odevzdání: 2024-05-07

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

Autor práce: Viktorie Binderová

Vedoucí práce: PhDr. Barbora Kolářová, Ph.D.

Oponent práce: Mgr. Hana Haltmar

Abstrakt v ČJ:

Tato bakalářská práce se zabývá poruchami chůze u pacientů s vybranými diagnózami a hledáním odpovědi na otázku, zda právě robotická rehabilitace chůze je správnou volbou pro zařazení do terapeutického plánu. Jelikož existuje široká škála onemocnění, které způsobují různé poruchy chůze, bylo pro potřeby této práce vybráno pouze šest častých diagnóz, způsobující různé typy poruch chůze: subakutní CMP, míšní léze, roztroušená skleróza, kraniocerebrální trauma, Parkinsonova nemoc a periferní paréza dolních končetin.

V bakalářské práci je nejprve předestřen její cíl, tedy, stanovení přínosů a limitů robotické rehabilitace chůze u vybraných diagnóz. Dále je zde definována chůze jakožto bipedální lokomoce a popsán krokový cyklus. Následuje kineziologický a neurofyziologický podklad zdravé chůze, který je důležitý pro srovnání fyziologické chůze a patologických odchylek při chůzi. Neurofyziologický podklad chůze je pak důležitý pro pochopení principu neuroplasticity, vlastnosti centrálního nervového systému, která hraje zásadní roli při neurorehabilitaci chůze.

Pro pochopení individuality vybraných onemocnění je zde ve zkratce popsána etiopatogeneze jednotlivých diagnóz. Větší část těchto kapitol se poté věnuje poruchám chůze, které na základě daného onemocnění vznikají.

Další část je věnována definici samotné robotické rehabilitace chůze, a vysvětlení na jakém neurofyziologickém principu rehabilitace funguje. Důležitou část také představuje rozdělení a klasifikace robotických systémů, jelikož pro robotickou rehabilitaci chůze je v dnešní době možné použít celou škálu různých rehabilitačních zařízení, od stacionárních, přes mobilní až po zařízení využívající virtuální realitu pro podpoření terapeutického efektu.

V závěru práce je tedy snaha o souhrnné vyhodnocení přínosů, limitů, či rizik robotické rehabilitace chůze u vybraných diagnóz, na podkladě evidence based medicine.

Abstrakt v AJ:

This bachelor's thesis deals with gait disorders in selected diagnoses and determining, whether robotic gait rehabilitation is the right choice for inclusion in the therapeutic plan. Since there is a wide range of diseases that cause different gait disorders, only six frequent diagnoses, causing different types of gait disorders, were selected for the purpose of this work: stroke, spinal cord lesions, multiple sclerosis, traumatic brain injury, Parkinson's disease, and peripheral paresis of the lower limb.

In the bachelor's thesis, its goal is first outlined, which is to determine the benefits and limits of robotic gait rehabilitation for selected diagnoses. Furthermore, walking is defined here as a bipedal locomotion, and the step cycle is described. It includes the kinesiological and neurophysiological analysis of healthy gait, which is important for comparing physiological gait and pathological gait deviations. The neurophysiological basis of walking is important for understanding the principle of neuroplasticity, a property of the central nervous system that plays a fundamental role in the neurorehabilitation of walk.

In order to understand the individuality of the selected diseases, the etiopathogenesis of individual diagnoses is briefly described here. The larger part of this chapter is then devoted to gait disorders that arise from the given disease.

The next part deals with the definition of robotic gait rehabilitation itself, and an explanation of the neurophysiological principle of rehabilitation. The next sub-chapter is dedicated to the division and classification of robotic systems, as nowadays it is possible to use a whole range of different rehabilitation devices for robotic gait rehabilitation, from stationary to mobile to devices using virtual reality for documentation of the therapeutic effect.

At the end of the thesis, there is an effort to comprehensively evaluate the benefits, limits, or risks of robotic gait rehabilitation for selected diagnoses, on the basis of evidence-based medicine.

Klíčová slova v ČJ: krokový cyklus, neurofyziologie chůze, kineziologie chůze, robotická rehabilitace chůze, Lokomat, robotické exoskeletony, subakutní cévní mozková příhoda, míšní léze, roztroušená skleróza, kraniocerebrální trauma, Parkinsonova nemoc, periferní paréza dolních končetin

Klíčová slova v AJ: step cycle, neurophysiology of gait, kinesiology of gait, robotic assisted gait training, Lokomat, robotic exoskeletons, subacute stroke, spinal cord injury, sclerosis multiplex, traumatic brain injury, Parkinson disease, peripheral nerve injury to the lower limbs

Rozsah: 62 stran/6 příloh

Obsah

Úvod	9
1 Cíle práce.....	10
2 Chůze – bipedální lokomoce	11
2.1 Krokový cyklus	11
2.2 Kineziologie chůze	11
2.3 Neurofyziologie chůze.....	13
3 Poruchy chůze u vybraných diagnóz.....	15
3.1 Cévní mozková příhoda.....	15
3.1.1 Etiopatogeneze.....	15
3.1.2 Charakteristika poruch chůze u cévní mozkové příhody.....	16
3.2 Míšní léze	18
3.2.1 Etiopatogeneze.....	18
3.2.2 Charakteristika poruch chůze u míšní léze	18
3.3 Roztroušená skleróza	20
3.3.1 Etiopatogeneze.....	20
3.3.2 Charakteristika poruch chůze u roztroušené sklerózy	20
3.4 Kraniocerebrální trauma	21
3.4.1 Etiopatogeneze.....	21
3.4.2 Charakteristika poruch chůze u kraniocerebrálního traumatu.....	22
3.5 Parkinsonova nemoc	23
3.5.1 Etiopatogeneze.....	23
3.5.2 Charakteristika poruch chůze u Parkinsonovy nemoci.....	23
3.6 Periferní paréza dolních končetin	24
3.6.1 Etiopatogeneze.....	24
3.6.2 Charakteristika poruch chůze u periferních paréz dolních končetin	25
4 Robotická rehabilitace chůze	27
4.1 Neurofyziologický podklad robotické rehabilitace chůze	27
4.2 Základní rozdělení a příklady robotických systémů pro rehabilitaci chůze	29
4.2.1 Roboticky řízené systémy.....	29
4.2.2 Neaktuátorové přístroje	30
4.2.3 Zařízení využívající funkční elektrickou stimulaci	30
4.2.4 Sensorové technologie.....	30
4.2.5 Rehabilitační přístroje využívající virtuální realitu	31

5	Efektivita robotické rehabilitace chůze u vybraných diagnóz na podkladě evidence based medicine	32
5.1	Cévní mozková příhoda.....	32
5.2	Míšní léze	34
5.3	Roztroušená skleróza	36
5.4	Kraniocerebrální trauma	37
5.5	Parkinsonova nemoc.....	38
5.6	Periferní paréza končetin	39
6	Stanovení možných limitů robotických technologií.....	41
7	Přínos tématu bakalářské práce pro klinickou praxi	43
	Závěr.....	44
	Referenční zdroje.....	46
	Seznam zkratk.....	56
	PŘÍLOHA 1	57
	PŘÍLOHA 2.....	58
	PŘÍLOHA 3	59
	PŘÍLOHA 4.....	60
	PŘÍLOHA 5.....	61
	PŘÍLOHA 6.....	62

Úvod

Robotická rehabilitace chůze představuje inovativní a stále více se rozvíjející přístup k léčbě a obnovení pohyblivosti u pacientů s různými neurologickými poruchami a zraněními. Systémy robotické rehabilitace využívají pokročilé technologie, jako jsou robotické exoskeletony, end-efektorové systémy, biomechanická zpětná vazba, funkční elektrická stimulace a virtuální realita. Jedná se tak o cenné nástroje, které mohou fyzioterapeuti v současnosti využívat pro terapii chůze u závažných diagnóz, jako je cévní mozková příhoda, kraniocerebrální trauma, míšní léze, roztroušená skleróza nebo Parkinsonova nemoc. Využíváním robotických systémů lze simulovat přirozené pohyby chůze, poskytnout pacientům podporu a stabilitu, a přitom umožnit terapeutům sledovat a upravovat cvičení podle individuálních potřeb. Díky tomu lze dosáhnout zlepšení motorických dovedností, rovnováhy, koordinace a v některých případech také kognitivních funkcí pacienta. Tento moderní přístup k rehabilitaci otevírá nové možnosti pro pacienty a jejich terapeuty, což může vést k lepší kvalitě života, vyšší samostatnosti a obnovení důvěry ve vlastní schopnosti.

1 Cíle práce

Cílem této práce je popsat poruchy chůze u šesti vybraných diagnóz, a především určit, zda právě na základě robotické rehabilitace chůze může docházet ke zlepšení motorických, či kognitivních funkcí pacientů na principech neuroplasticity. Vedle toho také pojmenovat limity, či rizika s robotickou rehabilitací chůze spojené. Dále také přesně definovat robotickou rehabilitaci chůze a nabídnout přehled různých robotických přístrojů a exoskeletonů, které se k robotické rehabilitaci chůze v současnosti využívají.

2 Chůze – bipedální lokomoce

Bipedální lokomoce, známá také jako chůze, je základní pohybový stereotyp, vybudovaný u každého jedince již od počátku jeho vývoje. Je to komplexní pohybová funkce, která umožňuje některým zvířatům nebo lidem pohybovat se skrze jejich životní prostředí. Tento motorický akt je mimo jiné nezbytný pro přežití a umožňuje jednotlivcům najít potravu, uniknout nebezpečí, pářit se, nebo migrovat do vhodného prostředí (Kiehn et al., 2013, s. 1210).

2.1 Krokový cyklus

Základem pro správné vyšetření chůze a případné stanovení její patofyziologie je znalost tzv. krokového cyklu. Ten se skládá z jednotlivých fází chůze podle toho, jak chodidlo dopadá na podložku, nebo se od ní odvíjí. S tím se pojí také kineziologie pohybů segmentů těla v průběhu krokového cyklu. Typický krokový cyklus se skládá ze dvou hlavních částí: stojné fáze a švihové fáze. Během stojné fáze je noha v těsném kontaktu s podložkou, během švihové naopak ve vzduchu nad ní. Zatímco stojná fáze odpovídá asi 60 % krokového cyklu, švihová odpovídá jen zbylým 40 % (Akalan & Angin, 2020, s. 503).

V literatuře se objevují dva typy názvosloví fází krokového cyklu – dle Vaughana (1992) a dle Perryho (1992). V této práci bude používáno zejména častěji využívané názvosloví dle Perryho, vyjádřené v 8 fázích (viz příloha 1, s. 57) (Kolář et al., 2022, s. 48).

1. Počáteční kontakt.
2. Fáze zatížení (0 – 10%).
3. Střed stojné fáze (10 – 30%).
4. Terminální stoj (30 – 50%).
5. Předšvihová fáze (50 – 60%).
6. Počáteční švihová fáze (60 – 70%).
7. Střed švihové fáze (70 – 85%).
8. Terminální fáze švihu (85 – 100%).

2.2 Kineziologie chůze

Chůze člověka je pohyb, jehož koordinace vyplývá z anatomických charakteristik každého jednotlivce a je regulována tak, aby bylo dosaženo určeného cíle s minimálními energetickými ztrátami a aby nedošlo k nadměrnému namáhání nebo poškození pohybových struktur. Hlavní výzvou při chůzi není pouze koordinace rytmického pohybu dolních

končetin, ale také udržení stability těla a zachování rovnováhy. Porozumění základním mechanismům a principům chůze má význam nejen pro vědecký výzkum, ale i pro klinickou praxi.

Již ve 40. letech 20. století byla snaha co nejlépe porozumět mechanismu chůze a podrobněji jej popsat. Ortoped Verne Inman a inženýr Howard Eberhart v této době definovali chůzi na základě funkčně-anatomických mechanismů, které snižují její energetickou náročnost. Tento spíše mechanický přístup k problematice kineziologie chůze vzešel z jejich zkoumání zvýšených energetických nároků chůze s protézou. Na základě konečných modifikací tzv. segmentového modelu bylo definováno „šest determinant chůze“, dnes označovaných jako funkčně-anatomické mechanismy chůze:

1. střídavá horizontální rotace pánevního pletence,
2. pokles pánevního pletence na straně švihové končetiny spolu s flexí jejího kolene,
3. flexe kolene během prvních dvou třetin oporné fáze,
4. a 5. spojení plantární flexe hlezna a flexe kolene během první a poslední šestiny oporné fáze,
5. přirozená valgozita kolene s relativní addukcí v kyčli, které redukuje horizontální pohyby těžiště.

Navzdory někdejšímu zpochybnění významu tohoto modelu je v současné době stále využíván, protože umožňuje jednoduše a logicky vysvětlit význam pohybů v hlavních kloubech DKK, a pomáhá vysvětlovat mechanické důsledky jejich omezení nebo ztrát. Je však třeba zdůraznit, že tento koncept nezahrnuje některé další důležité faktory chůze, které v době vzniku modelu nebylo možné získat. Ty jsou popsány dále, také s využitím názvosloví fází krokového cyklu dle Perryho (Abu-Faraj et al., 2015, s. 12).

Klasická analýza chůze se obvykle zaměřuje zejména na pohyby v sagitální rovině, protože zde dochází k pohybům s velkým rozsahem. To je však příliš zjednodušený pohled, jelikož zde dochází k dalšímu sdružování pohybů na úrovni jednoho, nebo více kloubů, tzv. „joint coupling“. Důležitou roli hrají také sdružené rotační pohyby v transverzální a frontální rovině.

Ke konci fáze konečného švihu je hlezno v mírné supinaci, proto na něj při počátečním kontaktu působí pronační moment reakční síly podložky, vyvolávající pronaci v subtalárním kloubu. Pronace je spojena s odemknutím Chopartova kloubu a rotací bérce. Síla podložky vyvolá zároveň flexi v kolenním kloubu, a tento pohyb je opět spojen s vnitřní

rotaci bérce. Flektované koleno je odemknuto (viz příloha 2, s. 58). Tyto pohyby tvoří aktivní tlumení dopadu.

V průběhu středu stojné fáze koleno přechází do extenze, což doprovází zevní rotace bérce a koleno se opět uzamkne (viz příloha 3, s. 58). V hlezenním kloubu dochází k relativní dorziflexi a supinaci tahem tricepsu a plantární aponeurózy. Supinace v subtalárním kloubu je spojena se zevní rotací bérce, extenzí i uzamknutím Chopartova kloubu. Tím je zpevněno celé předonoží, k čemuž pomáhá také přítomnost tzv. kalkaneokuboidního zámku. Pro každého jedince je však tento průběh individuální, jelikož závisí na konkrétních anatomických odchylkách každého jedince, které jsou běžné například v oblasti kyčelního kloubu. Vznikají-li navíc při chůzi vlivem onemocnění nebo stáří různé kompenzační mechanismy, dochází v tomto vzorci k řetězení poruch od plosky nohy až po vyšší úseky páteře.

Je třeba také zmínit význam zkříženého pohybu HKK, který hraje v kineziologii chůze roli z hlediska snížení rotace trupu, který způsobuje energie švihové dolní končetiny. Pokud je funkce horních končetin z jakéhokoli důvodu omezena (onemocnění, nesení břemene apod.), částečně je tato funkce kompenzována pohyby trupu, pánve a hlavy, a zvýšenou aktivitou svalstva DKK. Pohyb HKK také není pouze pasivně kyvadlový, ale studie ukázaly, že aktivní pohyb paží facilituje funkci dolních končetin – čehož může být využito právě například při rehabilitaci chůze (Perry & Burnfield, 2010, s. 44, Vařeka et al., 2018, s. 81 - 84).

2.3 Neurofyziologie chůze

Chůze je záměrný, cíleně orientovaný projev chování, který je zahájen signály jdoucími buď z volní části mozkové kůry, nebo z emocionální části limbického systému. Je to výsledek velmi komplexního a složitého regulačního mechanismu, do kterého jsou současně zapojeny různé části nervového systému (Takakusaki, 2013, s. 1483).

Funkce nervového systému při řízení chůze se od ostatních motorických činností, které může lidské tělo vykonávat, velmi liší. Ať už se bavíme o vybavení patellárního reflexu, naučených pohybech těla při hraní tenisu, nebo hře na klavír, jedná se o pohyby, zahrnující komplexní koordinaci svalů v často neopakujících se vzorcích. Zatímco chůze je opakující se motorická aktivita, která zahrnuje aktivitu svalů a končetin těla, pracující v určitém repetitivním rytmu a vzorci. Ačkoli dochází k jistému druhu adaptace a maturace chůze, je to vrozený vzorec pohybu, který je u obratlovců, včetně člověka, uložen v jeho nervovém systému ještě před narozením. Logicky k tomuto druhu pohybu však nedochází dříve, než

po dozrání celého muskuloskeletálního systému, včetně posturální aktivity, v rámci fyziologického načasování vývoje jedince (Kiehn et al., 2013, s. 1210).

Na základě novějších studií prováděných na celé řadě obratlovců včetně člověka, můžeme s jistotou říct, že fázování a časování chůze je z většiny tvořeno spinálními interneuronálními sítěmi v míše, nazývanými centrální generátory lokomoce (central pattern generators - CPGs). Neurony v CPGs obdrží pokyn z mozku, na základě kterého dokáží vytvořit vzorec aktivity (chůze), která je převedena na motorické neurony a nakonec do svalů. Důležitou strukturou, hrající roli v zahájení lokomoce, je oblast v mesencephalu (v mozkovém kmeni) zvaná mesencephalická lokomoční oblast. Neurony z této oblasti nejdou přímo do míchy, ale vysílají své signály přes neurony retikulární formace, která je umístěna ve spodní části mozkového kmene. Ačkoli mohou CPG vytvářet rytmus a vzor chůze bez sensorických vstupů, výzkumy ukázaly, že při reálné chůzi jsou neurony v mesencephalické lokomoční oblasti upravovány na základě signálů jdoucích ze sensorických receptorů ve svalech a kůži - proprioceptory a exteroceptory pohybového systému - tak, aby mohla být chůze přímo přizpůsobena danému prostředí. Tyto signály ze sensorických vstupů jednak ovlivňují aktivitu CPG v míše, ale také jsou dále přenášeny do supraspinálních částí mozku, včetně mozečku. Dále výzkumy ukázaly, že i když pro lokomoci jako takovou není nutné zapojení korových oblastí mozku, kortiko-vizuální integrace je pro pokročilou chůzi v terénu nutná. Důvodem může být i například velmi drobná překážka v cestě. To mimo jiné dokazuje i přítomnost tzv. zrakových vzpřimovacích reflexů. Při experimentech bylo zjištěno, že po odstranění vestibulárních receptorů v labyrintu je zvíře schopno se postavit při otevřených očích, při zavřených však nikoli (Takakusaki, 2013, s. 1485 - 1488).

Z výzkumů dále vyplývá, že míšní lokomotorická oblast je strukturou podléhající neuromodulaci, která může způsobit pomalé a dlouhodobé změny ve funkci celého systému. Celkově je tedy chůze (lokomoce) řízena řadou neuronálních komponent, jsou jimi:

- neuronové síť v mozkové kůře, které volí dané motorické chování (v tomto případě lokomoci),
- neuronové síť v mozkovém kmeni, které zahajují lokomoci – mezencefalická lokomoční oblast,
- neuronové síť v míše, které generují (utvářejí) lokomoci – centrální generátory chůze (CPGs),
- sensorické signály z proprioceptorů a exteroceptorů, které přizpůsobují signály v míše danému prostředí,

- senzorické sítě, které zasílají informace do supraspinálních struktur (včetně mozečku) a jsou zde pro úpravu chůze v daném prostředí,
- neuronové sítě v mozkové kůře, které zajišťují vizuální úpravu lokomoce,
- neuromodulační sítě, které upravují lokomotorickou aktivitu prostřednictvím déletrvajících změn v neuronální síti (Kiehn et al., 2013, s. 1212).

3 Poruchy chůze u vybraných diagnóz

Obecným cílem lidské chůze je přesunout tělo z jednoho bodu do druhého se zachováním stability za spotřeby adekvátního množství energie a přiměřeného tlumení nárazů během počáteční fáze kontaktu (Wolfson et al., 1990, s. 1).

Zdravá chůze vyžaduje normální hodnoty svalové síly a centrálního i periferního nervového systému, normální metabolickou aktivitu, a fyziologické kloubní rozsahy. Chůze by měla mít následujících pět komponent: dostatečnou stabilitu ve stojné fázi, schopnost posunout nohu vpřed, vhodnou pozici nohy při přechodu švihové fáze do stojné fáze a celkově adekvátní spotřebu energie. Pokud i pouze jeden z těchto bodů není splněn, je chůze považována za patologickou a často vede ke snížení pohyblivosti a nezávislosti v každodenním životě (Akalan & Angin, 2020, s. 503).

Poruchy chůze vznikají u rozsáhlého spektra onemocnění; pro tuto práci bylo však vybráno pouze šest nejčastějších diagnóz, u kterých k poruchám chůze dochází.

3.1 Cévní mozková příhoda

3.1.1 Etiopatogeneze

Cévní mozková příhoda je v současnosti druhou nejčastější příčinou disability, morbidity a mortality populace v zemích západního světa, a v následující dekádě je předpokládán další nárůst. Četnost CMP v ČR je v současnosti okolo 350 nemocných na 100 000 obyvatel za jeden rok, tedy okolo 35 000 osob. Přičemž více jak 1/3 pacientů je mladší 60 let (Khalid et al., 2023 s. 1, Kolář et al., 2020, s. 387).

Dle původu dělíme CMP následovně: hemoragická CMP – krvácení do mozkové tkáně, přerušení zásobení neuronů a jejich následné poškození (lze dále dělit na subarachnoideální a intracerebrální krvácení), a ischemická CMP – snížení průtoku krve mozkem (tedy zásobením kyslíkem), a z toho vznikající hypoxie části nebo celého mozku, a následně tzv. mozkový infarkt. Ischemická CMP představuje až 80 % všech CMP. Původní příčinou CMP je embolie (následný uzávěr cévy), která vzniká, pokud cévu zúží nebo

přehradí trombus, či méně často vzduchový nebo tukový embolus (Bauer, 2010, s. 122, Školoudík, 2017, s. 238).

Klinický obraz pacienta je u obou druhů CMP stejný a lze jej rozdělit do několika skupin, dle povodí ve kterém se iktus vyskytl:

- Nejčastěji vzniká iktus v průběhu a. cerebri media, přičemž jeho klinickým obrazem je kontralaterální porucha hybnosti více vyjádřená na HK, a dále DK v tzv. Wernickeovo-Mannově držení těla, porucha citlivosti a homonymní hemianopsie. Při postižení nedominantní hemisféry nastává tzv. neglect syndrom.
- Dále může iktus vzniknout v průběhu a. cerebri anterior, kde je opět přítomna kontralaterální hemiparéza, s více postiženou DK, ataxie a navíc mohou být přítomny psychické poruchy v rámci tzv. prefrontálního syndromu.
- Iktus v povodí a. cerebri posterior vede k poruchám zraku, většinou kontralaterální homonymní hemianopsii, kortikální slepotě, poruše prostorové orientace a řadě dalších syndromů. Při ischemii mozečkových arterií dochází k poruchám cití na trupu a končetinách.
- Při iktu v povodí arterií mozkového kmene dochází k tzv. alternujícím hemiparézám, kdy je přítomna kontralaterální hemiparéza a homolaterálně postižen některý z hlavových nervů (Kolář et al., 2020, s. 389).

3.1.2 Charakteristika poruch chůze u cévní mozkové příhody

Jak již bylo řečeno, klinický obraz pacienta je jak u hemoragické, tak u ischemické CMP stejný, může se však lišit v závislosti na povodí, v němž iktus vzniká. Níže jsou uvedeny nejčastěji vznikající poruchy chůze.

Nejčastější klinický obraz promítající motorické poruchy pacienta po CMP je tzv. Wernickeovo-Mannovo držení těla s typickým spastickým vzorcem. Hlavním příznakem je zde centrální hemiparéza, která se projevuje postižením jak HK, tak DK kontralaterálně. Kvůli těžkému postižení HK je jednostranně narušena synkinéza končetiny při chůzi. Ta se projevuje depresí, addukcí a vnitřní rotací v ramenním kloubu, a dále flexí v loketním kloubu, pronací a flexí ruky. U DK dochází k rozvoji spasticity extenzorů, což znamená, že se svaly zkracují, zvyšuje se jejich svalová aktivita a dochází k částečné ztrátě hybnosti. Následkem toho dochází k vnitřní rotaci DK spojené s extenzí v kyčli a koleni, inverzi a plantární flexi nohy – pes equinovarus. Při chůzi tak dochází k nedostatečné flexi v koleni a hleznu a pacient není schopen došlápnout na celé chodidlo. Důsledkem toho často dochází ke vzniku extenzní

kontraktury DK, což je svalové zkrácení, při kterém dochází k vazivové přestavbě svalu a atrofii. Postižená DK je poté paradoxně delší, což při chůzi vede k cirkumdukčnímu pohybu DK. Ten se projevuje obloukovitým rotačním pohybem DK, se sunutím vnější strany nohy po podložce. (Kolář et al., 2020, s. 389, Pfeiffer, 2011, s. 146).

Samotná chůze u hemiparetických jedinců nese tyto prvky. Spontánní rychlost chůze je oproti zdravým jedincům snížena, což je dáno délkou a kadencí kroků (počet kroků/min). Zatímco u zdravých jedinců je spontánní kadence 115 kroků/min, u postižených jedinců je to jen okolo 47 kroků/min. Rychlost chůze ovlivňuje právě kratší délka kroku na postižené straně, a z toho plynoucí asymetrie v délce kroků paretické a zdravé strany, která je úzce spojena s nedostatkem propulzní síly na paretické straně. Ta je způsobena nedostatečně pevnou oporou nohy v místě kontaktu s opěrnou bází při fázi konečného stoje.

Změny v rychlosti, kadenci a délce kroku při chůzi úzce souvisí se změnou délky jednotlivých fází krokového cyklu. Při hemiparetické chůzi se například výrazně prodlužuje doba mezi dvěma fázemi počátečního kontaktu paty s podložkou. U zdravého jedince se jedná o dobu 0,8 – 1,2 sekundy, zatímco u hemiparetického jedince je to 1,8 - 2,2 sekundy. Dále se u hemiparetické chůze prodlužuje stejná fáze, zejména doba dvojí opory krokového cyklu, jak na zdravé, tak výrazněji na postižené straně. Švihová fáze krokového cyklu bývá více postižena u jedinců s pomalou, až velmi pomalou rychlostí chůze. Někteří autoři uvádějí, že právě švihová fáze je určující fází krokového cyklu, a je tedy klíčová pro zlepšení symetrie chůze u pacientů s hemiparézou (Nadeau et al., 2013, s. 267 – 268).

Vedle motorických poruch se vyskytují také vizuálně-prostorové poruchy, které mají negativní dopad na kvalitu chůze pacientů po CMP. Sem patří tzv. neglect syndrom, což je porucha orientace v prostoru spojená s opomíjením (většinou) levé poloviny těla pacienta, z důvodu iktu v nedominantní (většinou) pravé hemisféře. Pacient tak například při chůzi omylem naráží do předmětů v levé polovině zorného pole (Pfeiffer, 2011, s. 94).

Dále bývají přítomny somatosenzorické poruchy, kdy je porušena propiocepce a povrchové cití na trupu a končetinách. V souvislosti s tím vznikají problémy s rovnováhou při stoji a chůzi, nebo porucha celkového vnímání tělesného schématu (Šeclová, 2004, s. 187).

Souhrnně se tedy poruchy chůze u CMP projevují nižší rychlostí a vytrvalostí chůze, asymetrickým zatěžováním DKK s odlehčením paretické končetiny, zhoršenou selektivní kontrolou pohybu a zpomalenou posturální reaktivitou, zhoršenou prostorovou orientací a s tím spojenou sníženou adaptabilitu na měnící se podmínky prostředí (Krobot et al., 2017, s. 521).

3.2 Míšní léze

3.2.1 Etiopatogeneze

Míšní léze je výraz pro poranění či přerušení nervové části míchy. Dle WHO (2024) bylo v roce 2021 na celém světě více než 15 milionů lidí s míšním poraněním, většinou způsobeným traumatem, přičemž častěji zraněnými jsou s trvalou prevalencí muži. Příčiny léze lze rozdělit na traumatické a netraumatické. Zatímco u traumatu většinou dochází také k poranění páteře, nejčastěji způsobené v rámci dopravních nehod a pádů, netraumatické míšní léze vznikají většinou v důsledku růstu nádoru, infekce, různých typů krvácení, případně kompresí při degenerativním onemocnění páteře (Ding et al., 2019, s. 1532, Šámal et al., 2017, s. 386, WHO, 2024).

Míšní léze lze dále rozdělit na kompletní a nekompletní, podle rozsahu poškození míchy v dané etáži. Mezi nekompletní léze patří například Syndrom Brown-Séquard (míšní hemisekce), což je ipsilaterální léze pyramidové dráhy s centrální parézou, je porušena propriocepce (vibrační cití) pod úrovní léze, ipsilaterálně porucha cití (povrchového i hlubokého). Dále sem patří Centrální míšní syndrom, nebo Syndrom léze zadní části míchy, kdy je poškozena chůze z důvodu ztráty vibračního a hlubokého cití a přítomna senzorycká ataxie. Kompletní léze se dále dělí dle výškové lokalizace léze, toto rozdělení je z diagnostického pohledu velmi důležité, neboť přímo odráží klinický obraz (Kirshblum et al., 2011, s. 536).

3.2.2 Charakteristika poruch chůze u míšní léze

Poruchy chůze se u pacientů s míšní lézí se odvíjí od výšky léze a transverzálního rozsahu poškození míšních segmentů. U inkompletních lézí jsou možnosti chůze velmi individuální. U kompletních transverzálních lézí jsou dle Štětkařové (2021) možnosti chůze určeny přesnou výškou míšní léze.

- Léze v oblasti C1 – C8: chůze není možná.
- Léze v oblasti Th1 – Th5: chůze v podstatě není možná, kvůli nedostatečné podpoře trupu, spíše se jedná o vertikalizaci pacienta s pomůckami.
- Léze v oblasti Th6 – Th12: pacient je schopen vzpřímeného sedu, s částečným zapojením trupových svalů, a chůze je u některých pacientů možná s pomůckami
- Léze v oblasti L1 – L5: chůze je možná, klienti využívají koleno-hlezenní ortézy, pevné chodítka, či francouzské hole.
- Léze v oblasti S1: chůze je možná, většinou bez potřeby ortéz či dalších pomůcek.

Poruchy chůze u míšních lézí umožňujících chůzi zahrnují jednak poškození eferentních a aferentních drah s proprioreceptory svalů, šlach a kloubů, jednak centrální část neuronů v míše. Léze bývají většinou vyjádřeny normálním nálezem na HKK se zachovalou synkinezí, parézou svalů pánve, chabou paraparézou DKK, při vyšším postižení s prvky spasticity a s poruchami cití na nohou (Werner et al., 2021, s. 1, Štětkařová et al., 2021, s. 369).

Klinicky se do schopnosti chůze promítá oslabení flexorů a abduktorů kyčelního kloubu. Oslabení flexorů zhoršuje švihovou fázi kroku, proto zde dochází ke kompenzaci pohybu výrazným souhybem pánve a trupu. Oslabené abduktory způsobují, že pánev je v prostoru latero-laterálně nestabilní, což se projevuje především ve stojné fázi kroku. Při stojné fázi dochází také v důsledku dysbalance mezi m. quadriceps femoris a hamstringy k rekurvaci kolene. Dále se projevují poruchy v hlezenním kloubu, kde dochází k oslabení dorzální flexe v hleznu, což komplikuje nesení nohy vpřed v průběhu švihové fáze. Následkem spasticity často dochází ke vzniku kontraktur plantárních flexorů, které tak omezují posun tibie během stojné fáze, a způsobují excesivní flexi v kyčelním kloubu. To se poté projevuje peroneální, nebo tzv. kohoutí chůzí, kdy pacient z důvodu porušené dorsální flexe, či přítomnosti kontraktury zvedá při chůzi nohu nepoměrně vysoko, a poté došlapuje nejdříve na špičku nohy, poté na patu – tzv. stepáž. Oslabení plantární flexe zhoršuje odvalení plosky nohy od podložky, a klade tak vyšší nároky na práci flexorů kolenního a kyčelního kloubu. Tyto typické poruchy se nevyskytují izolovaně. Porucha v jednom segmentu se promítá do nastavení a aktivity sousedních segmentů. Například valgózní postavení akra DKK způsobuje valgozitu kolenního kloubu a následně se promítá do nastavení kyčelního kloubu do vnitřní rotace (Kříž et al., 2016, s. 379, Truong, 2024, s. 6)

Jak již bylo zmíněno, spasticita je dalším faktorem způsobujícím poruchu chůze u míšních lézí. Vede k nadměrné a mimovolní svalové kontrakci při napnutí postiženého svalu. U nekompletních lézí se objevuje z důvodu poškození sestupných kontrolních drah, zatímco jsou zachovány některé primitivní reflexní dráhy.

Chůzi dále ovlivňuje ztráta propriocepcce a cití (povrchového i hlubokého), což s sebou přináší poruchy s rovnováhou při stoji a chůzi, či celkovým vnímáním tělesného schématu. Při chůzi samotné vznikají potíže s přenesením váhy z fáze dvojitého stoje na terminální stoj na jedné končetině, což vede k většímu zapojení posturálních svalů během chůze (Truong, 2024, s. 7).

3.3 Roztroušená skleróza

3.3.1 Etiopatogeneze

Jedná se o autoimunitní chronické zánětlivé demyelinizační onemocnění CNS – mozku a míchy. Původ nemoci není zcela znám, hrají zde však roli genetické predispozice (polygenní dědičnost), v kombinaci se zevními vlivy, jako je životní prostředí, výše BMI, nebo nedostatek vitamínu D. Jedná se o jednu z nejčastějších příčin neurologického onemocnění u mladých lidí, přičemž postihuje dvakrát častěji ženy než muže okolo 20. – 40. roku (Patsopoulos et al., 2018, s. 1).

Spouštěcím mechanismem může být virová či bakteriální infekce nebo stres. Následuje kaskáda dějů, která vede k autoreaktivní imunitní reakci, způsobující postupné poškození myelinové pochvy axonů v CNS a vedoucí k poškození a zániku samotných axonů nervových buněk. To je přímo spojeno s postupným rozvojem invalidizace nemocného, kde však kromě zhoršující se mobility vznikají i další poruchy, jako je například postižení zraku, sfinkterové a sexuální poruchy nebo poruchy kognitivních funkcí (Peterka et al., 2021, s. 128).

Roztroušená skleróza se u pacientů projevuje různými průběhy, ve většině (80 %) se však objevuje průběh relapsový – remitentní. Pro něj je charakteristické střídání ústupu nemoci (remise) a opětovnému objevení příznaků (relaps).

Klinických příznaků je celá škála, z hlediska hybnosti se zde objevují příznaky centrální spastické parézy nebo mozečkové příznaky, často kombinované s vestibulárními příznaky. Dalším důležitým znakem roztroušené sklerózy je únava, která bývá pacienty hodnocena jako jeden z nejvíce zatěžujících příznaků, jejíž příčina je zřejmě multifaktoriální. Soubor příznaků roztroušené sklerózy bývá nejčastěji popisován prostřednictvím tzv. Kurtzkeho škály (EDDS - Expanded disability status scale), kterou se hodnotí pohybové možnosti pacienta na škále 0 – 10, kdy 0 je normální neurologický nález a 10 smrt následkem roztroušené sklerózy. (Mumenthaler, 2001, s. 338, Kolář et al. 2020, s. 378).

3.3.2 Charakteristika poruch chůze u roztroušené sklerózy

Jak už bylo zmíněno, klinické příznaky poruchy chůze u roztroušené sklerózy se většinou shodují právě s příznaky centrální spastické parézy, či mozečkové ataxie. Obecně mezi ně patří svalová slabost, spasticita, poruchy citlivosti, únava a ataxie (zhoršení rovnováhy a koordinace pohybu) (Kolář et al., 2020, s. 379).

Ačkoli to nemusí být na první pohled zřejmé, již při chůzi pacienta s lehkým postižením, hodnoceného mezi 0 – 2,5 stupni pomocí jednoduchých testů Kurtzkeho škály, lze zjistit sníženou rychlost chůze, zhoršenou posturální stabilitu a změnu vzorce pohybu v hlezenním kloubu, zejména při dorzální flexi během stojné fáze. To jsou důsledky počínající spastické paraparézy, či oboustranných pyramidových příznaků. Se zvyšujícím se neurologickým deficitem se poruchy chůze zvyšují a vedle spastické chůze často přibývá také ataktická komponenta (Mumenthaler et al., 2001, s. 340).

Nejvýraznějším rysem roztroušené sklerózy je celkově snížená rychlost chůze a stabilita, přímo související s oslabením svalů, zejména v oblasti flexorů kolenního kloubu. Ty se ještě snižují v případě, že se pacient nesoustředí jen na chůzi, ale též na další vjemy. Se sníženou rychlostí také souvisí zkrácení délky kroku, z důvodu zhoršené rovnováhy. Prodlužuje se tím tak stojná fáze – konkrétně fáze dvojí opory, pro zajištění lepší stability a prevenci pádu. V hlezenním kloubu dochází na postižené straně ke snížení dorzální flexe a zvýšení flexe v kolenním kloubu během fáze počátečního kontaktu, zatímco v kyčelním kloubu dochází během švihové fáze ke zvýšení flexe. Souhrnně tedy patologická variabilita pohybu při chůzi, snížená svalová síla a případná spasticita ve formě spastické paraparézy, vedoucí k menší ekonomičnosti chůze, přispívají ke zvýšeným metabolickým nárokům na organismus, únavě a rozvíjející se dekonkoci (Uribe et al., 2019, s. 3).

3.4 Kranio cerebrální trauma

3.4.1 Etiopatogeneze

Kranio cerebrální trauma je i v současnosti stále častou a aktuální diagnózou, představující významný podíl v rehabilitační péči pacientů. Dle systematické analýze Guan et al. (2023) přibylo roku 2019 celosvětově až 27,16 miliónů případů kranio cerebrálních traumat, přičemž 48,99 miliónů byl počet všech celosvětově existujících případů kranio cerebrálních traumat. Incidence, neboli počet nově vzniklých případů má navíc stále tendenci k mírnému růstu. Významnou část pacientů tvoří zejména mladí muži ve věku do 45 let, a vysoké procento tvoří také děti (Guan et al., 2023, s. 1).

Kranio cerebrální traumata můžeme dle typu poranění rozdělit na primární a sekundární. Primární traumata vznikají bezprostředně po nehodě, či poranění, jedná se o zlomeniny lebky, mozkové kontuze, intracerebrální a extracerebrální hematomy, či lacerace mozkové tkáně. Sekundární traumata vznikají až následně, s jistým časovým odstupem. Dále lze kranio traumata dělit na základě klinické závažnosti, a to na lehká, střední

a těžká. Lehká traumata, nazývaná také mozkové komoce, jsou pouze krátkodobého rázu, přítomna je krátkodobá porucha vědomí, bez trvalých následků. Obtíže ustupují do 1 – 3 měsíců. Středně těžká traumata doprovází porucha vědomí v řádu minut až hodin, a dochází zde ke kontuzi mozku, či vzniku hematomu. Kognitivní poruchy mohou přetrvávat v řádu měsíců. U těžkých kraniotraumat nastává většinou dlouhotrvající stav bezvědomí, v řádu dní, týdnů, měsíců. Vznikají mnohočetná poškození mozku a také většinou trvalé následky. Těžká traumata mohou v některých případech přejít v tzv. apalický syndrom. Ten v 52 % končí smrtelně, v 5 % dochází k úplnému uzdravení a v 43 % případů jsou přítomny trvalé následky, neurologického a psychického rázu (Kolář et al., 2020, s. 384).

3.4.2 Charakteristika poruch chůze u kraniocerebrálního traumatu

Z hlediska poruch chůze může u kraniotraumat docházet k spasticitě, vzniku parkinsonského syndromu, nebo hyperkinetickému syndromu. Obecně dochází k poruchám chůze již ze samotné podstaty nálezu – pacient má většinou tendenci k extenzi v kolenním kloubu a plantární flexi v hlezenním kloubu. Po jisté době přichází také spasticita ve svalových skupinách spojených s těmito oblastmi (Kolář et al., 2020, s. 384).

Konkrétněji popsané poruchy chůze spolu s dalším impairmentem poté závisí na konkrétní lokalizaci kraniocerebrální léze. Jsou jimi například tzv. kmenové syndromy, které vznikají lézemi v oblasti mozkového kmene. Často se také vyskytují alternující syndromy, kde jsou postiženy různé funkce na straně léze, zatímco na opačné straně těla mohou být přítomny hemiparéza nebo hemiestezie. Obecně se však vyskytuje porucha propriocepce a diskriminačního cití. Na kontralaterální straně těla od léze se objevuje spastická hemiparéza, tedy podobně jako u klinického obrazu CMP – Wernickeovo-Mannovo držení těla. To se projevuje chybějící synkinezí HK na postižené straně, sníženým rozsahem pohybu v kolenním kloubu a hleznu, přičemž noha je v plantární flexi s vnitřní rotací. Při chůzi je přítomna cirkumdukce postižené DK. Dále se na straně léze může objevit ataxie. Při postižení thalamu též homonymní hemianopsie, hemihypestezie (snížení citlivosti těla pro všechny somatosenzitivní modalit (bolest, teplo, chlad, vibrace a taktilní cití), hemiataxie a hemialgie, či hyperkineze (chorea, atetóza) (Dever et al., 2022, 1, Kolář et al., 2020, s. 385).

Dále se mohou vyskytovat mozečkové příznaky, které se projevují vždy homolaterálně a jsou primárně spojené s nesprávnou regulací svalového tonu (hypotonie) a poruchami koordinace. Vlivem hypotonie se může u kloubů zvyšovat jejich rozsah pohybu (Ambler et al., 2011, s. 171).

3.5 Parkinsonova nemoc

3.5.1 Etiopatogeneze

Parkinsonova nemoc je druhé nejčastější neurodegenerativní onemocnění, jehož prevalence je v současnosti 160/100 000 obyvatel, avšak jehož výskyt má rostoucí trend. Parkinsonova nemoc se většinou projevuje mezi 40. – 70. rokem, přičemž jsou častěji postiženi muži, v poměru 3:2. Původ nemoci není zcela znám, avšak podobně jako u jiných neurodegenerativních onemocnění se má za to, že příčiny onemocnění jsou multifaktoriální, přičemž důležitými faktory jsou genetická predispozice (výskyt defektních genů α -synuklein, parkin), vlivy životního prostředí (toxiny), nebo stárnutí. Postižená část mozku se nazývá bazální ganglia. Patří sem striatum, globus pallidus a substantia nigra, a intralaminární jádra thalamu. K degeneraci poté dochází u neuronů produkujících neurotransmitter dopamin v pars compacta substantiae nigrae. Je třeba podotknout, že narozdíl od parkinsonského syndromu se zde jedná o nedostatek samotného dopaminu, se zachovalými receptory pro neurotransmitter. To vede k rozvoji neurologické symptomatologie, jelikož se dopamin podílí na řízení hybnosti (Kalia & Lang, (2015), s. 896).

Počáteční patologické změny způsobné Parkinsonovou nemocí se mohou objevit ještě dříve, než se začnou projevovat klinické symptomy. Ty se manifestují natolik nenápadně, že diagnostika PN je v raných stádiích téměř nemožná. Drobné změny se totiž projevují například jen ve stresových situacích, a jedná se jen o drobné pohybové odchylky či změny v chování (Bareš, 2001, s. 22).

Stupeň postižení pacienta s Parkinsonovou nemocí lze vyjádřit na stupnici Unified Parkinson's Disease Rating Scale (UPDRS). Ta rozděluje stav pacienta do šesti základních kategorií a dále subkategorií. Je třeba podotknout, že PN zatím není vyléčitelnou, je ale alespoň symptomaticky léčitelnou chorobou. Dobrý efekt má podávání prekurzoru (L-DOPA), který se po vstřebání přeměňuje na dopamin (Kolář et al., 2020, s. 368).

3.5.2 Charakteristika poruch chůze u Parkinsonovy nemoci

Jak je uvedeno výše, Parkinsonova nemoc je charakterizována především jako degenerativní onemocnění mozku, které ničí právě ty části CNS, které řídí pohyb. U pacientů s Parkinsonovou nemocí jsou základními příznaky: klidový třes, rigidita, bradykineze (či akineze) a postižení posturálních reflexů. Na jejich podkladě vznikají již v raných stádiích nemoci poruchy chůze, jelikož jsou narušeny integrační systémy pohybových automatismů.

Bradykineze se projevuje snížením rozsahu pohybu, celkovým zpomalením chůze a zejména poruchou startu pohybu, což může vyústit až v akinezi – neschopnost zahájit chůzi, tzv. freezing (zamrznutí), ke kterému dochází zejména ve stresových situacích, v úzkém prostoru, či při otáčení. Dále mizí fyziologické synkineze – pohyby HKK při chůzi, což pacient kompenzuje natáčením celého trupu. Co se týče postury, objevuje se semiflekční držení trupu a končetin, což vede k přenesení těžiště dopředu a zvyšuje možnost pádu; dále nejistý stoj a s tím spojená pomalá šouravá chůze (bradybazie) s krátkými kroky (brachybazie). Bylo zjištěno, že navíc existuje přímá souvislost mezi závažností kognitivního deficitu a poruchami chůze u pacientů s Parkinsonovou nemocí, trpících demencí (Kim et al., 2018, s. 57).

Podrobnější charakteristika poruch chůze u Parkinsonovy nemoci popisuje kratší délku kroku bilaterálně, a to jak vzdálenost mezi fází iniciálního kontaktu levé a pravé DK (tzv. step length), tak délku mezi dvěma fázemi iniciálního kontaktu jedné DK (tzv. stride length). Dále také v průměru dvojnásobně delší fázi dvojí opory, na rozdíl od zdravých jedinců. Mírnější formy tzv. freezingu lze popsat jako „šoupání vpřed malými krůčky“, jelikož se chodidlo v době počátečního kontaktu krokového cyklu nezastaví, ale pohybuje se dál vpřed. Závažnější případy jsou doprovázeny vysokofrekvenčními složkami vertikálního pohybu nohou, což může vizuálně vypadat jako „třes na místě“. V nejtěžších případech se pacienti vůbec nemohou posunout vpřed a dochází tedy až k akinezi. (Chen et al., 2013, s. 189)

3.6 Periferní paréza dolních končetin

3.6.1 Etiopatogeneze

Poranění periferních nervů bývá nejčastěji spojeno s dopravními, pracovními, nebo sportovními úrazy; častou příčinou bývá také iatrogenní poškození při různých operacích DKK. Až polovina poranění vyžaduje chirurgický zákrok, často až po neúspěšné konzervativní léčbě (Thatte et al., 2019, s. 93).

Poškození periferních nervů se tedy manifestuje jako periferní paréza, což představuje narušení schopnosti volní hybnosti v dané oblasti inervované příslušnými motoneurony, čímž dochází k projevům parézy nebo plegie. Při periferní paréze bývá přítomna hypotonie; šlachovo-okosticové a exteroceptivní reflexy jsou vybavovány v nižší míře (hyporeflexie), v některých případech však mohou reflexy chybět úplně (areflexie). Svaly, které jsou inervovány poškozenými motoneurony bývají hypotrofické, až atrofické. V případě, že jsou přímo postiženy gangliové buňky, může docházet k vytvoření fascikulárních záškubů

v postižených svalových skupinách. Při poruše v oblasti kořenů, plexů a periferních nervů se mohou též objevit poruchy citlivosti z důvodu poškození senzitivních vláken, která často probíhají společně s motorickými vlákny v jednom svazku (Ambler, 2011, s. 259).

3.6.2 Charakteristika poruch chůze u periferních paréz dolních končetin

Nejčastěji postiženými nervy na dolních končetinách jsou n. peroneus, n. tibialis, n. ischiadicus a n. femoralis, méně časté jsou parézy plexus lumbosacralis.

- Paréza n. peroneus – nejčastěji vzniká kompresí za hlavičkou fibuly během celkové anestezie, během fixace sádrou, nebo při distorzi kolenního kloubu. Vznikne-li postižení před rozvětvením n. peroneus communis na n. peroneus superficialis a profundus, vzniká oslabení anterolaterálního svalstva bérce (m. tibialis anterior, m. extensor digitorum longus, m. extensor hallucis longus), čímž vzniká oslabení dorzální flexe a everze nohy. To přináší velké obtíže při chůzi, jednak noha přepadává plantárně a hrozí zakopnutí, jednak dochází k podvrtávání nohy z důvodu nestabilního hlezna a špatného odvíjení plosky nohy od podlahy. Dále může vzniknout kontraktura lýtkových svalů. Samotné postižení jednotlivých větví je vzácné.
- Paréza n. tibialis – může vzniknout u těžkých úrazů kolenního kloubu, častěji však při poškození oblasti za vnitřním kotníkem (fraktura kotníku, či komprese při sádrové fixaci). Vzhledem k tomu, že n. tibialis inervuje posteriorní svaly lýtky (m. triceps surae, m. tibialis posterior), flexory prstů a drobné svaly nohy, je při paréze narušen krokový cyklus, jelikož při jejich oslabení je poškozena odrazová fáze kroku. Stereotyp chůze ovlivňuje také porucha citlivosti plosky nohy.
- Paréza n. femoralis – nejčastěji vzniká při zlomeninách pánve, při operacích kýly, kyčelního kloubu, hysterektomii, apendektomii, či při útlaku nádorem. Paréza se projevuje oslabením m. quadriceps femoris, což vede k narušení stereotypu chůze z důvodu instability a podklesávání končetiny v kolenním kloubu. To se projevuje zejména při chůzi v terénu či po schodech. Zároveň může docházet k hyperextenzi v kolenním kloubu, či až k rekurvaci. Těžší parézy s sebou mohou přinášet oslabení m. iliopsoas, což přináší poruchu flexe v kyčelním kloubu.
- Paréza n. ischiadicus – nejčastěji vzniká při luxacích a zlomeninách pánve či acetabula, zadních luxacích či alloplastikách kyčelního kloubu. Nerv může být také poškozen útlakem benigním nádorem. Paréza způsobuje oslabení flexorů kolenního kloubu a extenzorů kyčelního kloubu (m. semitendinosus, semimembranosus a

m. biceps femoris), je porušen stoj i chůze na špičce i na patě. Chůze samotná je porušena zejména kvůli oslabení akra, ale také zkrácením švihové fáze zdravé končetiny, která nemá v postižené dostatečnou oporu. Hrozí zde rozvinutí kontraktury m. triceps surae.

Periferní parézy mohou vznikat také u onemocnění postihujících motoneurony předních rohů míšních. Ty vznikají následkem degenerace motorických buněk předních rohů míšních, např. u spinálních svalových atrofií, kde vzniká zejména slabost kořenového svalstva, svalová atrofie a fascikulace. K postižení periferního motoneuronu dochází také u amyotrofické laterální sklerózy, či u poruchy nervosvalového přenosu – myasthenia gravis (Kolář et al., 2020, s. 337).

4 Robotická rehabilitace chůze

Robotická rehabilitace chůze zahrnuje všechny terapeutické situace, kdy se stereotyp krokového cyklu ve vertikále realizuje s určitou nastavitelnou mírou podpůrné i aktivní hybné asistence robotickým exoskeletem (Krobot et al., 2017, s. 524).

V současné době dochází ke zvýšenému zájmu o použití pokročilých rehabilitačních technologií jako jsou robotické exoskeletony. Za předchůdce robotické rehabilitace chůze bývá označován trénink na chodícím páse s odlehčením, některé přehledy jej však stále řadí do podkategorie robotické terapie (viz níže). Pro svou jednoduchost a snadnější dostupnost i v současnosti stále využívá. Výhodou robotických exoskeletonů pro rehabilitaci chůze oproti tréninku na chodícím páse je však lehká obslužnost pouze jedním terapeutem, který sám dokáže kontrolovat a korigovat chůzi pacienta po celou dobu terapie (Marchal-Crespo & Riener, 2018, s. 227).

Robotická rehabilitace chůze s robotickým exoskeletem je založena na částečné podpoře tělesné hmotnosti pacienta a opakovaných pohybech dolních končetin, vedených pomocí ortéz připevněných k pánvi a dolním končetinám pacienta, imitující přirozený krokový cyklus. Další výhody robotické rehabilitace chůze oproti konvenční terapii chůze jsou stabilní, měřitelné a standardizované parametry pohybu a možnost zvýšené intenzity rehabilitace ve smyslu délky terapie a počtu opakování. Kromě toho může robotický exoskeleton poskytovat měřitelné a srovnatelné kvantitativní hodnocení rehabilitačního procesu pomocí zabudovaných senzorů (Jamwal et al., 2020, s. 2).

Robotická rehabilitace chůze může být využívána pro rehabilitaci chůze u různých diagnóz, nejčastěji však bývá využívána při onemocněních se vznikajícími neurologickými deficity, jako jsou například CMP, roztroušená skleróza, nebo traumatické poranění mozku (Kolářová et al., 2019, s. 115). Je však důležité zmínit, že pro své velmi vysoké pořizovací náklady je tato forma rehabilitace často omezena jen na specializovaná pracoviště (Krobot et al., 2017, s. 524).

4.1 Neurofyziologický podklad robotické rehabilitace chůze

Vznik a vývoj robotické rehabilitace chůze úzce souvisí s novými poznatky o míšní autonomii – přítomnosti CPGs, a neuroplasticitě centrálního nervového systému. Neuroplasticita je definována jako vrozená a spontánní schopnost nervového systému molekulárně, fyziologicky a strukturálně se přetvářet na podkladě působení různých faktorů a podnětů prostředí. Ty mohou být jak spontánní – přirozeně se vyskytující, tak vyvolané

právě cíleným motorickým tréninkem. Neurofyziologické mechanismy, probíhající na základě neuroplasticity nervového systému mohou mít různé formy u různých typů poranění (CMP, míšní léze apod.) (Turner et al., 2013, s. 1).

Bylo prokázáno, že efektivita neuroplastického přetváření je významně ovlivněna hned několika níže uvedenými faktory.

- Cílená realizace dané aktivity – v tomto případě chůze – k úpravě synaptických spojení a remodelaci kortexu dochází právě díky opakovanému provádění daného pohybu. Zároveň dochází k utlumování jiných, méně používaných pohybů.
- Multisenzorická stimulace – pro zvýšení variability prováděného pohybu je velmi významná aferentace a stimulace z více senzorických systémů (zrak, sluch, propriocepce...), která prokazatelně vede k variabilnějším pohybovým aktivitám. Kromě motorických funkcí má navíc zásadní vliv i na zlepšení kognitivních funkcí.
- Intenzita opakování daného pohybu – podporuje novotvorbu motorických programů a reorganizaci stávajících, jako adaptaci na předchozí motorické ztráty.
- Aktivní participace a motivace pacienta – je velmi důležitá, i v souvislosti s multisenzorickou aferentací, samozřejmě s ohledem na pacientovy aktuální psychické a fyzické možnosti. Potenciál mozkové plasticity je nejvyšší zejména v dětském věku, ale ani v pozdějším věku člověka není zanedbatelný. V případě různých poranění či poškození nervového systému se navíc v prvních třech až šesti měsících plasticita přechodně zvyšuje – jev známý jako „overplasticita“.

Síť neuronů v míše, označovaná jako CPGs (central pattern generators) – popsána v předchozích kapitolách, je právě jedním z důležitých podkladů pro neurofyziologii robotické rehabilitace chůze. Některé studie totiž podporují teorii, že nejsou-li spinální lokomoční okruhy dostatečně dlouho používány, může jejich vrozená funkce vyhasnout. Konkrétně tato teze vedla u pacientů s míšní lézí k prvním pokusům využití robotické rehabilitace chůze (Vařeka et al., 2016, s. 168).

V zásadě tedy robotická rehabilitace podporuje neuroplastické změny tím, že umožňuje pacientům s různým postižením nervového systému vědomě prožívat pohyb ve fyziologickém vzorci (ať už pasivně nebo s částečnou aktivní dopomocí), což pozitivně ovlivňuje proces učení, který je založen právě na principech soustředění a vědomého prožívání. To může být ještě umocněno dalšími faktory, jako je například motivace při splnění zadaného úkolu – v rámci audiovizuálního feedbacku, který je propojen s robotickým exoskeletonem (Navrátil & Příhoda et al., 2022, s. 97).

4.2 Základní rozdělení a příklady robotických systémů pro rehabilitaci chůze

Co se týče jednotlivých rehabilitačních přístrojů, nemusí být úplně jednoduché se v současné široké nabídce na trhu zorientovat, jelikož se toto odvětví, spolu s ostatními technologickými odvětvími, velmi rychle vyvíjí.

Pro orientaci v této problematice byl proto vybrán jeden z možných systémů rozdělení robotických zařízení pro rehabilitaci, prezentované v rámci edukačních materiálů na stránkách společnosti IISART (International Industry Society in Advanced Rehabilitation Technology). Toto rozdělení nabízí mimo jiné také Vařeka et al. (2016) ve svém článku Robotická rehabilitace chůze. Systém společnosti IISART rozděluje rehabilitační robotické systémy do pěti skupin. Jsou to: robotics – roboticky řízené systémy, non-actuator devices – neaktuátorové přístroje, functional electrical stimulation – zařízení používající funkční elektrickou stimulaci, sensor technology – senzorová technologie a virtual reality devices – zařízení využívající virtuální realitu (Vařeka et al., 2016, s. 168).

4.2.1 Roboticky řízené systémy

První skupinu robotics, česky roboticky řízené systémy, lze rozdělit do dvou podskupin. Tou první jsou takzvané exoskeletons – exoskeletony a druhou end-effectors – end-efektorové systémy.

Lokomotorický trénink se za pomoci exoskeletonů zaměřuje na obnovení motorické funkce prostřednictvím plastické změny neurofyziologického mechanismu, jež je základem obnovy lidské lokomoce, a zahrnuje jak posílení aferentace do míchy, tak aktivaci centrálních generátorů lokomoce (CPG) zabudovaných v lumbosakrální míše (Nam et al., 2017). Příkladem v této skupině můžeme uvést System 4 Pro (Biodex Medical Systems) – vícerežimový počítačový robotický dynamometr, který umožňuje měřit svalovou sílu v různých svalových skupinách (Tuominen et al., 2023, s. 1), nebo Lokomat®Pro (Hocoma) (viz příloha 3, s. 59), což je robotické zařízení, které se skládá z poháněné ortézy pro chůzi s integrovanými lineárními aktuátory řízenými počítačem na každém kyčelním a kolenním kloubu, systému podpory tělesné hmotnosti (BWSS) a běžeckého pásu, na kterém jsou nohy pacienta vedeny podle předem naprogramovaného fyziologického vzorce chůze (Calabrò et al., 2014, s. 139).

Koncové efekty reprezentuje například přístroj zvaný ZeroG® Gait and Balance System (Aretech) - podpurný robotický systém podpory tělesné hmotnosti, zavěšený na visuté

koleji nad pacientovou hlavou, ke které je pacient jištěn postrojem. To umožňuje pacientům s vážnými poruchami chůze cvičit chůzi a balanční činnosti bezpečným a kontrolovaným způsobem (Hidler et al., 2011, s. 287).

4.2.2 Neaktuátorové přístroje

Druhou skupinu tvoří přístroje, které nijak mechanicky nedopomáhají v pohybu a kladou tak na pacienta větší silové nároky. Sem jsou zahrnuty systémy jako je například Unweighting System and Gait Trainer 3 (Biodex Medical Systems) (viz příloha 4, s. 60) – dynamický nosný systém pro částečné zatížení, který se skládá z nastavitelného postroje s více zvedacími body, přístrojového běžeckého pásu a vizuálního feedbacku na obrazovce před pacientem (Peterson et al., 2014, s. 1).

4.2.3 Zařízení využívající funkční elektrickou stimulaci

Do třetí skupiny patří například RehaStim2 (Hasomed) – přenosné elektrické stimulační zařízení, které generuje impulsy k aktivaci paralyzovaných svalů pomocí povrchových elektrod. Lze použít jako přenosné zařízení (obsahuje baterii), nebo stacionární zařízení pro tréninkové a rehabilitační aplikace. Parametry jsou zobrazeny na grafickém displeji. Výkon, čas a sled impulsů lze nastavit individuálně pro každý kanál (RaviChandran et al., 2022, s. 1).

Dalším zařízením této kategorie je Rehamove (Hasomed) (viz příloha 5, s. 61), systém, který umožňuje jedincům se slabými nebo ochrnutými svaly DKK aktivně cvičit a posilovat na ergometru pomocí stimulace svalů nízkou a bezpečnou dávkou elektrického proudu. Přístroj lze také použít pro další rehabilitační metody, jako je nácvik sedu a nácvik chůze. Přístroj má osm kanálů pro stimulaci až osmi svalů s připojenými elektrodami. Tento typ terapie vede ke zlepšení svalového tonu, zvýšení svalové síly a v neposlední řadě s sebou nese pro pacienta výhody lehkého kardiovaskulárního cvičení (Hao et al., 2019, s.1).

4.2.4 Senzorové technologie

Do čtvrté skupiny patří například Valedo®Motion (Hocoma) – kde jsou pohyby páteře pacienta sledovány pomocí tří malých inerciálních měřicích jednotek, umístěných na pánvi (ve výši S1), na hrudní páteři (sternum) a oblasti torakolumbálního skloubení. Senzory přenášejí i velmi drobné pohyby trupu a pánve do motivačního herního prostředí, které je

na zobrazeno obrazovce před pacientem. Pacient je poté vyzván, aby, z hlediska směru pohybu, rychlosti a amplitudy, pohyboval páteří (Mourits et al., 2022, s. 1).

4.2.5 Rehabilitační přístroje využívající virtuální realitu

Do páté skupiny patří přístroje založené na využití virtuální reality. Jedním ze zástupců je například CAREN (Motekforce Link) (viz příloha 6, s. 62) – všestranný, vícesmyslový systém používaný pro klinickou analýzu, rehabilitaci, hodnocení a trénink lidského pohybu, rovnováhy a chůze. Přístroj kombinuje pohybovou platformu se šesti stupni volnosti, dvoupásmový chodící pás s přístrojovou deskou, snímání pohybu, vysokorychlostní video, software D-Flow, virtuální realitu a prostorový zvuk (Maggio et al., 2024, s. 37).

Dalším podobným přístrojem virtuální reality je Grail (Motekforce Link) – což je pokročilé rehabilitační řešení, které nabízí celou řadu funkcí potřebných pro úspěšný program terapie a rehabilitace chůze, včetně funkční analýzy chůze a tréninku chůze. Trenažér využívá přístrojový dvoupásmový běžecký pás, tři videokamery, technologii snímání pohybu a prostředí virtuální reality, k ponoření pacientů do rehabilitačního procesu. To jim umožní provádět terapeutická cvičení a poskytne jim zpětnou vazbu a analýzu jejich výkonu a pokroku v čase (Butti et al., 2020, s. 1).

5 Efektivita robotické rehabilitace chůze u vybraných diagnóz na podkladě evidence based medicine

Pro vyhodnocení efektivity robotické rehabilitace na základě studií byly stanoveny tři parametry chůze, které jsou pro její samotné provedení zásadní. Jsou jimi samostatnost, rychlost a vytrvalost chůze. Na základě těchto tří parametrů bylo stanoveno, zda se robotická rehabilitace chůze jeví pro danou diagnózou jako účinný prostředek k terapii chůze.

Nutno podotknout, že tyto parametry jsou ve studiích často popsány numericky, jako výsledky různých funkčních testů chůze, pro zajištění srovnatelných výsledků měření. Těmi jsou například test funkční kategorie chůze (Functional ambulation categories), který hodnotí samostatnost chůze, Timed up and go test, a Bergova funkční škála rovnováhy, které hodnotí dynamickou a statickou rovnováhu, hrající významnou roli také při samostatnosti chůze, 10metrový test chůze (10Meter walk test), který hodnotí rychlost chůze a 6minutový test chůze (6Minute walking test), hodnotící vytrvalost chůze (Calafiore et al., 2016, s. 2).

Pro zjednodušení je však v tomto přehledu namísto numerických výsledků uváděno pouze slovní hodnocení parametrů chůze po terapii.

5.1 Cévní mozková příhoda

Jak již bylo řečeno výše, neuroplastická přestavba nervové tkáně pacientů po CMP je nejrozsáhlejší právě v subakutní fázi onemocnění. Vzhledem k rozvíjející se spasticitě na DK je žádoucí, aby pacient při nácviku chůze používal DK ve správném pohybovém vzorci. Důležité jsou nácviky stabilizace svalů okolo kolenního kloubu a izolované dorzální i plantární flexe nohy a prstů (nezávisle na poloze dolní končetiny), správné kladení nohy na podložku a chůze vpřed a vzad (Kolář et al., 2020, s. 387).

Na téma robotické rehabilitace chůze u pacientů v subakutní fázi CMP byla provedena celá řada jednotlivých studií a metaanalýz, na základě nichž lze říci, že robotická rehabilitace chůze v subakutním stádiu CMP je dobrou volbou terapie, ideálně v kombinaci s konvenční terapií. Ve většině studií došlo ke zlepšení ve všech stanovených parametrech, tedy v samostatnosti, rychlosti a vytrvalosti chůze.

Metaanalýza Calafiore et al. (2016) zahrnuje 14 studií, které srovnávají robotickou terapii chůze s konvenční terapií. Výsledky analýzy vesměs udávají zlepšení ve všech třech zvolených parametrech chůze, ač mnohdy jsou výsledky robotické terapie srovnatelné s konvenční terapií. K terapii chůze bylo využíváno hned několik typů robotických stacionárních, či mobilních exoskeletonů, mezi nimi například Lokomat (Hokoma),

unilaterální HAL (Cyberdyne), nebo Ekso (Ekso Bionics Inc.). Rozdílná je také délka terapie jednotlivých studií, která byla v rozmezí dvou až osmi týdnů. Studie také většinou sledovaly pouze jeden ze třech vybraných parametrů chůze. Na základě výsledků analýzy autoři konstatují, že ideálním přístupem k terapii chůze v subakutní stádiu pacientů po CMP, je kombinace obou terapeutických přístupů v terapii (Calafiore et al., 2016, s. 1).

Metaanalýza Loro et al. (2023) se v systematickém přehledu 18 randomizovaných klinických studií zaměřila na rovnováhu pacientů v subakutní fázi po CMP, a to nejen ve stacionární pozici, ale také při chůzi. Právě rovnováha hraje velmi důležitou roli při samostatnosti chůze pacienta. U všech studií se potvrdilo zlepšení v parametru rovnováhy a následně také samostatnosti chůze (Loro et al., 2023, s. 92).

Longatelli et al. (2021), zkoumal přímý vliv robotické rehabilitace chůze přímo na samotnou funkci svalů, zapojující se v průběhu krokového cyklu, pomocí elektromyografie. Pacienti absolvovali 2 typy terapií, konvenční fyzikální terapii samotnou, a kombinaci konvenční terapie a terapie s podporou mobilního exoskeletu EksoNR. U obou skupin bylo konstatované zlepšení chůze ve všech třech parametrech chůze, avšak pouze ve skupině využívající zároveň robotickou terapii, došlo k selektivnímu zlepšení strategií svalové aktivace.

To bylo naměřeno zejména u svalu m. semitendinosus, který je při chůzi zodpovědný za flexi kolenního kloubu a extenzi v kyčelním kloubu. Před terapií tento sval vykazoval patologickou kontrakci v průběhu švihové i stojné fáze, zatímco po terapii byla na paretické DK naměřena obnovená fyziologická aktivace svalu při odrazu palce, před započítím švihové fáze a relaxace svalu při stojné fázi v průběhu krokového cyklu. Podobné zlepšení bylo naměřeno také u antagonistického svalu, m. rectus femoris, který je při chůzi zodpovědný naopak za extenzi v kolenním a flexi v kyčelním kloubu. Výsledkem bylo viditelně lepší osvojení rytmicity a ekonomičnosti chůze a celková lepší kontrola nad prováděným pohybem (Longatelli et al., 2021, s. 1).

Studie Wiśniowska-Szurlej et al. (2023), která využívá mobilní exoskeleton EksoNR (Ekso Bionics, San Rafael, CA, USA) se zaměřila na dva ze tří parametrů chůze, tedy vytrvalost a samostatnost chůze, u kterých studie konstatuje dokonce výrazné zlepšení na základě testu Timed up and go (Wiśniowska -Szurlej et al., 2023, s. 1).

Rizika a limity plynoucí z robotické rehabilitace chůze u CMP se mohou například dotýkat mechanismu úpravy motorických deficitů po CMP. K úpravám totiž dochází prostřednictvím dvou mechanismů - úplného „zotavení“ a kompenzace. Zotavení znamená

dosáhnutí, nebo blízké přiblížení se stavu před iktem – tedy odstranění impairmentu. Kompenzace znamená osvojení si alternativních pohybových vzorců pro dosažení motorického úkolu, za použití jiných svalových skupin a kloubů. Je tedy důležité si uvědomit, že ačkoli je robotický motorický trénink pro úspěšnou rehabilitaci chůze esenciální, může podporovat oba mechanismy. Posláním rehabilitace je snaha o přiblížení pacientova stavu do doby před iktem, se získáním žádných, nebo co nejmenších kompenzačních mechanismů, kontrolu tohoto nejlépe opět zhodnotí fyzioterapeut. Kromě exoskeletonu je zde tedy opět důležitá přítomnost lidského faktoru – fyzioterapeuta (Zeiler et al., 2013, s. 609).

5.2 Míšň léze

Právě pacienti s míšň lézí byli prvními, u kterých bylo poprvé indikováno a aplikováno použití robotických technologií, umožňujících nebo usnadňujících chůzi (Vařeka et al., 2016, s. 171).

Wright et al. (2023) použil ve své metaanalýze mobilní exoskeleton ABLE (Able Human motion). Studie se zúčastnilo 24 pacientů ve věku 12 – 45 let, z toho 20 pacientů v subakutním stádiu a 4 pacienti v chronickém stádiu míšň léze úrovně C5 – L3. Všichni pacienti, kteří studii dokončili kompletně, prokazovali zlepšení v parametrech chůze jako je rychlost, vytrvalost a samostatnost chůze. Kromě toho byl zaznamenán pozitivní psychosociální dopad rehabilitace. Za limity robotická rehabilitace chůze v této studii byl označen zejména výskyt drobných kožní oděrek v místech přímého kontaktu s exoskeletonem. U některých pacientů se také vyskytly epizody ortostatické hypotenze v důsledku přechodu ze sedu do stoje; ty je však třeba očekávat vzhledem k prevalenci tohoto problému v populaci pacientů s SCI. V závěru studie autoři také připouští limity výsledků robotická rehabilitace chůze v tom smyslu, že do této studie byli zapojeni pacienti v subakutní a chronické fázi míšň léze, kdy u těchto pacientů většinou také dochází ke spontánnímu zotavení. Je tedy těžké stanovit přímou příčinnou souvislost mezi pozorovanými zlepšeními a použitím exoskeletonu při rehabilitaci chůze (Wright et al., 2023, s. 1).

Do metaanalýzy Swinnen et al. (2010) bylo zahrnuto 6 studií, kterých se zúčastnilo 43 pacientů s neúplnou míšň lézí oblasti C3 – L1, v subakutní, nebo chronické fázi. Pět studií použilo stacionárního exoskeletonu Lokomat (Hokoma) a jedna studie LokoHelp (Woodway). Na základě klasifikace WHO – ICF (International Classification of Functioning, Disability and Health) si analýza dala za cíl odpovědět na následujících 5 bodů.

- Dosahují osoby s míšňí lézí snížené spasticity a/nebo lepšího motorického skóre po tréninku chůze v RE, ve srovnání s předchozím stavem?
- Dosáhnou osoby s míšňí lézí po terapii s robotickým exoskeletem vyšší rychlosti chůze, vytrvalosti při chůzi, větší délky kroku, symetrie kroku a lepší rovnováhy? Chodí více samostatně (méně pomůcek při chůzi, méně podpory od terapeuta)? Mají po tréninku vyšší úroveň kvality ADL?
- Jsou osoby s míšňí lézí, které nemohly chodit před nácvikem chůze za pomoci robota, schopny po tréninku chodit po zemi nebo na běžícím pásu?
- Dosahují osoby s míšňí lézí po nácviku chůze s pomocí robota vyšší úrovně sociální participace a kvality života než dříve?
- Dosahují osoby s míšňí lézí po nácviku chůze s pomocí robota vyšší úrovně sociální participace a kvality života než dříve?

Závěry analýzy byly následující: co se týče spasticity a lepšího motorického skóre, výsledky jednotlivých studií nejsou jednotné. U většiny však bylo zaznamenáno zlepšení motorické funkce, bez zaměření se na určitou svalovou skupinu. V otázkách rychlosti a vytrvalosti chůze, délky kroku, symetrie kroku a lepší rovnováhy, uvádí některé studie zlepšení, jiné popisují stav v těchto parametrech jako nezměněn. Studie také ukázaly, že k největšímu zlepšení došlo u pacientů, kteří měli závažnější počáteční impairment, a naopak nižší efektivitu rehabilitace chůze u pacientů s nižším impairmentem. Analýza dále konstatuje, že ačkoli u většiny studií byla uvedena jistá zlepšení motorických funkcí, pokud porovnáme výsledky robotické rehabilitace chůze s jinými formami terapie, například chůzí na běžícím pásu, nepřináší výraznější zlepšení (Swinnen et al., 2010, s. 520).

Také metaanalýza La Rosa et al. (2023) shrnula výsledky robotické chůze u pacientů s míšňím poraněním jako pozitivní. Analýza shrnula výsledky 23 různých studií v průběhu 12 let (2010 – 2022). Po shrnutí všech dat studií bylo konstatováno, že robotická rehabilitace chůze, samotná nebo spojená s jinými metodami (např. biofeedback EMG), vede k prokazatelnému zlepšení parametrů chůze jako je rychlost chůze spolu s prodloužením délky kroku, a samostatnosti pacientů při chůzi. Je však potřeba konstatovat, že v této oblasti rehabilitace pacientů s míšňí lézí stále chybí velké výběrové studie s dobrou homogenitou dat a dlouhodobějším sledováním vývoje chůze pacientů. Budoucí výzkum by měl vzít v úvahu různé kombinace léčby, aby se dále zvýšila přesnost hodnocení motorických výsledků pacientů, a následně i tedy kvalita života u pacientů s míšňí lézí (La Rosa et al., 2023, s. 1).

5.3 Roztroušená skleróza

Calabrò et al. (2021) v systematickém přehledu zaměřeném na výsledky robotické rehabilitace pacientů s roztroušenou sklerózou shrnul výsledky 17 studií. Celkem se přehledu zúčastnilo 514 pacientů s mírným až těžkým stupněm disability, s věkovým mediánem 32 let. Rehabilitace probíhaly u pacientů ve frekvenci 2 – 5 terapií za týden, dle konkrétní studie. U všech studií byla kromě robotické rehabilitace chůze zařazena také konvenční terapie v podobě cvičení na posílení svalů, hydroterapie, nebo cvičení zaměřená na kognitivní schopnosti.

Pro robotickou rehabilitaci chůze studie využívaly celou řadu robotických exoskeletonů – Lokomat (Hokoma), end-effektorový exoskeleton Gait Trainer II (Reha Stim), Keeogo (B-Temia), a EKSO-GT (EksoBionics). Přehled sledoval možná zlepšení u pacientů v 16 oblastech. Jednalo se o rychlost chůze, odpor chůze, motorické schopnosti, rovnováhu, funkční autonomii, spasticitu, disability, kvalitu života, přítomnost deprese, svalovou sílu, bolestivost a kognitivní schopnosti.

Výsledky jednotlivých studií nám ukazují, že u více než poloviny studií došlo u pacientů ke zlepšení v následujících oblastech: rychlost chůze (11 ze 17), odpor chůze (13 z 17), celkové motorické schopnosti (12 ze 17), a rovnováha (9 ze 17). Zbytek výsledků je k doplnění v konkrétní studii. Kromě výše uvedeného zlepšení v důležitých aspektech chůze přehled konstatuje, že výsledky robotické rehabilitace chůze u pacientů s roztroušenou sklerózou jsou srovnatelné s konvenční rehabilitací, avšak ve větší míře vidí její využitelnost u pacientů s těžší disability, kdy bývá konvenční terapie často komplikovanější. U pacientů s menší disability vidí stále jako lepší variantu klasický trénink na chodícím páse s odlehčením. Dále se autoři zamýšlí nad efektem robotické rehabilitace chůze ve smyslu dlouhodobější terapie, a ačkoli konstatují nedostatek studií, mají za to, že pozitivní výsledky robotické rehabilitace chůze u pacientů s roztroušenou sklerózou mají tendenci po pár měsících postupně vymizet. Doporučují proto opakovat terapii u pacientů každých 3 – 6 měsíců, pro udržení dosažených výsledků. V závěru přehledu jsou také zmíněny pozitivní funkční a psychologické výsledky u pacientů s RS, které nastávají při neurorehabilitaci s použitím inovativních technologií (Calabrò et al., 2021, s. 844).

5.4 Kranio cerebrální trauma

V metaanalýze Bonanno et al. (2022), která vychází z 29 studií, došlo ve většině studií ke zlepšení dvou parametrů chůze, a to rychlosti a vytrvalosti chůze. Autoři analýzy na základě výsledků studií konstatují, že robotická rehabilitace chůze představuje významnou oporu a pomoc v péči o pacienty s kranio cerebrálním traumatem zejména z důvodu brzké vertikalizace a nácviku pasivní chůze, možnosti opakované a intenzivní terapie a zároveň objektivnějšího hodnocení výsledků terapie. Dále robotická rehabilitace chůze zajišťuje terapeutům možnost lepší kontroly celkové postury pacienta, snižuje svalovou ztuhlost a díky pohybu působí také jako prevence kardiovaskulárních a respiračních onemocnění. Většina zapojených studií na základě terapie potvrdila, že robotická rehabilitace chůze zlepšuje uvedené parametry chůze, a to výhradně u subakutních pacientů (Bonanno et al., 2022, s. 1).

Také studie Esquenazi et al. (2017) souhlasí s tím, že intenzivní robotická rehabilitace chůze se systémem G-EO nebo Lokomat, může u pacientů v subakutní fázi zlepšit rychlost, vytrvalost, symetrii a délku kroků. Zároveň však studie konstatuje, že optimální terapeutický postup k přiblížení se úplnému zotavení chůze pacientů není dosud zcela přesně popsán. Je však zřejmé, že jakákoli rehabilitační snaha o motorickou regeneraci by měla u pacientů s kranio cerebrálním traumatem vycházet ze základů neuroplasticity, a měla by souviset s klinickými prognostickými ukazateli (tj. závažnost onemocnění, vitální funkce, intrakraniální tlak, cerebrální perfúzní tlak) (Esquenazi et al., 2017, s. 839).

Vesměs pozitivní jsou také výsledky studie Nolan et al. (2018), která však sledovala robotickou rehabilitaci chůze, spojenou s konvenční terapií, pouze jediného pacienta. Pacient (21 let) byl přijat k terapii 30 dní po úrazu, s přítomností pravostranné hemiparézy, způsobené traumatickým subarachnoidálním krvácením. Pacient byl závislý na svém okolí ve všech ADL. Robotický exoskeleton využitý v této studii byl mobilní exoskeleton Ekso-GT (Ekso Bionics). Intenzivní doba terapie trvala 18 dní, a v následné čtyřtýdenní hodnotící době po terapii pacient vykazoval z hlediska stereotypu chůze několik bodů zlepšení: měl zvýšený funkční rozsah pohybu hlezenního kloubu – zvýšená plantární flexe během počáteční stojné fáze a zvýšená dorzální flexe během švihové fáze. Naopak se snížila variabilita pohybu pánve, kolenního kloubu a hlezenního kloubu – což naznačuje více konzistentní a kontrolované trajektorie kloubů v sagitální rovině během krokového cyklu. Zvýšila se také délka stojné fáze na postižené končetině, společně se symetrií chůze. Zvýšila se však také bohužel cirkumdukce pánve na postižené straně, což je kompenzatorní mechanismus, který se u pacienta vyvinul navzdory tomu, že se mu v tom exoskeleton snažil zabránit. I kompenzatorní mechanismus

však může mít své opodstatnění, přispěje-li pacientovi k možnosti samostatnější chůze. Na závěr Nolan et al. (2018) konstatuje, že studie přináší nadějně výsledky pro robotickou rehabilitaci chůze, je však zapotřebí dalších studií s vyšším počtem pacientů (Nolan et al., 2018, s. 2809).

5.5 Parkinsonova nemoc

Robotická rehabilitace chůze u pacientů s Parkinsonovou nemocí přináší na základě studií a metaanalýz pozitivní výsledky hned ve všech třech parametrech chůze – samostatnosti, rychlosti a vytrvalosti chůze. Zároveň účinně pomáhá eliminaci tzv. freezingu. Zároveň však zůstává i nadále nedostatečně zkoumanou oblastí, mimo jiné také v přesném popsání mechanismu účinku léčby.

Studie Capecchi et al. (2019) se zaměřuje jednak na výsledky robotické rehabilitace chůze jako takové, jednak porovnává výsledky robotické rehabilitace chůze s výsledky rehabilitace chůze na chodícím páse. Kromě toho se blíže zaměřuje na problematiku fenoménu zvaného freezing, který se u pacientů s Parkinsonovou nemocí vyskytuje. Do studie bylo zapojeno 96 pacientů s mírným až těžkým průběhem nemoci, ve věku 50 – 80 let. Pacienti byli vybráni jednak na základě vlastní přítomnosti poruch chůze, v souvislosti s nemocí, a také podle schopnosti stát na místě 20 min (samostatně, či s dopomocí) a ujít 10 m (samostatně, či s dopomocí). U poloviny pacientů pak byla prováděna terapie formou robotické rehabilitace chůze a u druhé poloviny terapie na chodícím páse. Terapie zahrnovala 20 sezení, každé v délce 45 minut s terapií buď robotického end-effector exoskeletonu G-EO Systém, nebo na chodícím páse. Výsledky studie potvrdily, že intenzivní trénink, ať už v robotickém exoskeletu, nebo na chodícím páse, efektivně zlepšuje vytrvalost, rychlost chůze, výkonnost, celkovou schopnost provádět všední denní činnosti a celkově well-being pacientů.

Zatímco robotická rehabilitace chůze pracuje na principu fixního nastavení délky kroku pacienta v odlehčení, trénink na chodícím páse udržuje konstantní tělesnou hmotnost a zároveň zvyšuje rychlost chůze – oba přístupy však splňují požadavky progresivního cvičení, přizpůsobení obtížnosti úkolů, a zvyšování kondice pacientů. Studie konstatuje, že pacienti s větší motorickou a kognitivní poruchou a s přítomností symptomu zvaného freezing, mají z robotické rehabilitace chůze větší prospěch než pacienti s lehkým postižením, což bylo způsobeno zejména kontinuálním a kontrolovaným průběhem terapie, který robotický exoskeleton poskytuje. Závěry studie jsou takové, že intenzivní trénink chůze je

velmi efektivní terapií pacientů s Parkinsonovou nemocí. Zejména u pacientů s těžším postižením a fenoménem tzv. freezing může robotická rehabilitace chůze významně zlepšit kvalitu chůze (Capecci et al., 2019, s. 303).

Také studie Chen et al., (2013) konstatuje, že robotická rehabilitace chůze představuje u pacientů se středními až těžšími formami postižení účinnější formu rehabilitace chůze než konvenční terapie. Při terapii dochází ke zlepšení rychlosti a samostatnosti chůze, a snižuje se frekvence výskytu tzv. freezingu (Chen et al., 2013, s. 189).

Konečně studie Yun et al. (2021) ve své studii, které se účastnilo 11 pacientů s idiopatickou formou nemoci, potvrdilo dobrou účinnost robotické rehabilitace chůze u pacientů. U pacientů došlo ke zlepšení (zvýšení) rychlosti chůze, dále znatelnému zlepšení rovnováhy a schopnosti efektivně přenášet váhu, což bylo pozorováno ještě 1 měsíc po terapii. Studie však například nebyla schopna vyhodnotit, zda hraje robotická rehabilitace chůze roli také v prevenci, nebo alespoň snížení počtu pádů pacientů s Parkinsonovou nemocí, což odůvodňují přítomností více faktorů, které incidenci pádů ovlivňují (Yun et al., 2021, s. 3).

5.6 Periferní paréza končetin

Efektivita robotické rehabilitace chůze u pacientů s periferní parézou nervů dolních končetin je v současnosti stále nedostatečně prozkoumanou oblastí, na rozdíl od studií zabývajících se robotickou rehabilitací chůze u CMP, míšních lézí, či kraniocerebrálních traumat. Na podkladě zatím několika dostupných studií robotické rehabilitace chůze však můžeme pozorovat zlepšení parametrů chůze jako je rychlost nebo vytrvalost (Park et al., 2023, s. 1).

Studie Matsuda et al. (2022) si dala za cíl zjistit, zda je robotická rehabilitace chůze přínosem pro periferní parézy DKK, konkrétně periferní parézu n. peroneus. Pro své účely použila Hybrid Assistive Limb (HAL) (Tsukuba University a Cyberdyne), což je mobilní robotický exoskeleton, který umožňuje chůzi za pomoci bioelektrických potenciálů (myoelektrických signálů), které jsou detekovány ze svalů DK s použitím aktuátorů a povrchových elektrodových sensorů umístěných na oblastech kyčelního kloubu a kolenního kloubu pacienta. Studie se účastnil 60letý pacient, trpící periferní parézou n. peroneus, se sníženou dorzální i plantární flexí (svalový test plantární/dorzální flexe: 4/2-, rozsah pasivní/aktivní dorzální flexe: 20°/0°). Také se senzorickými ztrátami laterální strany pravého lýtka a dorzální strany nohy. Pacient byl schopen samostatné chůze, avšak na základě výše uvedeného impairmentu s obtížemi. Výsledkem 7 terapií s HAL, které pacient podstoupil, byla následující zjištění: došlo ke zvýšení svalové síly jak plantárních, tak dorzálních flexorů

(plantární/dorzální – 5/4), a zároveň zlepšení vnitřní i vnější rotace v hlezenním kloubu. Došlo také ke zlepšení rozsahu pohybu v hlezenním kloubu do dorzální flexe – z 0° na 20°, everze z 0° na 20° a inverze z 0° na 25°. Zároveň pacient pociťoval zlepšení sensitivity v postižené oblasti. Důsledkem uvedených zlepšení došlo u pacienta téměř k vymizení fenoménu peroneální („kohoutí“) chůze, a zlepšení ve dvou parametrech chůze jako je rychlost a samostatnost chůze (Matsuda et al., 2022, s. 410).

Alnajjar et al. (2020) ve své metaanalýze zkoumal efekt robotické rehabilitace na tzv. foot drop – tedy pokles nohy na základě různých diagnóz. Mezi nimi byla také periferní paréza nervů DKK. Studie Zhang et al. (2017) sledovala terapii dvou pacientů s distorzi kotníku a poranění n. peroneus pomocí Compliant Ankle Rehabilitation Robot (CARR). Na konci terapie bylo pozorováno zlepšení v rozsahu pohybu v hlezenním kloubu do dorzální a plantární flexe i zvýšení svalové síly (Alnajjar et al, 2020, s.1).

Studie Aragão et al. (2019) zkoumala efekt robotické rehabilitace chůze pomocí částečně implantovatelného systému ActiGait® (Otto Bock Healthcare Products), patřící do kategorie zařízení, využívajících funkční elektrickou stimulaci nervů. Studie se účastnilo 7 pacientů ve věku 18 – 75 let, trpících unilaterálním poklesem nohy na podkladě periferní parézy. Studie sledovala zejména kompenzatorní mechanismy, které si pacienti na základě impairmentu vytvořili. Po ukončení studie bylo pozorováno snížení kompenzatorních pohybů zejména ve smyslu laterálních a mediálních deviací pohybu při švihové fázi krokového cyklu a zvýšení celkové rychlosti chůze.

Studie tedy naznačují, že robotická rehabilitace chůze může být efektivní metodou pro zlepšení mobility, funkce a kvality života u pacientů s periferní parézou nervů dolních končetin, ač plasticita a obnova funguje na jiném podkladu než poškození CNS. Přesto je důležité poznamenat, že v této oblasti je potřeba dalšího výzkumu (Aragão et al., 2020, s. 3).

6 Stanovení možných limitů robotických technologií

Na základě mnoha studií, zkoumajících přínosy robotické rehabilitace chůze, uvedených v předchozí kapitole, lze robotickým zařízením určeným pro rehabilitaci chůze přiznat významnou roli v terapii chůze u vybraných diagnóz. Toto tvrzení však doprovází jisté limity, jelikož se například u diagnózy periferní parézy DKK nevyskytuje dostatečné množství metaanalýz zkoumajících tuto problematiku.

Souhrnně však lze říci, že je možné potvrdit benefity plynoucí z robotické rehabilitace chůze. Jsou jimi zlepšení celkových motorických funkcí, rovnováhy, celé řady parametrů chůze, a celkové soběstačnosti pacientů na podkladech neuroplasticity. Je však také důležité zvážit limity a možné kontraindikace spojené s touto formou rehabilitace.

- **Fyziologické limity:** Robotická rehabilitace může být nevhodná pro pacienty s některými fyziologickými omezeními, jako je těžká osteoporóza, výrazné svalové kontraktury, nebo nestabilní zlomeniny. Přítomnost kardiovaskulárních problémů může také představovat riziko při intenzivnějších rehabilitačních procesech.
- **Neurologické limity:** U některých pacientů s vážnými neurologickými poškozeními může být schopnost využívat robotické rehabilitační systémy omezená. To platí například pro pacienty po CMP, s míšní lézí, kraniotraumatem, či s pacienty s těžkým stádiem roztroušené sklerózy, kteří trpí těžkou spasticitou nebo s výraznými motorickými poruchami, které jim neumožňují chůzi.
- **Behaviorální limity:** Pacienti s výraznými kognitivními nebo behaviorálními problémy mohou mít potíže s porozuměním a spoluprací během rehabilitace, což může omezit účinnost robotické terapie. To se týká například pacientů s Parkinsonovou nemocí trpících demencí, či pacientů po kraniotraumatech, s výraznými kognitivními deficity.
- **Finanční a technické limity:** Robotická rehabilitace je nákladná a vyžaduje specializované vybavení a vyškolený personál. Některé menší kliniky nebo rehabilitační zařízení mohou mít omezené zdroje pro poskytování této formy terapie.
- **Kontraindikace:** U pacientů s aktivními infekcemi, otevřenými ranami, kardiostimulátory nebo jinými implantáty, které by mohly být ovlivněny robotickými systémy, může být robotická rehabilitace kontraindikována.

Je také důležité poznamenat, že robotická rehabilitace chůze není univerzálním řešením a často je efektivní jako součást komplexního rehabilitačního plánu, který zahrnuje tradiční fyzioterapii, ergoterapii a další formy rehabilitace. Odborníci musí pečlivě posoudit každý

případ individuálně a zvážit všechny rizikové faktory a limity před rozhodnutím o využití robotické rehabilitace chůze.

7 Přínos tématu bakalářské práce pro klinickou praxi

Přínos tématu bakalářské praxe pro klinickou praxi spočívá v poskytnutí komplexního přehledu o současném stavu robotické rehabilitace chůze, včetně různých technologií, přístupů a klinických studií u šesti různých diagnóz u kterých dochází k různým poruchám chůze. To by v rámci klinické praxe mohlo poskytnout jednoduchý a rychlý přístup k relevantním informacím a usnadnit rozhodování o implementaci robotických technologií do rehabilitační praxe.

Dále se práce do jisté míry pokouší identifikovat oblasti robotické rehabilitace chůze, které nejsou dostatečně prozkoumány nebo implementovány v klinické praxi, což by mohlo nasměrovat budoucí výzkum a vývoj kýženým směrem. Příkladem toho může být nedostatečně zkoumaný přínos robotické rehabilitace chůze pro pacienty s periferní parézou dolních končetin, pacientů s Parkinsonovou nemocí, či dalších neurodegenerativních onemocnění.

Celkově by taková práce mohla sloužit jako zdroj informací a inspirace pro klinickou praxi, což by mohlo vést ke zlepšení kvality péče a výsledků robotické rehabilitace chůze u pacientů.

Závěr

Robotická rehabilitace chůze se ukazuje jako účinný přístup k rehabilitaci chůze pacientů s diagnózami jako jsou cévní mozková příhoda, míšní léze, kraniocerebrální trauma, Parkinsonova nemoc, roztroušená skleróza a periferní paréza dolních končetin.

Přínosy robotické rehabilitace chůze jsou mnohostranné a nabízejí možnosti pro zlepšení motorických funkcí a kvality života u pacientů s různými stupni postižení. Mezi hlavní výhody patří přesná kontrola pohybu, možnost delší a intenzivnější rehabilitace a snížení fyzické námahy pro terapeuty, či případně i jejich počtu při terapii. Díky této technologii lze dosáhnout efektivnějšího opakování pohybových vzorů, což je klíčové pro proces obnovy chůze. To může vést k rychlejšímu zlepšení chůze a snížení sekundárních komplikací spojených s nehybností, jakými jsou svalová atrofie, či vznik kontraktur.

Limity robotické rehabilitace mohou být spojeny s kontraindikacemi, jako jsou těžké deformity, nestabilní zlomeniny nebo některé kardiovaskulární problémy. Také však pořizovací náklady na robotické exoskeletony a požadavky na specializované vybavení mohou představovat významnou překážku pro některé typy zařízení. Dalším limitem robotických technologií je nutnost přítomnosti odborného personálu – fyzioterapeuta v průběhu terapie, který kriticky hodnotí a koriguje pohyby pacienta při chůzi, tak aby se v co největší míře zabránilo například vzniku kompenzatorních pohybových vzorců, k jejichž vzniku mají pacienti s poruchami chůze velké tendence, či zranění pacienta.

Přes tyto limity je stále zřejmé, že robotická rehabilitace chůze má potenciál výrazně zlepšit výsledky léčby pro širokou škálu zejména neurologických onemocnění.

Vize do budoucna předpokládají další vývoj robotických zařízení, která budou dostupnější, efektivnější a personalizovanější – tedy lépe přizpůsobitelná individuálním potřebám pacientů. Dalšími zdokonaleními by mohlo být dosaženo například kompaktnějším a lehčím provedením mobilních exoskeletonů. Také lepší integrací s dalšími technologiemi, jako je virtuální realita, funkční elektrická stimulace, nebo integrace pokročilých senzorů, jež dokáží lépe monitorovat pohyby a poskytovat přesnou zpětnou vazbu v reálném čase, což by mohlo zvýšit účinnost a efektivitu rehabilitace, a také motivaci pacientů během terapie.

V rámci oboru robotické rehabilitace chůze lze v budoucnu očekávat pokrok v oblasti přesnější analýzy různých poruch chůze, což by mohlo přispět k umožnění rehabilitace chůze u širšího spektra pacientů a onemocnění. Tento předpoklad by se mohl mimo jiné týkat také onemocnění s významnými kognitivními poruchami. Studie, zabývající se v první řadě efekty

robotické rehabilitace u pacientů s poruchami chůze, totiž často pozorují zlepšení také v oblasti kognitivních schopností pacientů.

Referenční zdroje

1. Abu-Faraj, Ziad, Harris, Gerald, Smith, Peter, Hassani, Sahar. (2015). Human Gait and Clinical Movement Analysis. *Wiley Encyclopedia of Electrical and Electronics Engineering* <https://doi.org/10.1002/047134608X.W6606.pub2>
2. Akalan E., Angin S. (2020) Kinesiology of the human gait. *Comparative Kinesiology of the Human Body*, 499-525, <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-812162-7.00029-1>
3. Alnajjar, F., Zaier, R., Khalid, S., & Gochoo, M. (2021). Trends and Technologies in Rehabilitation of Foot Drop: A Systematic Review. *Expert review of medical devices*, 18(1), 31–46. <https://doi.org/10.1080/17434440.2021.1857729>
4. Ambler, Z. (2011). *Základy neurologie* (7th ed.). Galén.
5. Aragão F, Inocêncio A, M Aragão Junior E, C Vieira J, Rodrigues C, S Silveir C, et al. (2019) Gait Analysis of Foot Drop in the Anatomic Plan Using the Walkaide® Device. *Acta Scientific Medical Sciences*. Oct 11;3(11):29–33 [doi:10.31080/asms.2019.03.0436](https://doi.org/10.31080/asms.2019.03.0436)
6. Bareš, M. (2001). Diagnostika a klinické příznaky parkinsonovy nemoci. *Neurologie pro praxi*, 22 – 24. <https://www.solen.cz/pdfs/neu/2001/01/08.pdf>
7. Bauer, J. (2010). Cévní mozkové příhody | *Mt. Medical tribune cz*. <https://www.tribune.cz/archiv/cevni-mozkove-prihody/>
8. Bonanno, M., De Luca, R., De Nunzio, A. M., Quartarone, A., & Calabrò, R. S. (2022). Innovative Technologies in the Neurorehabilitation of Traumatic Brain Injury: A Systematic Review. *Brain sciences*, 12(12), 1678. <https://doi.org/10.3390/brainsci12121678>
9. Bucklitsch, J., Müller, A., Weitner, A., Filmann, N., Patriciu, A., Behmanesh, B., Seifert, V., Marquardt, G., & Quick-Weller, J. (2019). Significant Impact of Implantable Functional Electrical Stimulation on Gait Parameters: A Kinetic Analysis in Foot Drop Patients. *World neurosurgery*. 127, e236–e241. <https://doi.org/10.1016/j.wneu.2019.03.064>

10. Butti, N., Biffi, E., Genova, C., Romaniello, R., Redaelli, D. F., Reni, G., Borgatti, R., & Urgesi, C. (2020). Virtual Reality Social Prediction Improvement and Rehabilitation Intensive Training (VR-SPIRIT) for paediatric patients with congenital cerebellar diseases: study protocol of a randomised controlled trial. *Trials*, 21(1), 82. <https://doi.org/10.1186/s13063-019-4001-4>
11. Calabrò RS, Reitano S, Leo A, De Luca R, Melegari C, Bramanti P. (2014) Can robot-assisted movement training (Lokomat) improve functional recovery and psychological well-being in chronic stroke? Promising findings from a case study. *Functional Neurology*.139-41.
12. Calabrò, R. S., Cassio, A., Mazzoli, D., Andrenelli, E., Bizzarini, E., Campanini, I., Carmignano, S. M., Cerulli, S., Chisari, C., Colombo, V., Dalise, S., Fundarò, C., Gazzotti, V., Mazzoleni, D., Mazzucchelli, M., Melegari, C., Merlo, A., Stampacchia, G., Boldrini, P., Mazzoleni, S., ... Italian Consensus Conference on Robotics in Neurorehabilitation (CICERONE) (2021). What does evidence tell us about the use of gait robotic devices in patients with multiple sclerosis? A comprehensive systematic review on functional outcomes and clinical recommendations. *European journal of physical and rehabilitation medicine*, 57(5), 841–849. <https://doi.org/10.23736/S1973-9087.21.06915-X>
13. Calafiore, D., Negrini, F., Tottoli, N., Ferraro, F., Ozyemisci-Taskiran, O., & de Sire, A. (2022). Efficacy of robotic exoskeleton for gait rehabilitation in patients with subacute stroke : a systematic review. *European journal of physical and rehabilitation medicine*, 58(1), 1–8. <https://doi.org/10.23736/S1973-9087.21.06846-5>
14. Capecci, M., Pournajaf, S., Galafate, D., Sale, P., Le Pera, D., Goffredo, M., De Pandis, M. F., Andrenelli, E., Pennacchioni, M., Ceravolo, M. G., & Franceschini, M. (2019). Clinical effects of robot-assisted gait training and treadmill training for Parkinson's disease. A randomized controlled trial. *Annals of physical and rehabilitation medicine*, 62(5), 303–312. <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2019.06.016>
15. Dever, A., Powell, D., Graham, L., Mason, R., Das, J., Marshall, S. J., Vitorio, R., Godfrey, A., & Stuart, S. (2022). Gait Impairment in Traumatic Brain Injury: A

- Systematic Review. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 22(4), 1480.
<https://doi.org/10.3390/s22041480>
16. Ding, W., Hu, S., Wang, P., Kang, H., Peng, R., Dong, Y., & Li, F. (2022). Spinal Cord Injury: The Global Incidence, Prevalence, and Disability From the Global Burden of Disease Study 2019. *Spine*, 47(21), 1532–1540.
<https://doi.org/10.1097/BRS.0000000000004417>
 17. Dromerick, A. W., Geed, S., Barth, J., Brady, K., Giannetti, M. L., Mitchell, A., Edwardson, M. A., Tan, M. T., Zhou, Y., Newport, E. L., & Edwards, D. F. (2021). Critical Period After Stroke Study (CPASS): A phase II clinical trial testing an optimal time for motor recovery after stroke in humans. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 118(39). <https://doi.org/10.1073/pnas.2026676118>
 18. Ehler, E., & Štětkářová, I. (2017). Diferenciální diagnostika míšních poruch. Dostupné z: <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/spinal-cord-injury>
 19. Escudero-Uribe, S., Hochsprung, A., & Izquierdo-Ayuso, G. (2019). Gait pattern changes after six-minute walk test in persons with multiple sclerosis. *Physiotherapy research international : the journal for researchers and clinicians in physical therapy*, 24(1), e1741. <https://doi.org/10.1002/pri.1741>
 20. Esquenazi, A., Lee, S., Wikoff, A., Packel, A., Toczyłowski, T., & Feeley, J. (2017). A Comparison of Locomotor Therapy Interventions: Partial-Body Weight-Supported Treadmill, Lokomat, and G-EO Training in People With Traumatic Brain Injury. *PM & R: the journal of injury, function, and rehabilitation*, 9(9), 839–846.
<https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2016.12.010>
 21. Guan, B., Anderson, D. B., Chen, L., Feng, S., & Zhou, H. (2023). Global, regional and national burden of traumatic brain injury and spinal cord injury, 1990-2019: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2019. *BMJ open*, 13(10).
<https://doi.org/10.1136/bmjopen-2023-075049>
 22. Hao, Y., Zhang, L., Zhang, Z., Chen, L., He, N., & Zhu, S. (2019). Tai Chi exercise and functional electrical stimulation of lower limb muscles for rehabilitation in older adults with chronic systolic heart failure: a non-randomized clinical trial. *Brazilian*

journal of medical and biological research = Revista brasileira de pesquisas medicas e biologicas, 52(12), e8786. <https://doi.org/10.1590/1414-431X20198786>

23. Hidler, J., Brennan, D., Black, I., Nichols, D., Brady, K., & Nef, T. (2011). ZeroG: overground gait and balance training system. *Journal of rehabilitation research and development*, 48(4), 287–298. <https://doi.org/10.1682/jrrd.2010.05.0098>
24. Hocoma. (2024, 7. dubna). Advanced Technologies for Movement Rehabilitation - Hocoma. <https://www.hocoma.com>
25. Innovative Medizinprodukte und Praxissoftware - HASOMED GmbH. (2024, 20. března). *RehaMove - Motion Training with Functional Electrical Stimulation (FES)*. <https://hasomed.de/en/products/rehamove/>
26. Jamwal PK, Hussain S, Ghayesh MH. Robotic orthoses for gait rehabilitation: An overview of mechanical design and control strategies. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 2020;234(5):444-457. doi:10.1177/0954411919898293.
27. Kalia, L. V., & Lang, A. E. (2015). Parkinson's disease. *Lancet (London, England)*, 386(9996), 896–912. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(14\)61393-3](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(14)61393-3)
28. Kang, M. G., Yun, S. J., Shin, H. I., Kim, E., Lee, H. H., Oh, B. M., & Seo, H. G. (2019). Effects of robot-assisted gait training in patients with Parkinson's disease: study protocol for a randomized controlled trial. *Trials*, 20(1), 15. <https://doi.org/10.1186/s13063-018-3123-4>
29. Khalid, S., Malik, A. N., Siddiqi, F. A., & Rathore, F. A. (2023). Overview of gait rehabilitation in stroke. *JPMA. The Journal of the Pakistan Medical Association*, 73(5), 1142–1145. <https://doi.org/10.47391/JPMA.23-39>
30. Kiehn, O., & Dougherty, K. J. (2013). *Locomotion: Circuits and Physiology*. Springer
31. Kim, S. M., Kim, D. H., Yang, Y., Ha, S. W., & Han, J. H. (2018). Gait Patterns in Parkinson's Disease with or without Cognitive Impairment. *Dementia and neurocognitive disorders*, 17(2), 57–65. <https://doi.org/10.12779/dnd.2018.17.2.57>

32. Kirshblum, S. C., Burns, S. P., Biering-Sorensen, F., Donovan, W., Graves, D. E., Jha, A., Johansen, M., Jones, L., Krassioukov, A., Mulcahey, M. J., Schmidt-Read, M., & Waring, W. (2011). International standards for neurological classification of spinal cord injury (revised 2011). *The journal of spinal cord medicine*, 34(6), 535–546. <https://doi.org/10.1179/204577211X13207446293695>
33. Kolář, P. (2020). *Rehabilitace v klinické praxi*. Galén.
34. Kolářová, B., Stacho, J., Jiráčková, M., Konečný, P., & Navrátilová, L. (2019). *Počítačové a robotické technologie v klinické rehabilitaci* (2., přepracované a doplněné vydání). Univerzita Palackého v Olomouci.
35. Krobot, A., Kolářová, B., Kolář, P., Schusterová, B., & Tomsová, J. (2017). Gait Neurorehabilitation in Stroke Patients. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie*, 80/113(5), 521–526. <https://doi.org/10.14735/amcsnn2017521>
36. Kříž, J. (2016). Neurorehabilitace senzomotorických funkcí po poranění míchy. *Česká a Slovenská Neurologie a Neurochirurgie*, 79(112), 378–396.
37. La Rosa, G., Avola, M., Di Gregorio, T., Calabrò, R. S., & Onesta, M. P. (2023). Gait Recovery in Spinal Cord Injury: A Systematic Review with Metanalysis Involving New Rehabilitative Technologies. *Brain sciences*, 13(5), 703. <https://doi.org/10.3390/brainsci13050703>
38. Longatelli, V., Pedrocchi, A., Guanziroli, E., Molteni, F., & Gandolla, M. (2021). Robotic Exoskeleton Gait Training in Stroke: An Electromyography-Based Evaluation. *Frontiers in neurorobotics*, 15, 733-738. <https://doi.org/10.3389/fnbot.2021.733738>
39. Loro, A., Borg, M. B., Battaglia, M., Amico, A. P., Antenucci, R., Benanti, P., Bertoni, M., Bissolotti, L., Boldrini, P., Bonaiuti, D., Bowman, T., Capecci, M., Castelli, E., Cavalli, L., Cinone, N., Cosenza, L., Di Censo, R., Di Stefano, G., Draicchio, F., Falabella, V., ... Baricich, A. (2023). Balance Rehabilitation through Robot-Assisted Gait Training in Post-Stroke Patients: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Brain sciences*, 13(1), 92. <https://doi.org/10.3390/brainsci13010092>

40. Maggio, M. G., Cezar, R. P., Milardi, D., Borzelli, D., DE Marchis, C., D'Avella, A., Quartarone, A., & Calabrò, R. S. (2024). Do patients with neurological disorders benefit from immersive virtual reality? A scoping review on the emerging use of the computer-assisted rehabilitation environment. *European journal of physical and rehabilitation medicine*, 60(1), 37–43. <https://doi.org/10.23736/S1973-9087.23.08025-5>
41. Marchal-Crespo, L., & Riener, R. (2018). *Rehabilitation robotics*. Academic Press.
42. Motekmedical.com. (2024, 5. března). *CAREN* - *Motekmedical.com*. <https://www.motekmedical.com/solution/caren/>
43. Mourits BMP, Vos LA, Bruijn SM, van Dieën JH, Prins MR. (2022) Sensor-based intervention to enhance movement control of the spine in low back pain: Protocol for a quasi-randomized controlled trial. *Front Sports Act Living*. doi: 10.3389/fspor.2022.1010054
44. Mumenthaler, M. (2001). *Neurologie* (přeložil Eugen Hinterbuchner). Grada Publishing.
45. Nadeau, S., Betschart, M., & Bethoux, F. (2013). Gait analysis for poststroke rehabilitation: the relevance of biomechanical analysis and the impact of gait speed. *Physical medicine and rehabilitation clinics of North America*, 24(2), 265–276. <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2012.11.007>
46. Nam, K. Y., Kim, H. J., Kwon, B. S., Park, J. W., Lee, H. J., & Yoo, A. (2017). Robot-assisted gait training (Lokomat) improves walking function and activity in people with spinal cord injury: a systematic review. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 14(1), 24. <https://doi.org/10.1186/s12984-017-0232-3>
47. Navrátil, L., & Příhoda, A. (2022). *Robotická rehabilitace*. Grada publishing.
48. Nolan, K. J., Karunakaran, K. K., Ehrenberg, N., & Kesten, A. G. (2018). Robotic Exoskeleton Gait Training for Inpatient Rehabilitation in a Young Adult with Traumatic Brain Injury. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*.

- Annual International Conference, 2018, 2809–2812.*
<https://doi.org/10.1109/EMBC.2018.8512745>
49. Park, G. M., Cho, S. H., Hong, J. T., Kim, D. H., & Shin, J. C. (2023). Effects and Safety of Wearable Exoskeleton for Robot-Assisted Gait Training: A Retrospective Preliminary Study. *Journal of personalized medicine, 13*(4), 676. <https://doi.org/10.3390/jpm13040676>
50. Patsopoulos N. A. (2018). Genetics of Multiple Sclerosis: An Overview and New Directions. *Cold Spring Harbor perspectives in medicine, 8*(7). <https://doi.org/10.1101/cshperspect.a028951>
51. Pei-Hao Chen, Rong-Long Wang, De-Jyun Liou, & Jin-Siang Shaw. (2013.). Gait Disorders in Parkinson's Disease: Assessment and Management. *International Journal of Gerontology, 7*(4), 189–193. <https://doi.org/10.1016/j.ijge.2013.03.005>.
52. Perry, J., & Burnfield, J. M. (2010). Gait analysis: normal and pathological function (2nd ed). SLACK.
53. Peterka, M., & Potužník, P. (2021). Časná diagnostika a léčba roztroušené sklerózy. *Neurologie pro praxi, 22*(2), 128–131. <https://doi.org/10.36290/neu.2021.003>
54. Peterson, M. J., Williams, N., Caves, K., & Morey, M. C. (2014). A pilot study of partial unweighted treadmill training in mobility-impaired older adults. *BioMed research international*. <https://doi.org/10.1155/2014/321048>
55. Pfeiffer, J. (2011). *Neurologie v rehabilitaci: Pro studium a praxi*. Grada.
56. Preiningerová, Novotná. (2013). Poruchy chůze u pacientů s roztroušenou sklerózou. *Neurologie pro praxi, 185–187*. <https://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2013/04/06.pdf>
57. RaviChandran, Narrendar; Aw, Kean; McDaid, Andrew (2022): A LabVIEW Interface for RehaStim 2. TechRxiv. <https://doi.org/10.36227/techrxiv.21302865.v1>
58. Swinnen, E., Duerinck, S., Baeyens, J. P., Meeusen, R., & Kerckhofs, E. (2010). Effectiveness of robot-assisted gait training in persons with spinal cord injury: a

- systematic review. *Journal of rehabilitation medicine*, 42(6), 520–526.
<https://doi.org/10.2340/16501977-0338>
59. Šámal, F., Ouzký, M., & Haninec, P. (2017). Spinal cord lesions from neurosurgical perspective. *Neurologie pro praxi*, 18(6), 386–388.
<https://doi.org/10.36290/neu.2017.115>
60. Školoudík, D. (2017). *Detekce mikroembolů pomocí transkraniální dopplerometrie*. *Neurol. praxi: Lékařské konference, kongresy, časopis, e-learning*.
<https://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2017/04/05.pdf>
61. Takakusaki K. (2013). Neurophysiology of gait: from the spinal cord to the frontal lobe. *Movement disorders: official journal of the Movement Disorder Society*, 28(11), 1483–1491. <https://doi.org/10.1002/mds.25669>
62. Thatte, M. R., Hiremath, A., Goklani, M. S., Patel, N. R., & Takwale, A. B. (2019). Peripheral Nerve Injury to the Lower Limb: Repair and Secondary Reconstruction. *Indian journal of plastic surgery: official publication of the Association of Plastic Surgeons of India*, 52(1), 93–99. <https://doi.org/10.1055/s-0039-1687921>
63. Tomida, K., Sonoda, S., Hirano, S., Suzuki, A., Tanino, G., Kawakami, K., Saitoh, E., & Kagaya, H. (2019). Randomized Controlled Trial of Gait Training Using Gait Exercise Assist Robot (GEAR) in Stroke Patients with Hemiplegia. *Journal of stroke and cerebrovascular diseases: the official journal of National Stroke Association*, 28(9), 2421–2428. <https://doi.org/10.1016/j.jstrokecerebrovasdis.2019.06.030>
64. Toronto Grace Health Centre. (2024, 25. dubna). *Toronto Grace Health Centre - Toronto Grace Health Centre*. (n.d.). <https://www.torontograce.org>
65. Truong, M. (2024). Quantifying gait characteristics and neurological effects in people with spinal cord injury using data-driven techniques. Royal Institute of Technology Stockholm.
66. Tuominen J, Leppänen M, Jarske H, Pasanen K, Vasankari T, Parkkari J. (2023) Test–Retest Reliability of Isokinetic Ankle, Knee and Hip Strength in Physically Active Adults Using Biodex System 4 Pro. *Methods and Protocols*. 6(2):26. <https://doi.org/10.3390/mps6020026>

67. Turner, D. L., Ramos-Murguialday, A., Birbaumer, N., Hoffmann, U., & Luft, A. (2013). Neurophysiology of robot-mediated training and therapy: a perspective for future use in clinical populations. *Frontiers in neurology*, *4*, 184. <https://doi.org/10.3389/fneur.2013.00184>
68. Vařeka, I. (2016). Robotická rehabilitace chůze. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie*, *2*, 168–172.
69. Vařeka, I., Janura, M., & Vařeková, R. (2018). Kineziologie chůze. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 81–86.
70. Werner, C., Awai Easthope, C., Curt, A., & Demkó, L. (2021). Towards a Mobile Gait Analysis for Patients with a Spinal Cord Injury: A Robust Algorithm Validated for Slow Walking Speeds. *Sensors (Basel, Switzerland)*, *21*(21), 73-81. <https://doi.org/10.3390/s21217381>
71. WHO (2004). *Rehabilitace po cévní mozkové příhodě: včetně nácviku soběstačnosti: průvodce nejen pro rehabilitační pracovníky*. (2004) (přeložila Simona ŠECLOVÁ). Grada.
72. Wiśniowska-Szurlej, A., Wołoszyn, N., Brożonowicz, J., Ciapała, G., Pietryka, K., Grzegorzczak, J., Leszczak, J., Ćwirlej-Sozańska, A., Sozański, B., & Korczowski, B. (2023). Enhanced Rehabilitation Outcomes of Robotic-Assisted Gait Training with EksoNR Lower Extremity Exoskeleton in 19 Stroke Patients. *Medical science monitor : international medical journal of experimental and clinical research*, *29*. <https://doi.org/10.12659/MSM.940511>
73. Wolfson, L., Whipple, R., Amerman, P., & Tobin, J. N. (1990). Gait assessment in the elderly: a gait abnormality rating scale and its relation to falls. *Journal of gerontology*, *45*(1), M12–M19. <https://doi.org/10.1093/geronj/45.1.m12>
74. World Health Organization (2024). Spinal cord injury. Dostupné z: <https://www.who.int/whr/2010/en/> (Citováno: 20. dubna 2024)
75. Wright, M. A., Herzog, F., Mas-Vinyals, A., Carnicero-Carmona, A., Lobo-Prat, J., Hensel, C., Franz, S., Weidner, N., Vidal, J., Opisso, E., & Rupp, R. (2023). Multicentric investigation on the safety, feasibility and usability of the ABLE lower-

limb robotic exoskeleton for individuals with spinal cord injury: a framework towards the standardisation of clinical evaluations. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 20(1), 45. <https://doi.org/10.1186/s12984-023-01165-0>

76. Yun SJ, Lee HH, Lee WH, Lee SH, Oh BM, Seo HG (2021). Effect of robot-assisted gait training on gait automaticity in Parkinson disease: A prospective, open-label, single-arm, pilot study. *Medicine (Baltimore)*. doi:10.1097/md.00000000000024348.

77. Zeiler, S. R., & Krakauer, J. W. (2013). The interaction between training and plasticity in the poststroke brain. *Current opinion in neurology*, 26(6), 609–616. <https://doi.org/10.1097/WCO.0000000000000025>

Seznam zkratek

Cévní mozková příhoda – CMP

Robotický exoskeleton – RE

Česká republika – ČR

WHO – World Health Organisation (Světová Zdravotnická Organizace)

Horní končetina – HK

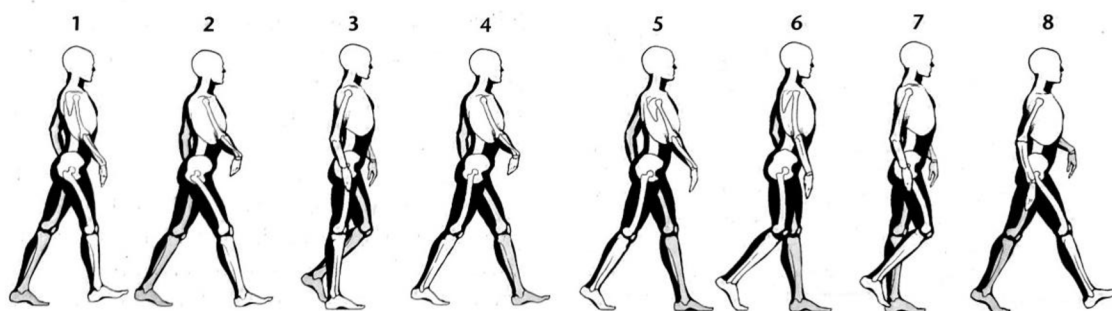
Horní končetiny – HKK

Dolní končetina – DK

Dolní končetiny – DKK

Centrální nervový systém – CNS

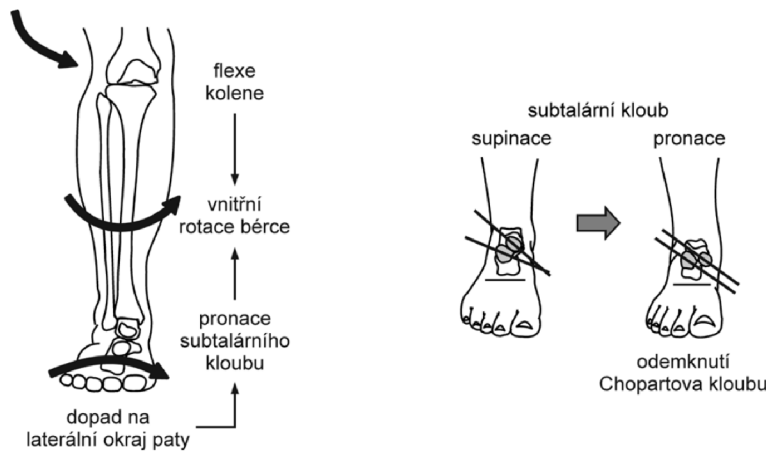
PŘÍLOHA 1



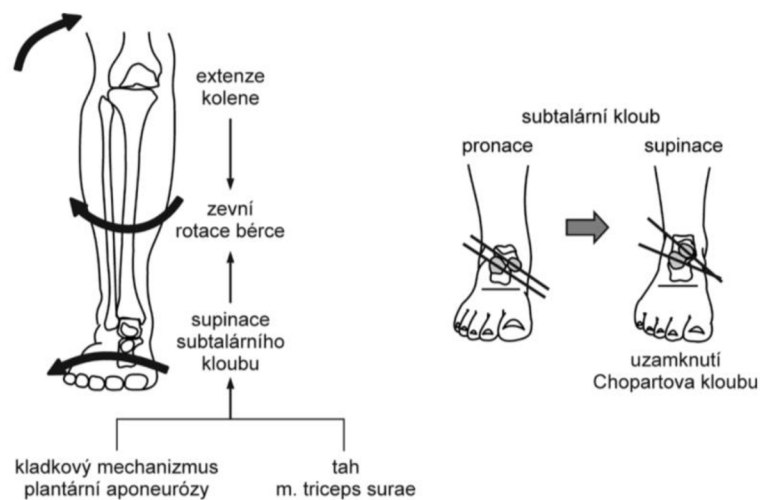
Obr. 1.1.1.-17. Jednotlivé fáze chůze pravé dolní končetiny: 1 – počáteční kontakt pravé dolní končetiny, 2 – fáze zatížení, 3 – střed stojné fáze; 4 – terminální fáze stoje, 5 – předšvihová fáze, 6 – počáteční švihová fáze, 7 – střed švihové fáze, 8 – terminální fáze švihů

Obrázek 1 Jednotlivé fáze chůze pravé dolní končetiny (Kolář et al., 2020, s. 48)

PŘÍLOHA 2



Obrázek 2 Sdružené pohyby v kloubech DK během období postupného zatížení (Vařeka et al., 2018, s. 83)



Obrázek 3 Sdružené pohyby v kloubech DK během období střední opory (Vařeka et al., 2018, s. 83)

PŘÍLOHA 3



Obrázek 4 Lokomat (HOCOMA, 2024)

PŘÍLOHA 4



Obrázek 5 Gait Trainer 3 (Biodex Medical Systems) (Toronto Grace Health Centre, 2024)

PŘÍLOHA 5



Obrázek 6 Rehamove (HASOMED GmbH, 2024)

PŘÍLOHA 6



Obrázek 7 R CAREN (Motek Medical B.V., 2024)