

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav klinické rehabilitace

Andrea Krbcová

**Využití roboticky asistované rehabilitace v rámci terapie poruch  
chůze**

Bakalářská práce

Vedoucí práce: MUDr. Petr Kolář, Ph.D.

Olomouc 2022

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

Olomouc 13. května 2022

-----

podpis

## **Poděkování**

Ráda bych tímto poděkovala vedoucímu své bakalářské práce, panu primáři MUDr. Petru Kolářovi, Ph.D. za rady do začátku a rychlou komunikaci v průběhu tvorby práce.

## ANOTACE

- Typ práce:** Bakalářská práce
- Téma práce:** Možnosti roboticky asistované rehabilitace při poruchách chůze
- Název práce:** Využití roboticky asistované rehabilitace v rámci terapie poruch chůze
- Název práce v AJ:** The application of robot-assisted rehabilitation in the therapy of gait disorders
- Datum zadání:** 2021-11-30
- Datum odevzdání:** 2022-05-13
- VŠ, fakulta, ústav:** Univerzita Palackého v Olomouci  
Fakulta zdravotnických věd  
Ústav klinické rehabilitace
- Autor práce:** Krbcová Andrea
- Vedoucí práce:** MUDr. Petr Kolář, Ph.D.
- Oponent práce:** Mgr. Jiří Stacho
- Abstrakt v ČJ:** Chůze je základní formou pohybu člověka. Vyskytne-li se v některém ze systémů podílejících se na řízení chůze nějaká patologie, má to za následek snížení až úplnou ztrátu této funkce, a takový stav se označuje jako patologická chůze či porucha chůze. Poruchy chůze bohužel nejsou v dnešní době ničím výjimečným a člověk jimi trpící je výrazně omezen na kvalitě života a osobní svobodě. Rehabilitační léčba u takových jedinců proto cílí na zlepšení této schopnosti prostřednictvím různých přístupů. Jednou z možností léčby, která se v posledních desítkách let dostává do popředí zájmu široké veřejnosti, je roboticky asistovaná rehabilitace chůze. Jedná se o terapii stále poměrně „mladou“, která fyzioterapeutům nabízí jiný způsob přístupu k terapii než doposud a pro pacienty představuje nový a atraktivní způsob cvičení. I proto je terapie s využitím robotických technologií v dnešní době středem zájmu mnoha studií a výzkumů. Cílem bakalářské práce je seznámit se s fungováním roboticky asistované rehabilitace chůze, nastínit možnosti, které se pacientům v této oblasti nabízejí, a z dostupných studií shrnout přínos

pro pacienty. Veškeré uvedené poznatky pocházejí z vyhledávání pomocí elektronických databází, zejména EBSCO, PubMed a Medvik, knižních publikací a webových stránek výrobců jednotlivých robotických zařízení.

**Abstrakt v AJ:**

Gait is the basic form of human movement. If a pathology occurs in any of the systems involved in the control of gait, it causes a reduction or even complete loss of this function, and such a condition is referred to as pathological gait or gait disorder. Unfortunately, gait disorders are not uncommon nowadays and the person, who suffer them, is severely limited in quality of life and personal freedom. Rehabilitation treatment for such individuals is therefore aimed to improve this ability through a variety of approaches. One treatment option that has been gaining widespread attention in recent decades is robot-assisted gait rehabilitation. This is a therapy that is still relatively „young”, it offers physiotherapists a different way of approaching to therapy than before and it is a new and attractive way for patients to exercise. This is one of the reasons why therapy using robot technology is the focus of many studies and researches nowadays. The aim of this thesis is to get acquainted with the functioning of robot-assisted gait rehabilitation, to outline the possibilities offered to patients in this field, and to summarize the benefits for patients from available studies. All the presented knowledge comes from searches using electronic databases, in particular EBSCO, PubMed and Medvik, book publications and websites of manufacturers of individual robotic devices.

**Klíčová slova v ČJ:** Chůze, krokový cyklus, poruchy chůze, roboticky asistovaná rehabilitace, robotické technologie v rehabilitaci chůze, účinky roboticky asistované rehabilitace chůze

**Klíčová slova v AJ:** Gait, gait cycle, gait disorders, robot-assisted rehabilitation, robot technologies in gait rehabilitation, effects of robot-assisted gait rehabilitation

**Rozsah práce:** 56/7

# Obsah

Úvod .....	8
1 Chůze.....	10
1.1 Definice chůze .....	10
1.2 Krokový cyklus.....	11
1.2.1 Fáze krokového cyklu.....	11
1.3 Pohyby těla v průběhu chůze .....	15
1.3.1 Trup, pánev a HKK .....	15
1.3.2 Kyčelní kloub .....	16
1.3.3 Kolenní kloub .....	17
1.3.4 Kotník a noha .....	18
1.4 Patologická chůze .....	19
1.4.1 Poruchy způsobené poškozením muskuloskeletálního aparátu.....	20
1.4.2 Neuromuskulární a myelopatické poruchy.....	21
1.4.3 Poruchy spojené s mozkovou dysfunkcí .....	21
2 Roboticky asistovaná rehabilitace chůze.....	24
2.1 Roboticky asistovaná rehabilitace .....	24
2.1.1 Obecné cíle .....	25
2.1.2 Základní principy.....	25
2.1.3 Kontraindikace.....	26
2.2 Historie robotiky v rehabilitaci chůze.....	26
2.3 Parametrické generování trojrozměrné chůze.....	27
2.4 Typy robotických technologií.....	27
2.4.1 Exoskelety zvyšující výkonnost .....	28
2.4.2 Exoskelety asistivní .....	28
2.4.3 Exoskelety rehabilitační .....	29
2.4.4 Chodící pásy .....	30

2.4.5	Robotické technologie založené na platformě.....	31
2.5	Účinky.....	32
2.5.1	Vliv na pacienty po CMP .....	32
2.5.2	Vliv na pacienty s DMO .....	34
2.5.3	Vliv na pacienty s RS .....	35
2.5.4	Vliv na pacienty s poraněním míchy .....	35
2.5.5	Vliv na psychiku pacientů .....	36
2.6	Výhody a nevýhody .....	38
	Závěr.....	40
	Referenční seznam.....	41
	Seznam zkratk.....	46
	Seznam obrázků.....	47
	Seznam tabulek.....	48
	Seznam příloh.....	49
	Přílohy .....	i

## Úvod

Chůze hraje v životě člověka velmi významnou roli, neboť je základní formou lidského pohybu. Přestože pro člověka představuje přirozenou a automatickou činnost tvořící podstatnou část jeho každodenního života, je chůze složitým komplexem pohybů, na kterém se podílí celá řada systémů. Pakliže v některém z těchto systémů dojde k výskytu abnormality, projeví se to na vzorci chůze a tato chůze se potom označuje jako patologická. Poruchy chůze jsou v dnešní době běžnou příčinou návštěvy pohotovosti či ordinací primární péče, neboť pro dotyčného jedince představují omezení osobní nezávislosti a sníženou kvalitu života (Auerbach, Tadi, 2021, in press; Pirker, Katzenschlager, 2017, s. 81-82; Vařeka, Janura, Vařeková, 2018, s. 85).

Na léčbu patologických vzorců chůze se zaměřuje zejména rehabilitační péče. V jejím rámci je v posledních dekádách na vzestupu tzv. roboticky asistovaná rehabilitace, jež využívá robotických technologií napodobujících fyziologickou chůzi. Pro fyzioterapeuty se jedná o nový přístup, který mohou v rámci celkové terapie aplikovat, pro pacienty představuje terapie s pomocí robotických zařízení nevšední a atraktivní způsob cvičení. Terapie v této podobě je stále poměrně nová, proto je centrem zájmu mnoha odborníků a jejich výzkumů. V důsledku toho vznikají stále nové robotické rehabilitační technologie, a z prováděných výzkumů vyplývají nové poznatky o jejich působení na pacientovy schopnosti (Shi et al., 2020, in press; Vařeka, Bednář, Vařeková, 2015, s. 168-169).

V souvislosti s předchozím tedy vyvstávají otázky: *1. Jaké možnosti jsou v současnosti nabízeny pacientům v oblasti roboticky asistované rehabilitace? 2. Má pro ně tento nový přístup nějaký pozitivní přínos?*

Hlavním cílem bakalářské práce je sumarizovat poznatky, které jsou v dnešní době o roboticky asistované rehabilitaci chůze dostupné. Mezi dílčí cíle potom patří:

- 1) Sumarizovat aktuální poznatky o mechanismu chůze a jejích poruchách.
- 2) Sumarizovat aktuální poznatky o dnes dostupných robotických technologiích pro podporu chůze.
- 3) Sumarizovat aktuální poznatky o přínosu roboticky asistované rehabilitace chůze pro pacienty, jak po stránce fyzické, tak po stránce psychické.



Vstupní studijní literatura zahrnuje:

1. KOLÁŘ, P., LEWITT, K. a DYRHONOVÁ, O. 2009. Vyšetřovací postupy zaměřené na funkci pohybové soustavy. In: KOLÁŘ, P. et al. Rehabilitace v klinické praxi. První vydání. Dotisk. Praha: Galén. s. 25-178. ISBN 978-80-7262-657-1.
2. KOLÁŘOVÁ, B., STACHO, J., KONEČNÝ, P., NAVRÁTILOVÁ, L. 2019. Robotické rehabilitační technologie. In: KOLÁŘOVÁ, B., STACHO, J., JIRÁČKOVÁ, M., KONEČNÝ, P., NAVRÁTILOVÁ, L. Počítačové a robotické technologie v klinické rehabilitaci. 2., přepracované a doplněné vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. s. 107-121. ISBN 978-80-244-5403-0.
3. PERRY, J. a BURNFIELD, J. M. 2010. Gait analysis: Normal and Pathological Function [online]. 2nd ed. Thorofare, NJ, USA: SLACK Incorporated. [cit. 5.4.2022]. ISBN 978-1-55642-766-4. Dostupné z: <https://web.s.ebscohost.com/ehost/ebookviewer/ebook/bmxlYmtfXzI0NTAxMjRfX0FO0?sid=b45dd32e-8875-4c43-a03f-3ced062bd62e@redis&vid=2&format=EB&rid=1>
4. VAŘEKA, I., BEDNÁŘ, M., VAŘEKOVÁ, R. 2016. Robotická rehabilitace chůze. Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie [online]. Praha: Care Comm, 79/112(2), s. 168-172 [cit. 1.5.2022]. ISSN 1803-6597. Dostupné z: <https://www.csnn.eu/casopisy/ceska-slovenska-neurologie/2016-2-9/roboticka-rehabilitace-chuze-57772>
5. VÍTEČKOVÁ, S., JIŘINA, M., KRUPÍČKA, R. 2011. Exoskelety a aktivní ortézy dolních končetin: přehled. Pohybové ústrojí. Pokroky ve výzkumu, diagnostice a terapii [online]. Praha: 18(3+4), s. 194-209 [cit. 1.5.2022]. ISSN 1212-4575. Dostupné z: [http://www.pojivo.cz/pu/PU\\_34\\_2011.pdf](http://www.pojivo.cz/pu/PU_34_2011.pdf)
6. WHITTLE, M. W. 1991. Gait Analysis: An introduction [online]. Oxford: Butterworth-Heinemann. [cit. 5.4.2022]. ISBN 0-7506-0045-4. Dostupné z: <https://web.s.ebscohost.com/ehost/ebookviewer/ebook/bmxlYmtfXzkzMTczNF9fQU41?sid=b45dd32e-8875-4c43-a03f-3ced062bd62e@redis&vid=3&format=EB&rid=2>

# 1 Chůze

Chůze je jedním ze základních atributů člověka. Jedná se o běžnou činnost, která tvoří podstatnou část každodenního života. Představuje přirozený způsob přesunu z jednoho místa na druhé a také nejpohodlnější prostředek, jak překonat krátké vzdálenosti. Rovněž je důležitým faktorem osobní integrity a sociální integrace (Bastlová, 2018, s. 107; Perry, 1992, s. xv; Pirker, Katzenschlager, 2017, s. 81).

Člověk chůzi vnímá jako samozřejmý jednoduchý pohyb, a tak ji vykonává automaticky a bez přemýšlení. Přesto však lidská chůze představuje velmi složitý proces, na němž se podílejí nervový systém, pohybový aparát a kardiopulmonální systém (Pirker, Katzenschlager, 2017, s. 81).

## 1.1 Definice chůze

Na úvod by bylo vhodné definovat, co termín chůze vlastně obnáší. Tématem chůze se v české i světové literatuře zabývalo a nadále zabývá řada odborníků a v jejich publikacích je možné nalézt nepřeberné množství definic. Každý autor se tomuto způsobu lokomoce věnuje jiným stylem, a z toho důvodu se také jejich definice při snaze co nejlépe formulovat termín chůze do jisté míry liší.

Švehla ve své knize Úvod k neurologii chůze (1950, s. 17) definoval chůzi jako „*pohyb dopředu působený minimální svalovou činností a střídavou činností dolních končetin. Tato minimální svalová činnost jest umožněna účelným využitím těžiště.*“

Z pohledu Taborriho et al. (2016, in press) je chůze složitý a cyklický proces vyžadující součinnost svalů, kostí a nervového systému, jehož hlavním cílem je udržet vzpřímený postoj a rovnováhu během statických a dynamických podmínek.

Buckley, Mazzà a McNeill (2018, s. 154) popisují chůzi jako proces cyklického charakteru, který je přerušován po sobě jdoucími údery patou.

Podle Koláře et al. (2009, s. 48) je chůze „*základní lokomoční stereotyp vybudovaný v ontogenezi na fylogeneticky fixovaných principech charakteristických pro každého jedince.*“

Na závěr je zde definice od Whittla (1991, s. 48), který tvrdí, že lze chůzi definovat jako způsob pohybu, při němž se střídavě používají obě nohy. Jedna noha slouží k zajištění opory, druhá potom obstarává postup vpřed, alespoň jedna noha je však vždy v kontaktu se zemí. Tato definice se zdá být poměrně jednoduchá, jsou jí ovšem vyloučeny některé patologické způsoby chůze, které jsou obecně také považovány za její formy. Příkladem může být houpavá chůze, při níž se střídají dvě berle a jedna či obě dolní končetiny (DKK). Z toho důvodu považuje tento autor za nesmyslné pokoušet se o obecnou definici chůze, jež by platila pro všechny případy.

## 1.2 Krokový cyklus

Chůze je složitý cyklický pohyb charakterizovaný sekvencí úkonů DKK, které se opakují až do okamžiku, kdy je dosažen cíl pohybu. Při chůzi se tělo pohybuje vpřed, přičemž jedna dolní končetina (DK) slouží jako pohyblivý zdroj opory, zatímco druhá pokračuje v postupu na nové podpůrné místo. Poté se končetiny vystřídají a celý proces se opakuje. Jediná sekvence těchto pohybů jednou končetinou se označuje jako tzv. krokový cyklus (GC) a představuje základní jednotku chůze (Perry, Burnfield, 2010, s. 3-4; Vařeka, Janura, Vařeková, 2018, s. 81).

Termínem GC je tedy myšlena doba mezi dvěma po sobě následujícími kontakty jedné nohy s podložkou. Jelikož jedna akce plynule navazuje na druhou, neexistuje žádný obecně daný počáteční či koncový bod GC a jako jeho počátek tím pádem může být zvolena jakákoliv část pohybu DKK. Protože je však nejnázvem definovatelnou složkou okamžik, kdy je DK v kontaktu s podložkou, označuje se za počátek GC právě tento moment (Perry, Burnfield, 2010, s. 4; Vařeka, Janura, Vařeková, 2018, s. 81).

### 1.2.1 Fáze krokového cyklu

Podle Taborriho et al. (2016, in press) je GC časové období začínající počátečním kontaktem jedné nohy a končící v okamžiku, kdy se stejná noha dostane do opětovného kontaktu s podložkou. Celý proces lze rozdělit na dvě hlavní fáze – opornou a švihovou. Časové rozložení těchto fází je závislé na řadě faktorů, zejména na rychlosti chůze, obecně se však uvádí, že oporná fáze tvoří asi 60 % GC a zbylých 40 % připadá na fázi švihů. Tyto základní fáze se podle určitých událostí dále dělí na dílčí období (viz Příloha 1, s. i; Příloha 2, s. ii). Názvosloví jednotlivých období je bráno podle Perry (1992) (Kolář et al., 2009, s. 48; Pirker, Katzenschlager, 2017, s. 83; Vařeka, Janura, Vařeková, 2018, s. 81).

#### Oporná fáze (Stance Phase, StP)

StP označuje období, během něhož je DK v kontaktu se zemí. Počátek i konec fáze zahrnují kontakt obou DKK s podlahou (tzv. dvojitá opora), ve střední části je v kontaktu se zemí pouze jedna DK. Tato fáze zahrnuje celkem 5 období: počáteční kontakt, reakce na zatížení, střed stojné fáze, konečný stoj a předšvihová fáze (Perry, Burnfield, 2010, s. 4, 10; Vařeka, Janura, Vařeková, 2018, s. 81).

#### **a) Počáteční kontakt (Initial Contact, IC)**

IC představuje počátek StP, a tedy i celého GC. Zahrnuje okamžik, kdy chodidlo dopadne na podlahu, a okamžitou reakci na přenesení váhy těla. Typicky začíná na patě, proto

se někdy označuje také jako úder paty. Tvoří 0-2 % GC (Perry, Burnfield, 2010, s. 11; Vařeka, Janura, Vařeková, 2018, s. 81).

Na pohybu DKK v této fázi se podílejí:

- *Musculus (m.) gluteus maximus* koncentrickou aktivitou reguluje velikost flekčního momentu kyčle.
- *Hamstringy* zabraňují hyperextenzi kolenního kloubu a podílejí se na regulaci flekčního momentu kyčelního kloubu.
- *M. tibialis anterior* zahajuje prvotní zhoupnutí paty (Bastlová, 2018, s. 107).

#### **b) Reakce na zatížení (Loading Response, LR)**

LR představuje druhé období StP, které plynule navazuje na IC a tvoří úsek od 2 do 12 % GC. Začíná prvotním dotykem DK s podlahou a končí v okamžiku dosažení jejich plného kontaktu. Období bývá nazýváno také jako fáze první dvojí opory mezi IC a odrazem kontralaterálního palce, v němž dochází k přenesení plné hmotnosti těla na stojnou DK (Bastlová, 2018, s. 107; Perry, Burnfield, 2010, s. 11; Vařeka, Janura, Vařeková, 2018, s. 81).

Pohyb DKK zajišťují:

- *Hamstringy* koncentrickou aktivitou odemykají kolenní kloub.
- *M. tibialis anterior* zpomaluje dopad chodidla a ventrálně přitahuje tibií, čímž způsobuje flexi kolenního kloubu.
- *M. quadriceps femoris* excentrickou aktivitou zpomaluje flexi kolenního kloubu a absorbuje náraz z kontaktu s podložkou.
- *M. gluteus maximus* koncentrickou aktivitou zrychluje ventrální pohyb trupu před femur.
- *M. gluteus medius* excentrickou aktivitou stabilizuje pánev, čímž minimalizuje kontralaterální pohyb pánve (Bastlová, 2018, s. 107).

#### **c) Střed stojné fáze (MidStance, MS)**

MS začíná odrazem palce kontralaterální nohy a končí ve chvíli, kdy je hmotnost těla přenesena na přední část chodidla a dochází tak k odlepení paty. V rámci časového rozdělení se jedná o část 12-31 % GC (Perry, Burnfield, 2010, s. 12; Vařeka, Janura, Vařeková, 2018, s. 81).

Za pohyb DKK v tomto období zodpovídají:

- *M. soleus* zpomaluje dorzální flexi v hlezenním kloubu a tím stabilizuje tibií.
- *M. quadriceps femoris* stabilizuje kolenní kloub.

- *M. gluteus medius* stabilizuje pánev a minimalizuje její kontralaterální pokles (Bastlová, 2018, s. 108).

#### d) Konečný stoj (Terminal Stance, TS)

TS představuje úsek od 31 do 50 % GC. Začíná odvinutím paty a pokračuje až do okamžiku kontaktu kontralaterální DK s podlahou. Hmotnost těla se po celou dobu trvání tohoto období pohybuje před přední částí chodidla (Perry, Burnfield, 2010, s. 13).

Pohyb DKK umožňují:

- *M. soleus* zvýšením intenzity svojí aktivity omezuje dorsální flexi.
- *M. gastrocnemius* zamezuje pohyb tibie vpřed a zahajuje aktivní plantární flexi hlezenního kloubu, čímž zajišťuje potřebnou sílu k pohybu končetiny vpřed a dostatečnou flexi v kolenu.
- *M. tibialis posterior* zajišťuje inverzi chodidla a stabilizuje hlezenní kloub proti everzním silám.
- *Mm. peronei* provádějí everzi chodidla (působí jako antagonisté *m. tibialis posterior*).
- *Dlouhé flexory prstů* stabilizují metatarzofalangeální klouby a tím zvětšují oporu přední části nohy (Bastlová, 2018, s. 108).

#### e) Předšvihová fáze (PreSwing Phase, PSW)

PSW představuje závěrečné období StP a je současně druhou (a také konečnou) fází dvojí opory v GC. Probíhá od 50 do 62 % GC. Začíná IC kontralaterální DK a končí odrazem palce ipsilaterální DK. V jejím průběhu dochází k přenášení hmotnosti těla na kontralaterální DK. Všechny pohyby a svalové akce vyskytující se v této době souvisejí především s progresí. Termín předšvih vyjadřuje funkční zapojení stojné DK do zahájení pohybu vpřed, který se používá při švih (Bastlová, 2018, s. 108; Perry, Burnfield, 2010, s. 13-14).

Do pohybu DKK se zapojují:

- *M. gastrocnemius* odemyká kolenní kloub.
- *M. adductor longus* provádí rotaci pánve a flexi kyčelního kloubu.
- *M. rectus femoris* excentrickou aktivitou zpomaluje setrvačnou rychlost bérce a koncentrickou aktivitou přispívá ke zvětšení flexe v kyčelním kloubu (Bastlová, 2018, s. 108-109).

### Švihová fáze (Swing Phase, SwP)

Jako SwP je označováno období, kdy je noha ve vzduchu pro postup vpřed. Začíná v okamžiku zvednutí chodidla z podlahy, tedy po odlepení špičky, a končí ve chvíli, kdy se stejná noha dostane opět do kontaktu se zemí. Tato fáze zahrnuje období počátečního švihu, středu švihové fáze a konečného švihu (Perry, Burnfield, 2010, s. 4, 10; Vařeka, Janura, Vařeková, 2018, s. 82).

#### **f) Počáteční švih (Initial Swing, ISW)**

ISW představuje úvodní období SwP a tvoří přibližně 1/3 celého jejího trvání. Probíhá od 62 do 75 % GC. Začíná v okamžiku zvednutí nohy z podlahy a končí v momentě, kdy se švihová DK dostane na úroveň stojné DK (Perry, Burnfield, 2010, s. 14).

Na provedení pohybu DKK se podílejí:

- *M. iliacus, m. adductor longus, m. sartorius a m. gracilis* provádějí flexi v kyčelním kloubu a spolu se setrvačností bérce působí také jako flexory kolenního kloubu.
- *Caput breve m. biceps femoris* během pomalé chůze zvětšuje flexi v kolenním kloubu.
- *M. tibialis anterior a dlouhé extensory prstů* koncentrickou aktivitou zodpovídají za dorzální flexi v hlezenním kloubu (Bastlová, 2018, s. 109).

#### **g) Střed švihové fáze (MidSwing, MSW)**

MSW je pokračováním posunu DK vpřed. Tvoří prostřední třetinu SwP a probíhá od 75 do 87 % GC. Začíná ve chvíli, kdy se švihová DK nachází vedle DK stojné. Jakmile se švihová DK dostane dopředu a tibie dosáhne vertikály, tj. v okamžiku, kdy je míra flexe v kyčli a v koleni přibližně stejná, MSW končí (Bastlová, 2018, s. 109; Perry, Burnfield, 2010, s. 15).

Pohyb DKK v tomto období zajišťuje:

- *M. tibialis anterior* udržuje neutrální pozici v hlezenním kloubu (Bastlová, 2018, s. 109).

#### **h) Konečný švih (Terminal Swing, TSW)**

TSW je posledním obdobím SwP a tedy i celého GC. Jedná se o část 87-100 % GC. Začíná v okamžiku vertikálního postavení tibie a končí, jakmile se švihová DK dotkne podlahy. Pohyb DK dopředu je ukončen dosažením plné extenze v kolenním kloubu. Tehdy dochází ke zpomalení rychlosti stehna a také k nastavení optimálních podmínek pro další IC dané DK (Bastlová, 2018, s. 109; Perry, Burnfield, 2010, s. 16).

Pohyb DKK řídí:

- *Hamstringy* brzdí rychlost švihového pohybu stehna a bérce.
- *M. quadriceps femoris* vyvolává extenzi kolenního kloubu, čímž připravuje DK na stoj.
- *M. tibialis anterior* provádí dorzální flexi v hlezenním kloubu (Bastlová, 2018, s. 109).

### 1.3 Pohyby těla v průběhu chůze

Chůze je specifickou sekvencí globálních pohybů trupu a v jejím průběhu tedy nedochází pouze k pohybu DKK, ale také k pohybům dalších částí těla. Horní část těla se během celého GC pohybuje dopředu. Rychlost tohoto pohybu se mírně mění, největší je ve fázi dvojí opory, nejmenší potom uprostřed StP a SwP. Trup se otáčí kolem svislé osy, zvedá se a klesá. Během cyklu se zvedne a klesne dvakrát, přičemž v nejnižší poloze se nachází během fáze dvojí opory, v nejvyšší ve středu StP a SwP. Kromě toho se také jednou v každém cyklu pohybuje ze strany na stranu a vždy se naklání nad stojnou DK. Pánev se taktéž otáčí kolem svislé osy, spolu s ramenním pletencem ovšem rotují opačným směrem než trup, a dále vykonává pohyby dopředu, dozadu a ze strany na stranu. Horní končetiny (HKK) se pohybují ve zkříženém vzoru s DKK. Tzn., že se při pohybu levé DK a levé strany pánve směrem dopředu současně stejným směrem pohybuje pravá horní končetina (HK) a pravý ramenní pletenec (Bastlová, 2018, s. 107; Whittle, 1991, s. 58).

#### 1.3.1 Trup, pánev a HKK

**IC:** Trup se nachází asi o polovinu délky kroku za úrovní chodidla. Je v nejnižší vertikální poloze a jeho okamžitá rychlost vpřed je nejvyšší z celého GC. Pohybem ze strany na stranu překonává střední čáru a dostává se na stranu stojné DK. Celý trup je vytočený, pánev na straně stojné DK a kontralaterální rameno jsou totiž nejvíce vpředu, kontralaterální paže se nachází v nejvyšším bodě postupu vpřed (Whittle, 1991, s. 61-62).

**LR:** Trup se začíná zvedat vzhůru a mírně zpomaluje svůj pohyb vpřed. Rameno a paže na kontralaterální straně dosáhly v průběhu IC nejvyššího bodu a nyní se vrací zpět. Pánev na straně stojné DK se taktéž stáčí zpět do neutrální polohy (Whittle, 1991, s. 64).

**MS:** Trup se dostává do nejvyššího bodu, asi 25 mm nad střední úroveň, a zpomaluje se jeho dopředná rychlost. Stejně tak pohyb do stran dosahuje svého maxima, je posunut taktéž o asi 25 mm od své střední polohy směrem ke straně stojné DK. Nohy i paže se v této chvíli

nacházejí vedle sebe. Ramenní pletenec i pánev procházejí neutrální polohou, a proto mizí kroucení trupu (Whittle, 1991, s. 65).

**TS:** Trup začíná ztrácet vertikální výšku a ve fázi dvojité opory se dostává do svého nejnižšího bodu. Také jeho pohyb do strany nad stojnou DK se postupně zmenšuje, jako příprava na přenesení hmotnosti na druhou DK. Opěrná DK se posouvá dozadu, pánev na téže straně se taktéž stáčí dozadu, stejnostranná paže a ramenní pletenec se naopak posouvají dopředu (Whittle, 1991, s. 67).

**PSW:** Trup se nachází v poloze, která je zhruba zrcadlovým obrazem polohy popsané v období LR odehrávající se na kontralaterální straně těla. Po předchozím období TS, ve kterém došlo k extrémnímu posunu paží a ramen a trup se dostal do svého nejnižšího bodu, nastává obrat a trup s HKK se začínají postupně vracet ke střednímu postavení (Whittle, 1991, s. 69).

**ISW:** Trup prochází polohou, která je srovnatelná s jeho polohou v období MS na kontralaterální straně těla. Pánev zaujímá neutrální polohu a postupně začíná docházet k jejímu záklonu a také rotaci vpřed (Perry, Burnfield, 2010, s. 127).

**MSW:** Trup se nachází ve své nejvyšší poloze a je maximálně posunutý na stranu stojné DK. HKK jsou v jedné rovině, přičemž jedna se pohybuje směrem dopředu a druhá dozadu (Whittle, 1991, s. 70).

**TSW:** Trup se na počátku TSW nachází ve své nejvyšší poloze, poté následuje postupný pokles. Pánev pokračuje spolu se švihovou DK v postupu vpřed, což doprovází její pokles a mírný předklon. Taktéž je maximálně rotována směrem dopředu (Perry, Burnfield, 2010, s. 127).

### **1.3.2 Kyčelní kloub**

**IC:** Kyčel se přibližně v polovině švihové fáze nachází v maximální flexi a poté se díky kontrakci extensorů rychle natahuje. V době IC se začíná stahovat m. gluteus maximus (Whittle, 1991, s. 62).

**LR:** Kyčel je flektována do 20-25° a díky kontrakci gluteálních svalů a hamstringů pokračuje dále do extenze (Whittle, 1991, s. 64).

**MS:** Kyčel se nachází za polovinou svého pohybu do extenze, typický je úhel blízky nule. Při odrazu kontralaterální DK od země představuje jedinou oporu pro pánev. Její pozici udržují svojí kontrakcí abduktory, především m. gluteus medius (Whittle, 1991, s. 66).



**TS:** Kyčel pokračuje v extenzi, v okamžiku odvinutí paty nabývá její hodnota 10-15°. V období mezi odlepením paty a odrazem palce potom extenze dosahuje svého maxima (Whittle, 1991, s. 67).

**PSW:** Kyčel se po dosažení svojí maximální extenze začíná opět flektovat. Na tomto ohybu se podílejí částečně gravitace, částečně m. rectus femoris a částečně také adduktory kyčelního kloubu, které při extendované kyčli působí rovněž jako flexory (Whittle, 1991, s. 69).

**ISW:** Kyčel se v této fázi vrací do neutrální polohy a pokračuje dále do flexe. Dráha flexe je závislá na součinnosti dvou svalů – gracilis a sartorius. Gracilis totiž kromě flexe zajišťuje addukci a vnitřní rotaci, sartorius naopak abdukci a vnější rotaci. Konečná trojrozměrná dráha končetiny při počátečním švihy je tedy závislá na poměru aktivit mezi těmito dvěma svaly (Perry, Burnfield, 2010, s. 117).

**MSW:** Kyčel dosahuje téměř největší možné flexe, na které se podílí především m. iliopsoas, a dále také gravitace, m. rectus femoris a adduktory kyčelního kloubu (Whittle, 1991, s. 70-71).

**TSW:** Kyčel je v tomto období flektována, činnost kyčelních svalů, především hamstringů, však další postup flexe zastavuje a tím připravuje DK na následující StP. Kromě toho dochází také k mírné vnitřní rotaci. Ta je způsobena pravděpodobně nerovnováhou ve velikosti svalů, mediální svaly (mm. semitendinosus a semimebranosus) jsou totiž asi o 50 % větší než dlouhá hlava m. biceps femoris, která se nachází na straně laterální (Perry, Burnfield, 2010, s. 118).

### **1.3.3 Kolenní kloub**

**IC:** Koleno je těsně před započítím IC víceméně extendované. Na konci extenze se kolenní flexory (obvykle hamstringy) excentricky stahují a působí tak jako brzdny mechanismus pro vykonání hyperextenze (Whittle, 1991, s. 62).

**LR:** Koleno se po kontaktu paty s podlahou ohýbá a působí přitom jako pružina, která brání příliš rychlému nárůstu vertikální síly. Velikost flexe je různá, obvykle se však pohybuje mezi 10 až 20° (Whittle, 1991, s. 64).

**MS:** Koleno se začíná opět natahovat. Svaly m. quadriceps dokončují kontrakci, a proto se na první pohled může zdát, že není nic, co by bránilo flexi v koleni. Tomu však zabraňují podkolenní svaly a dopředný pohyb horní části těla. Podkolenní svaly zpomalují dopředný

pohyb tibie, ale jelikož se vpřed stále pohybuje femur, koleno se extenduje (Whittle, 1991, s. 66).

**TS:** Koleno dosahuje v době odvinutí paty vrcholu extenze. Její hodnota se pohybuje mezi 0 a několika stupni flexe. Flexi zde zajišťuje m. gastrocnemius, který touto svojí aktivitou zabraňuje hyperextenzi (Whittle, 1991, s. 67-68).

**PSW:** Koleno je v okamžiku odrazu palce ohnuto do úhlu 40-50° a flexe pokračuje i poté, co se noha odlepí od země. Rychlost flexe je řízena především excentrickou kontrakcí m. rectus femoris, ostatní části m. quadriceps femoris se ovšem na řízení mohou podílet také (Whittle, 1991, s. 69-70).

**ISW:** Na konci PSW se noha dostává do pozice plantární flexe chodidla s postavením palce směrem dolů, čímž se notně zvětší délka švihové končetiny v porovnání s končetinou stojnou. Aby mohlo dojít k nerušenému posunu končetiny vpřed, dochází v kolenním kloubu k flexi, jejíž velikost je přibližně 60° (Perry, Burnfield, 2010, s. 98).

**MSW:** Před započítím MSW je koleno maximálně flektováno do 60-70°, v průběhu MSW potom postupně dochází k jeho extenzi (Whittle, 1991, s. 71).

**TSW:** Koleno je na konci SwP ovlivňováno aktivitou m. quadriceps femoris. Složky tohoto svalu způsobují plnou extenzi v koleni a současně také koleno připravují na vysoké nároky spojené s přechodem do StP (Perry, Burnfield, 2010, s. 99-100).

#### **1.3.4 Kotník a noha**

**IC:** Kotník je ve druhé části švihové fáze blízko neutrální poloze, při IC je již mírně vyvrácená pata. Lehce supinované chodidlo by se při došlapu spouštělo na zem příliš rychle, tomu ovšem brání přední holenní svaly, které svojí excentrickou aktivitou zajišťují plynulé spuštění paty na zem (Whittle, 1991, s. 63).

**LR:** Kotník se ohýbá do přibližně 15° plantární flexe. Současně se také noha pohybuje do pronace, neboť tibie je na počátku StP vnitřně rotována (Whittle, 1991, s. 64).

**MS:** Kotník se obecně nachází v neutrální poloze, do 5° dorzální flexe. V průběhu celého období však dochází k rotaci tibie dopředu kolem hlezenního kloubu, z počáteční asi 15° plantární flexe se dostává do přibližně 10° dorzální flexe. S postupující fází se tibie taktéž vytáčí směrem ven, čímž se chodidlo dostává z pronace (Whittle, 1991, s. 66).

**TS:** Kotník se v okamžiku odvinutí paty od země nachází v pozici maximální dorzální flexe, jejíž úhel se pohybuje mezi 15° a 20°. Po odlepení paty začíná docházet k ohýbání kolene a kotník přechází do plantární flexe. Se zvedáním paty dochází současně také k jejímu vytočení a supinaci chodidla (Whittle, 1991, s. 68).

**PSW:** Kotník se v období mezi odlepením paty a odrazem palce pohybuje z dorzální flexe do flexe plantární. K tomu dochází v metatarzofalangeálních kloubech, neboť zatímco se pata a zadní část chodidla zvedají, články prstů zůstávají na zemi. Při odrazu palce je chodidlo supinované, tato síla se však v první části švihové fáze rychle ztrácí (Whittle, 1991, s. 70).

**ISW:** Kotník se při odrazu palce nachází v asi 15° plantární flexi a holenní kost za tělem. Pro pohyb končetiny směrem vpřed je nutné změnit postavení z plantární flexe chodidla do pozice dorzální flexe. To zajišťují svaly předonoží, které svojí aktivitou umožňují zvednutí chodidla. V okamžiku, kdy se švihová DK dostává do úrovně stojné DK, se chodidlo nachází téměř v neutrální poloze (Perry, Burnfield, 2010, s. 78).

**MSW:** Kotník je kontrakcí předních holenních svalů uveden do přibližně neutrální polohy. Chodidlo se již při odrazu palce dostává do supinace a v tomto postavení zůstává až do dalšího počátečního kontaktu paty s podložkou (Whittle, 1991, s. 71).

**TSW:** Kotník se nachází v neutrální poloze, či lehké plantární flexi, díky zvýšené aktivitě pretibiálních svalů. Svalová aktivita také připravuje DK na vyšší nároky související s následujícím zatížením končetiny v StP (Perry, Burnfield, 2010, s. 80).

## 1.4 Patologická chůze

Lidská chůze představuje komplexní pohyb. Koordinace tohoto pohybu vychází z anatomických možností každého jedince a je řízena tak, aby bylo dosaženo daného cíle bez zbytečných energetických ztrát. Taktéž by nemělo docházet k nadměrnému zatížení či dokonce poškození pohybových struktur (Vařeka, Janura, Vařeková, 2018, s. 85).

Pro fyziologickou chůzi je nezbytné, aby nebyly porušeny potřebné funkce a systémy. Jedná se o: lokomoční funkci pro zahájení a udržení rytmické chůze, rovnováhu, posturální reflexy, senzorické funkce a senzomotorickou integraci, motorickou kontrolu, muskuloskeletální aparát a kardiopulmonální funkci. Pokud se v některém z těchto systémů vyskytne abnormalita, je proces fyziologické chůze narušen a dochází k rozvoji poruchy podle postižené oblasti. U daného jedince je potom možné pozorovat nový způsob chůze a tato chůze je označována jako chůze patologická (Auerbach, Tadi, 2021, in press; Pirker, Katzenschlager, 2017, s. 82).

Chůze je pro člověka základní formou pohybu a její porucha, či dokonce úplná ztráta, má pro daného jedince zásadní význam. Poruchy chůze totiž obecně celkově snižují kvalitu života, vedou ke ztrátě osobní svobody, omezují osobní nezávislost. Kromě toho bývají také předzvěstí pádů, které představují nejčastější příčiny těžkých zranění, a to zejména u starších osob (Auerbach, Tadi, 2021, in press; Pirker, Katzenschlager, 2017, s. 81; Vařeka, Janura, Vařeková, 2018, s. 81).

V dnešní době nejsou poruchy chůze žádným výjimečným stavem. Jedná se o běžnou stížnost pacientů přicházejících na pohotovost a do ordinací primární péče. Pravděpodobnost jejich výskytu, ať už z jakékoliv příčiny, výrazně narůstá s věkem. Prevalence poruch chůze činí přibližně 10 % v populaci mezi 60-69 lety, v populaci nad 80 let se potom pravděpodobnost výskytu zvyšuje již na více než 60 % (Auerbach, Tadi, 2021, in press; Pirker, Katzenschlager, 2017, s. 81).

Známých poruch chůze existuje velké množství. K jejich vzniku dochází jednak procesem přirozeného stárnutí organismu a dále také na podkladě onemocnění, kterých přibývá s narůstajícím věkem. Obecně lze příčiny, jež přispívají k rozvoji patologických vzorců chůze, rozdělit na ne-neurologické a neurologické. V následujících kapitolách budou ve stručnosti představeny některé vybrané poruchy. Pro lepší přehlednost jsou podle mechanismu vzniku rozděleny do tří kategorií:

- 1) poruchy způsobené poškozením muskuloskeletálního aparátu,
- 2) neuromuskulární a myelopatické poruchy,
- 3) poruchy spojené s mozkovou dysfunkcí (Brožová, 2020, s. 17-19; Pirker, Katzenschlager, 2017, s. 85-88).

#### **1.4.1 Poruchy způsobené poškozením muskuloskeletálního aparátu**

Nejčastější ne-neurologickou příčinou vzniku patologického vzorce chůze představují osteoartrózy a skeletální deformity DKK. Poruchy vzniklé tímto způsobem mohou být charakterizovány omezeným rozsahem pohybu, vyhýbáním se plné zátěži postižené DK a asymetrií či kulháním. Zástupcem této skupiny poruch je antalgická chůze (Pirker, Katzenschlager, 2017, s. 86).

##### **Antalgická chůze**

Antalgická chůze je jednou z nejčastějších forem patologické chůze. Jedná se o abnormální vzorec, který je sekundárně způsobený bolestí. Rozvoj obvykle souvisí s poruchou dolní části zad nebo DK v důsledku traumatu, infekce, zánětu či cévního nebo nádorového procesu. Tato patologie je příčinou kulhání a od fyziologické chůze se liší

viditelným zkrácením StP oproti SwP. Takto změněný stereotyp chůze brání nadměrnému tlaku na bolestivé oblasti a snaží se o minimalizaci náboru svalových a kloubních skupin, které by mohly být poškozeny výše zmíněnými procesy (Auerbach, Tadi, 2021, in press).

#### **1.4.2 Neuromuskulární a myelopatické poruchy**

Poruchy chůze řadící se do této skupiny jsou způsobeny periferními parézami, které jsou natolik závažné, že mohou negativně ovlivnit vzorec chůze. Takové parézy lze obvykle detekovat pomocí standardního klinického neurologického vyšetření. Mezi poruchy vznikající tímto mechanismem patří kolébavá a peroneální chůze (Pirker, Katzenschlager, 2017, s. 87).

##### **Kolébavá (kachní) chůze**

Kolébavá chůze, označovaná také jako chůze kachní, je charakteristická vychylováním trupu nad opěrnou DK při každém kroku. To je způsobeno dysfunkcí abduktorů kyčelního kloubu, jejichž úkolem je stabilizovat pánev při stožení na jedné DK, a tedy i při chůzi. Z toho důvodu je u této poruchy také pozitivní Trendelenburgova zkouška. Tento typ poruchy chůze bývá příznakem prvotních svalových obrn, tzv. myopatií, při postižení kyčelního kloubu nebo neurogenním postižení abduktorů kyčelního kloubu (Kolář et al., 2009, s. 51).

##### **Peroneální (kohoutí) chůze**

Peroneální, nebo také kohoutí, chůze vzniká při poškození nervus peroneus. V důsledku toho dochází k paréze svalů, které provádějí dorsální flexi nohy a dotýčný jedinec je tak při SwP nucen zvedat DK výše než za fyziologického stavu. Jeho IC začíná nášlapem na prsty a až poté následuje došlap na patu, což se označuje jako stepáž. Jedinci s tímto typem poruchy nejsou schopni stát a chodit na patách (Kolář et al., 2009, s. 50; Pirker, Katzenschlager, 2017, s. 88).

#### **1.4.3 Poruchy spojené s mozkovou dysfunkcí**

Tato kategorie zahrnuje veškeré poruchy chůze související s onemocněním či dysfunkcí mozku. Jedná se tedy o neurologické poruchy chůze v užším slova smyslu. Řadí se sem chůze opatrná, spastická, ataktická a parkinsonská (Pirker, Katzenschlager, 2017, s. 88).

##### **Opatrná chůze**

Opatrná chůze, někdy nazývaná jako chůze senilní, je označení pro změny ve vzorci chůze související s přibývajícím věkem a strachem z pádu. Porucha je spojena s pomalejším rytmem chůze, širší bází, oboustranně sníženým švihem paží a mírně shrbeným držením těla. Tyto změny se obvykle objevují po prvním pádu. Jejich přehlížení a nedbání na nutnost terapie může u daných jedinců způsobit značný handicap a vyústit až v nejtěžší formu této

poruchy – fobickou. U jedinců s fobickou poruchou může strach z pádu způsobit až úplnou neschopnost chůze (Pirker, Katzenschlager, 2017, s. 88).

### **Spastická chůze**

Spastická chůze je způsobena postižením sestupných nervových vláken, která mají tlumivý účinek na svalový tonus. Porucha se projevuje došlapem na špičku, neboť postižený jedinec není schopen plného došlapu na celé chodidlo, nebo hyperextenzí v kolenním kloubu. Příčinou je pes equinus. StP i SwP probíhají bez dostatečné diferenciací v jednotlivých kloubech, při nároku dochází k rotaci pánve bez potřebného ohybu v kolenním kloubu. Podle lokalizace a rozsahu poruchy se rozlišují různé typy chůze – spastická paraparetická a spastická hemiparetická (Kolář et al., 2009, s. 50).

#### ***Spastická paraparetická chůze***

Spastická paraparetická chůze se vyznačuje specifickým postavením DKK. Kyčelní klouby jsou v mírné flexi a addukčním držení, kolena jsou extendovaná či mírně flektovaná a chodidla se nacházejí v pozici plantární flexe. Takto nastavené držení těla způsobuje, že chůze probíhá laterálním pohybem (tzv. cirkumdukce) DKK. V případě, že je v adduktorech výrazně zvýšen svalový tonus, výsledná chůze se označuje jako chůze nůžkovitá (Pirker, Katzenschlager, 2017, s. 89).

#### ***Spastická hemiparetická chůze***

Spastická hemiparetická chůze představuje asymetrickou chůzi, při které dochází ke zkrácení kroku na postižené straně, celkovému zpomalení a zvětšení šířky báze. Charakteristickým znakem je tzv. Wernicke-Mannovo držení. Postižená HK je držena ve flekčním postavení – tzn. addukce a vnitřní rotace v ramenním kloubu, flexe v lokti, pronace zápěstí a flektované zápěstí i prsty. Postižená DK je lehce pokrčená v kyčelním i kolenním kloubu, noha je v plantární flexi a rotovaná dovnitř. SwP paretické DK probíhá formou cirkumdukce, vnější strana chodidla je při tom sunuta po podložce. Tento typ chůze se typicky vyskytuje u pacientů po cévní mozkové příhodě (CMP) (Brožová, 2020, s. 19; Kolář et al., 2009, s. 50; Pirker, Katzenschlager, 2017, s. 88).

### **Ataktická chůze**

Ataktická chůze je chůze o široké bázi s trupovou nestabilitou a nepravidelnými vrávoravými kroky, což pro daného jedince představuje zvýšené riziko pádu. V rámci ataktické poruchy chůze se rozlišuje chůze tabická a chůze cerebelární (Buckley, Mazzà a McNeill, 2018, s. 154; Kolář et al., 2009, s. 51).

### ***Tabická chůze***

Tabická chůze je způsobena poškozením zadních kořenů a provazců míchy. Vyznačuje se snížením až úplným vymizením propioceptivní signalizace z periferie, kostí, svalů a kloubů, která má za úkol informovat o poloze jednotlivých segmentů těla. Ztráta této funkce způsobuje, že dotyčný jedinec není schopen udržet rovnováhu a správně přenášet váhu z jedné DK na druhou, navíc má ještě tendenci k častým pádům. Strach z pádů potom zhoršuje jeho poruchu hybnosti a koordinace (Kolář et al., 2009, s. 51).

### ***Cerebelární chůze***

Cerebelární chůze představuje poruchu způsobenou dysfunkcí mozečku a souvisejících systémů z dědičných a získaných příčin. Má souvislost s cerebelární ataxií, kterou lze charakterizovat jako pomalu postupující nekoordinovanost, projevující se problémy s rovnováhou a chůzí. Cerebelární typ chůze je spojen se změnami časoprostorových charakteristik chůze, jako jsou: snížená rychlost a kadence kroků, menší délka kroku, širší báze, delší doba kroku, delší trvání StP a fáze dvojité opory, kratší SwP a zvýšená variabilita délky a doby kroku. Dále dochází také k výraznějším souhybům HKK a náklonu trupu dozadu. Daný jedinec celkově působí jako „opilý“ (tzv. opilecká chůze), v některých případech je chůze dokonce zcela znemožněna (Buckley, Mazzà a McNeill, 2018, s. 156-158; Kolář et al., 2009, s. 51).

### ***Parkinsonská chůze***

Parkinsonská chůze je jedním z hlavních motorických příznaků u osob trpících Parkinsonovou chorobou. Obecně se projevuje zkrácením délky kroku, sníženou rychlostí chůze a zvýšenou variabilitou doby a délky kroku. Kroky jsou tedy krátké, šouravé (brachybazie) a pomalé (bradybazie) a rovněž aktivita HKK je snižena či zcela chybí. Taktéž je chůze spojena se shrbeným držením těla – celé tělo i končetiny jsou v průběhu pohybu semiflektované, v důsledku čehož dochází k posunu těžiště těla vpřed. S tím potom souvisí zvýšené riziko pádů a také vyšší míra hospitalizace a úmrtnosti postižených jedinců. Posledním charakteristickým znakem tohoto typu patologické chůze je tzv. freezing, kdy u pacientů dochází za určitých okolností k náhlému zárazu při chůzi. Tento jev se typicky vyskytuje v situacích jako je rozejití, otáčení či průchod úzkým prostorem. Poruchy chůze i shrbené držení těla jsou obvykle odolné vůči farmakologické léčbě a zhoršují se s progresí (Brožová, 2020, s. 19; Kolář et al., 2009, s. 51; Muthukrishnan et al., 2019, in press).

## **2 Roboticky asistovaná rehabilitace chůze**

Roboticky asistovaná rehabilitace (RAR) chůze náleží mezi pokročilé rehabilitační technologie, jež jsou v posledních třech dekádách předmětem zájmu široké odborné veřejnosti. Robotická zařízení napodobují lidskou chůzi za účelem léčby abnormální či patologické chůze, pacienti se potom učí vzorec chůze, který jim robotické zařízení vnucuje. V současnosti existuje celá řada robotických systémů pracujících na různých principech, které je možno v rámci terapie využít. Na trhu se objevují stále nové a nové typy přístrojů od různých výrobců, neboť pro průmyslovou a zdravotnickou sféru se jedná o velmi atraktivní oblast, na niž jsou také kladena velká očekávání. Před rozebíráním samotné RAR chůze by však bylo vhodné nejprve charakterizovat RAR obecně (Kolářová et al., 2017, s. 115; Shi et al., 2020, in press; Vařeka, Bednář, Vařeková, 2015, s. 168-169).

### **2.1 Roboticky asistovaná rehabilitace**

RAR nachází v dnešní společnosti stále větší uplatnění. Jedná se o druh rehabilitace, jenž probíhá za pomoci robotických rehabilitačních technologií. Zatímco v minulosti byla robotická zařízení využívána zejména v průmyslu, kde nahrazovala lidskou pracovní sílu, v současnosti narůstá míra interakce mezi robotem a jeho operátorem a pouhá výměna informací je nahrazena jejich vzájemným působením. Spojení člověka a robotického zařízení do jednoho systému dalo vzniknout asistenčním technologiím, do nichž člověk vnáší inteligenci, robotická zařízení přispívají silou a výkonností. Mluvíme o skupině tzv. osobně orientovaných robotů. Obecně se dá říci, že se jedná o zařízení, jež pomáhají rozšířit, doplnit, nahradit či zlepšit schopnosti končetiny operátora (Kolářová et al., 2019, s. 107; Vítečková, Jiřina, Krupička, 2011, s. 195).

Rozvoj pokročilých rehabilitačních technologií, a tedy i RAR, velmi úzce souvisí s rozvojem nových poznatků v oblasti neurofyziologie, zejména poznatků o plasticitě centrálního nervového systému (CNS), zvláště pak mozku. Plasticitu je možné definovat jako schopnost CNS adaptovat se v reakci na změny prostředí nebo léze. Obecně lze říci, že nejvyšší je v raném dětství, ve středním a vyšším věku však její úroveň taktéž není zanedbatelná a pokud v tomto věku dojde k poškození CNS, na přechodnou dobu dochází dokonce ke zvětšení jejího potenciálu. Neurofyziologické mechanismy plasticity jsou člověku vrozené a probíhají zcela spontánně. Nelze je přímo ovlivnit rehabilitací, je však možné využít je v rámci podpory motorického učení prostřednictvím vhodné aferentace (Cao et al., 2014, s. 1556; Vařeka, Bednář, Vařeková, 2015, s. 169).



### 2.1.1 Obecné cíle

Cílem RAR je v první řadě obnovit, či zlepšit, pohybové dovednosti daného jedince, přičemž důraz je kladen zvláště na plynulost a koordinovanost pohybu. Dalším záměrem je také prevence vzniku sekundárních změn, jako jsou svalové atrofie či kontraktury, způsobené inaktivitou (Kolářová et al., 2019, s. 107).

Podstatou je nácvik především všedních denních činností, zejména chůze nebo manipulativní funkce HK, ve variabilním prostředí a v dostatečné intenzitě. Lze ji využít např. jako facilitaci aktivní hybnosti, jejíž princip spočívá ve vedení či dopomáhání vykonání určitého pohybu prostřednictvím roboticky řízeného exoskeletu. Míra dopomoci je vždy individuální a závisí na aktuálním stavu pacienta – exoskelet může za pacienta vykonat buď celý pohyb, nebo zohlednit míru jeho aktivní hybnosti a s pohybem mu pouze dopomoci. Obecně platí, že čím větší je vlastní aktivita pacienta, tím větší má z terapie užitek. Na základě velikosti potřebné pomoci se potom rozlišuje robotická rehabilitace plně nebo jen částečně asistovaná (Kolářová et al., 2019, s. 107).

### 2.1.2 Základní principy

Pro bezpečný průběh a také maximální možný efekt RAR je třeba se při terapii řídit určitými zásadami. Mezi důležité zásady patří:

- správné nastavení exoskeletu a parametrů terapie,
- respektování kontraindikací RAR,
- zvážení vhodnosti terapie individuálně pro každého jedince,
- respektování bezpečnostních opatření,
- volba intenzity a náročnosti RAR podle individuality pacienta a jeho subjektivního vnímání průběhu terapie,
- postupné zvyšování náročnosti terapie:
  - prodlužování doby terapie (max. 30 minut),
  - postupné snižování míry robotické asistence,
  - postupné zvyšování:
    - rozsahu pohybu – u terapie HK,
    - rychlosti – v případě nácviku chůze,
  - zacílení na funkční hybnost a zvyšující se zapojení kognice,
- provádění terapie pouze za přítomnosti proškoleného terapeuta,
- důležitá je i motivace a spolupráce pacienta (Kolářová et al., 2019, s. 108).

### **2.1.3 Kontraindikace**

Stejně jako jakýkoliv jiný fyzioterapeutický postup má i RAR své specifické stavy, u nichž nelze terapii použít. Mezi tyto kontraindikace se řadí: těžký kognitivní deficit, nemožnost přizpůsobit exoskelet pacientovi, porušený kožní kryt, výrazné omezení pasivní hybnosti v segmentu, výrazné mimovolní pohyby, těžká spasticita, nadměrná hmotnost pacienta – u terapie chůze (Kolářová et al., 2019, s. 107).

Kromě těchto speciálních kontraindikací se jedná i o obecné kontraindikace pohybové terapie, jako jsou: nestabilizované životní funkce, akutní infekční onemocnění, febrilní stavy, kontinuální infuzní léčba, umělá plicní ventilace a nespolupráce či agresivita ze strany pacienta (Kolářová et al., 2019, s. 107).

## **2.2 Historie robotiky v rehabilitaci chůze**

RAR chůze byla vytvořena původně jako modifikace terapie chůze na běžeckém páse při odlehčení v závěsném systému. Tato původní terapie vznikla na podkladě objevů míšní autonomie, z nichž některé jsou starší více než sto let. Během 19. století např. docházelo k pozorování lokomočních pohybů spinalizovaných ptáků a savců. V této oblasti učinil nejzásadnější objev Brown, který prováděl pokusnou chůzi se spinalizovanými kočkami na běžícím páse. V jeho době panovalo přesvědčení, že krokové pohyby vycházejí z reflexní podstaty, on svým výzkumem ovšem prokázal, že se v míše nacházejí centra produkující rytmické krokové pohyby DKK bez vlivu vyšších etází CNS (spinalizace) a bez vlivu aferentace. Tímto svým objevem tedy zcela vyvrátil teorii o reflexní podstatě krokových mechanismů (Vařeka, Bednář, Vařeková, 2015, s. 170).

Počátky samotných robotických systémů pro terapii chůze sahají do minulého století, kdy v 50. letech proběhly první pokusy o sestavení exoskeletu. V roce 1972 potom vyvinul Miomir Vukobratović nejúspěšnější exoskelet tehdejší doby. Toto zařízení umožňovalo pacientovi řízenou flexi a extenzi kyčle, kolene i kotníku, a kromě toho také abdukci a addukci v kyčli. Jistou dobu hrál v terapii chůze nenahraditelnou roli také manuální asistovaný trénink na chodícím páse, jehož princip spočíval v upevnění pacienta do bezpečnostních pásů a následném manuálním vedení pacientových DKK dvěma terapeuty. Kromě nich byl zapotřebí ještě i třetí terapeut, který zajišťoval pacientovi posturální stabilitu. Synchronizace terapeutů vedoucích pacientovy DKK byla však značně komplikovaná a z ergonomického hlediska dosti vyčerpávající. Z toho důvodu terapie trvala vždy pouze krátkou dobu a její účinek nebyl nijak valný. Na základě těchto poznatků se tedy tým švýcarských inženýrů pustil do vývoje prvního

roboticky asistovaného chodícího pásu s podporou tělesné hmotnosti (Žarković, Šorfova, 2017, s. 44).

### **2.3 Parametrické generování trojrozměrné chůze**

Pro RAR chůze a následné hodnocení pacientů s motorickou dysfunkcí je zapotřebí získání vstupních informací o přirozeném způsobu chůze konkrétního pacienta, aby se robot v co největší míře jeho chůzi přizpůsobil. Takový přístup má pro terapii dvě zásadní výhody. Za prvé: pokud se v průběhu terapie začne chůze odchylovat od referenčního vzoru, robot pomůže pacientovi podle potřeby vrátit chůzi zpět do původní trajektorie. Za druhé: zda je rehabilitace účinná se vyhodnocuje porovnáním skutečných trajektorií, které jsou robotem naměřeny v průběhu rehabilitace a po ní, a trajektorií požadovaných. U pacientů s postižením DKK je však často velmi obtížné dosáhnout výchozího pohybu kotníku pouze prostřednictvím snímání pohybu a z toho důvodu se pro vytvoření referenčního vzoru využívají trajektorie od nepostižených jedinců. Tento přístup se zdá být tím nejvhodnějším, má však svá úskalí. Jedním z nich je, že jedinci s různými parametry pohybu a parametry struktury vykazují také různé charakteristiky chůze, a proto nejsou výchozí vzory přizpůsobeny konkrétním pacientům. Dalším problémem je potom fakt, že většina pohybů při chůzi probíhá v sagitální rovině, a proto je i velká část robotických zařízení pro terapii navržena pro provádění pouze sagitálních pohybů. Lidská lokomoce je však trojrozměrným pohybem, který kromě sagitální roviny probíhá i v rovinách frontální a příčné. Kromě zavedení vstupních informací je tedy důležité, aby chůze byla realizována v trojrozměrném prostoru, nikoli pouze v sagitální rovině, neboť jinak není možné, aby pacient terapií dosáhl kvalit své původní přirozené chůze. V současné době jsou již vyvinuty typy robotů, které se v trojrozměrném prostoru aktivně pohybují a pro správnou funkci tedy vyžadují generování trojrozměrných parametrů lidské chůze. Touto otázkou se zabývá parametrická metoda, která generuje trojrozměrné pohyby kotníku a představuje tak řešení pro uspokojení potřeb každého konkrétního pacienta (Shi et al., 2020, in press).

### **2.4 Typy robotických technologií**

Robotická zařízení, která pracují po boku lidské DK, je možné rozdělit na robotické exoskelety a ortézy DKK. Označení „aktivní ortéza“ se používá pro externí mechanické struktury sloužící ke zlepšení pohyblivosti pacientů nebo operátorů tak, že jim poskytují fyzickou podporu v jednom či více kloubech končetiny. To zahrnuje přidání energie a také kontrolovaný výdej energie, jež je uložena v pružinách během různých fází chůze. Termín „exoskelet“ potom představuje zařízení, které pojímá většinu kloubních spojení DK. Tato

zařízení mají antropomorfní charakter, jsou přizpůsobena lidskému tělu a pracují paralelně s ním. Exoskelety i aktivní ortézy lze potom dále dělit na zařízení zvyšující výkonnost, asistivní a rehabilitační (Vítečková, Jiřina, Krupička, 2011, s. 195).

#### **2.4.1 Exoskelety zvyšující výkonnost**

Do této kategorie exoskeletů spadají všechna robotická zařízení, která si kladou za cíl usnadnit operátorům namáhavou práci. Jelikož jsou však určena k použití pouze zdravými jedinci, v této práci jim nebude věnována žádná další pozornost (Vítečková, Jiřina, Krupička, 2011, s. 196).

#### **2.4.2 Exoskelety asistivní**

Účelem asistivní robotiky je vytvoření exoskeletu s dostatečnou flexibilitou, aby byl pacient díky němu schopen vykonání pohybů souvisejících s ADL, jako jsou chůze, zvládnutí schodů, sedání, vstávání, apod... Zařízení zahrnutá v této kategorii je možné podle toho, kolik kloubních spojení pokrývají, rozdělit do dvou skupin – úplné exoskelety a částečné ortézy, částečnými ortézami se však tato práce nebude nijak podrobněji zabývat (Vítečková, Jiřina, Krupička, 2011, s. 198).

#### **Úplné exoskelety**

Kategorie úplných exoskeletů zahrnuje velké množství různých robotických zařízení. Spadá sem např. již zmíněný exoskelet, který v 70. letech vyvinul Míomir Vukobratović jako nejúspěšnější robotické zařízení tehdejší doby. V témže čase vznikl na univerzitě ve Wisconsinu analogický exoskelet, jehož cílem bylo umožnit pacientům sedání, vstávání a chůzi vpřed a po schodech. Za zmínku stojí také nápad začlenit do berlí kontaktní senzory – tyto senzory detekovaly, zda je pacient vzpřímený, a pouze v takovém případě umožnily aktivaci kloubních spojení. Dále zde byl také exoskelet REX, vyvinutý jako náhrada manuálního invalidního vozíku. Pacient pomocí joysticku ovládal pár robotických nohou, což mu umožňovalo chůzi po rovině, a dokonce i do a ze schodů. Zřejmě nejznámějším zástupcem této skupiny robotických zařízení je potom ReWalk (Vítečková, Jiřina, Krupička, 2011, s. 198-201).

#### ***ReWalk***

Robotické zařízení zvané ReWalk představuje lehký nositelný robotický exoskelet, který se skládá z nosné ortézy, počítačového řídicího systému a pohybových sensorů (viz Příloha 3, s. iii). V kyčelních a kolenních kloubech se nacházejí motory, které umožňují vykonání pohybu v těchto kloubech. Systém svému nositeli pomáhá s udržení vzpřímeného stoje, otáčením se a zdoláváním schodů. Taktéž umožňuje provádět nezávislou a kontrolovanou

chůzi. Pacient ovládá pohyb pomocí jemných změn těžiště – jakmile systém zaznamená náklon horní části těla dopředu, zahájí první krok. Opakované náklony těla potom vytvářejí sekvenci kroků, jež napodobuje funkční přirozené chůzové vzorce DKK (ReWalk Robotics, © 2022).

ReWalk je určený pro jedince s postižením DKK – jako je paraplegie – využívá se zejména při poranění míchy. Zařízení ovšem není vhodné pro každého, pacient musí splňovat také určité předpoklady, aby jej mohl používat. Mezi indikace použití náleží: schopnost rukou a ramenou podepřít berle či chodítko, zdravá hustota kostí, žádné zlomeniny, schopnost stát s pomocí nějakého jiného zařízení, obecně dobrý zdravotní stav, tělesná výška mezi 160 a 190 cm a tělesná hmotnost menší než 100 kg. Stejně, jako je aplikace spojena s konkrétními předpoklady, jsou zde i stavy, při nichž není možno tento systém využít. Kontraindikace zahrnují: závažné neurologické poranění (jiné než poranění míchy) v minulosti, závažná souběžná onemocnění (infekce, oběhové, srdeční či plicní onemocnění, ...), těžká spasticita (stupeň 4 dle Ashwortha), nestabilní páteř či nezhojené zlomeniny končetin nebo pánve, heterotopická osifikace, výrazné kontraktury, těhotenství, ... (ReWalk Robotics, © 2022).

### **2.4.3 Exoskelety rehabilitační**

Patrně nejvýznamější skupinou v oblasti robotických technologií jsou rehabilitační exoskelety. Jejich podstatou je rozeznat motorické schopnosti a zamýšlený pohyb pacienta a poskytnout mu zpětnou vazbu, tedy maximalizovat motorické schopnosti DKK a minimalizovat jejich funkční nedostatky. Zařízení tohoto typu by neměla vykonávat pohyb zcela za pacienta, pokud to není nezbytně nutné. Naopak by měla pacientovi poskytnout jen tolik pomoci, kolik je v danou chvíli potřeba. Důležitým prvkem většiny rehabilitačních zařízení je podpůrná konstrukce, která pacientovi pomáhá přenášet váhu vlastního těla, čímž mu usnadňuje pohyb. Kromě toho také zajišťuje jeho bezpečí a stabilitu. Exoskelety v této skupině lze dále rozdělit na zařízení stacionární a mobilní (Vítečková, Jiřina, Krupička, 2011, s. 202).

#### **Stacionární zařízení**

V rehabilitaci se často využívá tzv. stacionárních zařízení. Jedná se o trenažery s motorizovaným pásem, které se kromě podpůrné konstrukce skládají také z robotických ortéz, vykonávajících požadovaný pohyb, a běžeckého pásu. Nejvýznamnějším zástupcem této skupiny zařízení je robotický systém zvaný Lokomat (Vítečková, Jiřina, Krupička, 2011, s. 202).

## **Lokomat**

Robotický systém Lokomat je celosvětově nejvyužívanějším systémem v oblasti lokomoční rehabilitace u pacientů s motorickým deficitem DKK. Tento druh terapie umožňuje efektivní a intenzivní trénink na pohyblivém chodníku a zajišťuje optimální využití neuroplasticity a regeneračního potenciálu daného pacienta. Systém představuje kombinaci motoricky řízených ortéz, upevněných na stehnech a bérkách, s elektrickými pohony pro kyčelní a kolenní klouby, elektricky poháněného chodícího pásu s výškově nastavitelnými madly a závěsného systému, jenž prostřednictvím vesty umožňuje odlehčení pacienta (viz Příloha 4, s. iv). Individuálně nastavitelný exoskelet v kombinaci s patentovaným systémem dynamické podpory tělesné hmotnosti potom dovoluje v rámci terapie nasimulovat lidskou chůzi. Zařízení zajišťuje přirozené rozložení plantárního tlaku, senzoricou zpětnou vazbu a fyziologický vertikální posun během celého GC. Nevýhodou je však již dříve zmiňovaný nedostatek – chůze probíhající pouze v sagitální rovině. V průběhu terapie jsou fixovány trup i pánev a výslednou chůzi tedy nelze označit za fyziologickou, neboť nedochází k laterálnímu shiftu pánve, rotaci a posunu těžiště v horizontálním směru. Nicméně, součástí zařízení je i volitelný FreeD modul, který umožňuje laterální translaci a příčnou rotaci pánve. Schopnost pacienta přenést celou váhu na stojnou DK, a tím aktivovat jádrové svaly a nastolit tělesnou rovnováhu, je totiž zásadním předpokladem pro reedukaci samostatné chůze. Pro lepší výsledky terapie je zařízení rovněž vybaveno funkčními cvičeními a interaktivními hrami ve virtuálním prostředí, které jsou promítány na obrazovku umístěnou před pacientem. Tyto technologie představují pro pacienta větší motivaci a také lepší zpětnou vazbu (Hocoma, © 2022; Kolářová et al., 2019, s. 116-117; Stargen EU s.r.o., 2008-2022).

## **Mobilní zařízení**

V rámci mobilních robotických zařízení se rozlišují zařízení kompletní a částečná. Kompletní zařízení svou mechanickou konstrukcí pokrývají všechna kloubní spojení na DK. Jejich základní konstrukce je opatřena kolečky a slouží jako závěsný či opěrný aparát pro podpírání pacienta. Částečná mobilní zařízení zahrnují pouze jeden kloub a na rozdíl od kompletních zařízení jsou jen velmi málo odlišná od částečných zařízení asistivních (Vítečková, Jiřina, Krupička, 2011, s. 203-205).

### **2.4.4 Chodící pásy**

#### ***Zebris Rehawalk***

Robotický systém Zebris Rehawalk je určen pro analýzu a léčbu poruch chůze při neurologické, ortopedické nebo geriatrické rehabilitaci. Skládá se z běžeckého pásu a jednotky

pro adaptivní vizuální navádění prostřednictvím promítání vzorů chůze na běžeckou plochu. Před běžeckým pásem je potom namontován velký monitor, který slouží pro virtuální zpětnou vazbu. Běžecký pás může být vybaven dále také opěrkou ramen a bezpečnostním obloukem (viz Příloha 5, s. v). Pod pásem je nainstalována matice tlakových senzorů, která obsahuje několik tisíc kalibrovaných kapacitních tlakových senzorů. Kromě toho zařízení obsahuje integrovaný odlehčovací systém, díky němuž může být terapie zahájena již v rané fázi poruchy (© h/p/cosmos sports & medical gmbh).

Terapie pomáhá pacientům dosáhnout bezpečné a efektivní chůze prostřednictvím funkčních a kognitivních výzev, které lze individuálně přizpůsobit schopnostem každého jedince. Díky vysokému počtu opakování kroků je dosaženo automatizace pohybových sekvencí, což poskytuje úplnou ochranu proti pádu a zároveň také dodatečné odlehčení. Před zahájením samotné terapie se provádí nejprve počáteční analýza chůze, pomocí které se poté získávají parametry pro tréninkovou jednotku. V průběhu tréninku se na běžecký pás promítají tvary buď skutečných otisků nohou, případně jen tvary obdélníků, a úkolem pacienta je vždy co nejpřesněji umístit chodidlo do tohoto obrazce. Další možností terapie je spojení více úkolů, při nichž je vyžadováno pacientových jak fyzických, tak i kognitivních schopností. Pacient má při chůzi např. řešit jednoduché paměťové úkoly a současně pozorovat své vlastní stopy. Tyto úkoly obecně zlepšují pacientovu reakční dobu a pozornost a zároveň také podporují chůzový automatismus (© h/p/cosmos sports & medical gmbh).

### ***Pás C-Mill***

Robotický systém C-Mill je ve své podstatě velmi podobný předchozímu systému. Stejně jako Zebris Rehawalk je vhodný pro pokročilou terapii DKK v rámci neurologické a ortopedické rehabilitace. Oproti Zebrisu má však jedinečnou konstrukci, skládá se z tři metry dlouhého pohyblivého pásu, odlehčovacího systému, který umožňuje odlehčit pacienta po celé délce pásu, nikoliv jen na jeho středu, a zabudované širokoúhlé obrazovky (viz Příloha 6, s. vi). Zařízení nabízí širokou škálu terapeutických programů, disponuje interaktivním zpětnovazebným systémem ve formě virtuální reality, jež je vysílána na obrazovce reagující na konkrétní pohyb pacienta v průběhu terapie. Pro korekci a nácvik GC je systém vybaven taktéž projekcí objektů, které jsou promítány na běžeckou plochu pásu (Stargen EU s.r.o., 2008-2022).

### **2.4.5 Robotické technologie založené na platformě**

Robotická zařízení patřící do této skupiny jsou navržena výhradně pro zlepšení pohybu v kotníku. Skládají se z pevné platformy a pohyblivé podnožky, jež lze použít s jedním či více stupni volnosti. Rehabilitace s těmito typy technologií umožňuje komplexní a specializované

prostorové pohyby. Jejich uspořádání poskytují zařízení vysokou tuhost, vyvážené rozložení síly a zlepšenou adaptabilitu na mechanické vlastnosti hlezenních kloubů (Payedimarri et al., 2022, in press).

Do této skupiny je možné zařadit systém Rutgers, který se využívá speciálně pro rehabilitaci kotníku v případech omezené pohyblivosti. Má více stupňů volnosti a funguje na základě paralelního mechanismu poháněného lineárními aktuátory. Dalším zařízením je robotický rehabilitační systém pro protahování kotníku. Tento typ robotického systému se skládá obvykle z jednoho stupně volnosti a nejčastěji bývá poháněn rotujícím motorem pro konkrétní aplikaci. Dále to může být také rehabilitační robot ARBOT, patrně nejvyužívanějším zařízením této skupiny je potom robotický rehabilitační systém Hunova. Jedná se o „platformového“ robota s koncovým efektozem, který sestává ze dvou elektromechanických platform se dvěma stupni volnosti – jeden je umístěn pod nohama a druhý pod sedadlem, terapii je tedy možno provádět vsedě i vestoje (viz Příloha 7, s. vii). Tento systém umožňuje pasivní (tedy mobilizační), aktivní, propioceptivní a asistenční terapii (tzn., že zařízení je schopno dokončit terapii za pacienta v případě potřeby). Systém je schopen pracovat ve statickém i dynamickém režimu a využívá se jednak k rehabilitaci, a jednak také k hodnocení senzomotorických funkcí DKK a trupu a rovnováhy (Payedimarri et al., 2022, in press).

## **2.5 Účinky**

RAR se využívá v posledních desítkách let k překonání poruch souvisejících s chůzí u některých neurologických, traumatických, vaskulárních a neurodegenerativních poruch, jako je Parkinsonova choroba, roztroušená skleróza (RS), poranění míchy a CMP. Metoda dosahuje u těchto postižení slibných výsledků – je prokázáno zlepšení parametrů chůze, jako je rychlost, svalová síla DKK, délka kroku a symetrie, a také kvality života. Navíc se zdá, že u pacientů po CMP, s poraněním míchy či u dětí s dětskou mozkovou obrnou (DMO) zlepšuje celkové vnímání pohody. U pacientů s Parkinsonovou chorobou potom pravidelný motorický trénink přispívá k výraznému zlepšení schopnosti chůze a také k postupnému snižování podpory tělesné hmotnosti robotickým zařízením (Berger et al., 2019, in press; Fundarò et al., 2018, in press).

### **2.5.1 Vliv na pacienty po CMP**

Pacienti po CMP trpí sníženou schopností chůze a obvykle používají kompenzační chůzové mechanismy. Tyto strategie potom mohou snižovat efektivitu pohybu a působit jako překážky funkčního zlepšení, což se projevuje problémy s rovnováhou, slabostí, nesprávným postavením, nestabilitou v kloubech, ... V důsledku toho dochází také k nadměrné spotřebě energie, a proto je žádoucí v rámci terapie zlepšit rovnováhu a kompenzační chůzové vzorce



minimalizovat. K tomu se využívá právě RAR, u níž se předpokládá, že je účinná pro obnovu rovnováhy a chůze (Bang a Shin, 2016, s. 347-348; Berger et al., 2019, in press).

V současnosti existuje velké množství studií, které jsou zaměřeny na zkoumání účinků RAR na schopnost chůze u pacientů po CMP. Bang a Shin (2016, s. 343-349) např. prováděli výzkum na dvou skupinách pacientů po chronické CMP, z nichž jedna podstupovala terapii chůze na běžícím pásu, druhá absolvovala trénink chůze s pomocí robota Lokomat. Obě skupiny se zúčastnily celkem 20 sezení v průběhu 4 týdnů, které probíhaly formou úkolově zaměřeného tréninku a jejich cílem bylo zlepšit schopnost chůze. Po 4 týdnech následovalo zhodnocení výsledků. Z výzkumu bylo patrné, že pacienti ve skupině s Lokomatem vykazovali výrazné zlepšení rychlosti chůze, kadence, délky kroku, doby dvojité opory a balančních schopností. Roboticky asistovaný trénink byl dle studie účinnější než terapie na samotném páse. Důvodem byly dle autorů nejspíše snížené obavy z pádu, neboť účastníci byli upevněni pomocí postroje a tyče, což se jim zdálo bezpečné a pohodlné, a umožnilo jim to intenzivnější a efektivnější nácvik chůze. Další příčinou mohla být také podpora symetrického vzoru chůze ze strany Lokomatu (Bang a Shin, 2016, s. 346-348).

Swinnen et al. (2014, s. 87-100) se zase zaměřili na výzkum účinnosti robotické terapie na rovnováhu. Výsledky jejich studie naznačují, že je možné nalézt určité důkazy o zlepšení rovnováhy u pacientů po CMP. Statistické analýzy získané v rámci jejich výzkumu ukázaly zlepšení rovnováhy po obdobích terapie. Podle těchto údajů je možné konstatovat, že pacienti po subakutní a chronické CMP by mohli mít z RAR prospěch, co se rovnováhy týče. V rané fázi akutního zotavení dosahuje svého maxima plasticita, takže pokud pacienti začnou s terapií chůze právě v této fázi, RAR může mít na průběh obnovy funkce podstatný vliv (Swinnen et al., 2014, s. 96).

Poslední studií v této práci v rámci účinků na pacienty po CMP je výzkum od Chamberse a Artemiada (2022, in press). Tito autoři vyvinuli zcela nový způsob robotické rehabilitace, který spočívá v terapii na běžecím páse s proměnlivou tuhostí. Pás je rozdělený na poloviny, jež jsou na sobě zcela nezávislé, a má schopnost měnit tuhost levého pásu v průběhu chůze. Změna tuhosti vyvolává okamžitou reakci na kontralaterální DK, a jelikož je zpoždění mezi těmito dvěma procesy větší než 150 ms, značí to, že se do procesu zapojuje mozek. Autoři se domnívají, že pozorované účinky jsou významné hlavně díky způsobu narušení koordinace mezi končetinami. Za narušení jsou zodpovědné: propiocepce, zpětná vazba síly a rovnováha. Právě schopnost narušit tyto 3 dráhy je důvodem, proč je terapie tímto robotickým zařízením tak výjimečná, jiná zařízení pro terapii chůze totiž nejsou schopna chůzi tímto způsobem narušit. Efekt terapie spočívá ve zvětšení délky kroku obou DKK, nepostižené

více než postižené, čehož je dosaženo především prostřednictvím zvýšené flexe v kyčelním kloubu a zvýšené aktivity m. gastrocnemius a vastus medialis. Efekt u pacienta přetrvává značnou dobu (až 200 GC), což je důkazem schopnosti nervového systému přizpůsobit se a uložit si nové způsoby plnění konkrétního úkolu, za předpokladu vhodného narušení. Z výsledků výzkumu vyvstává domněnka, že terapie může vést k trvalejším adaptacím a tím také k účinnější rehabilitaci roboticky vedené chůze, než jakých bylo dosaženo doposud (Chambers a Artemiadis, 2022, in press).

### **2.5.2 Vliv na pacienty s DMO**

DMO je definována jako komplexní onemocnění zahrnující motorické poruchy, omezení aktivit a sníženou životní úroveň. Tyto aspekty jsou způsobeny poškozením nezralého mozku. DMO představuje heterogenní diagnózu, v níž se spojují příznaky deficitu motorické kontroly. Motorická postižení jsou multifaktoriální, jedná se o spasticitu, ztrátu selektivity a svalovou slabost. Ve většině případů mají děti se spastickou DMO postiženy nejméně dvě končetiny, což má za následek zhoršení hrubé motoriky, obratnosti rukou a ambulantních funkcí. Taktéž mají děti s tímto onemocněním výrazně zhoršenou schopnost chůze (Tarakçi et al., 2019, s. 157).

U dětí s tímto poškozením je velmi žádoucí včasné zahájení terapie a multidisciplinární přístup. Jednou z možností je RAR chůze prostřednictvím Lokomatu, která může při správném začlenění do péče pomoci v mnoha aspektech. Z dosavadních studií lze konstatovat, že RAR chůze u dětí s DMO má pozitivní vliv. Dochází k pozitivnímu ovlivnění muskuloskeletálního systému. Je optimalizován svalový tonus – snižuje se úroveň spasticity, která dítěti brání ve volní hybnosti a je příčinou menšího kloubního rozsahu. Za účelem opětovného zvýšení rozsahu pohybu Lokomat umožňuje vykonávání aktivních i pasivních pohybů. Pacienti v průběhu terapie nacvičují svalovou koordinaci a učí se vyvíjet optimální svalovou sílu. Včasně indikovaná terapie, spojená ještě s ortotickou léčbou a konvenční fyzioterapií, má velký význam v prevenci kontraktur a deformit. Velkou roli hraje také ve zlepšení hrubých motorických dovedností, jako je stoj a chůze. Díky Lokomatu dítě také trénuje správnou aktivaci trupového svalstva, s čímž souvisí zlepšení balančních schopností a snížení deviací trupu při chůzi (Žarković, Šorfová, 2017, s. 47-48).

Žarković et al. (2021, s. 404) se domnívají, že RAR chůze v rámci jejich výzkumu pravděpodobně zlepšila svalovou aktivaci dětí s DMO díky aktivnímu tréninku s vysokým počtem opakování řízených pohybů. Jejich studie prokázala, že robotická terapie může zvýšit fyziologickou aktivitu m. tibialis anterior, který bývá u postižených jedinců málo aktivní

z důvodu spastických lýtkových svalů nebo deformit chodidla. Autoři také předpokládají, že terapie přispěla ke snížení vnitřní rotace v kyčelním kloubu v důsledku častého opakování řízených pohybů v kloubně centrovaném postavení pánve a DKK. Centrovaná poloha kloubu následně umožňuje jeho optimální zatížení ve statických i dynamických podmínkách a také posiluje fyziologické svalové vzorce. Co se týče časoprostorových parametrů chůze, RAR v rámci této studie přispěla ke zvýšení kadence a délky kroku a ke zkrácení doby dvojí opory a doby potřebné pro vykonání kroku (Žarković et al., 2021, s. 404-405).

### **2.5.3 Vliv na pacienty s RS**

Roztroušená skleróza (RS) je hlavní příčinou chronického neurologického postižení u dospělých ve věku 18-50 let. Její příznaky se u každého liší v závislosti na umístění a charakteristice morfologických změn v bílé a šedé mozkové hmotě, nejčastěji se však jedná o kognitivní dysfunkce (zejména exekutivní funkce) a poruchy motoriky (chůze a rovnováhy) (Munari et al., 2020, s. 152).

Munari et al. (2020, s. 151-164) se rozhodli provést výzkum, v němž se pokusili zjistit, jaký vliv má RAR v kombinaci s prvky virtuální reality na jedince s RS. V rámci svojí studie se dobrali k velmi slibným výsledkům. U pacientů po terapii došlo k výraznému zlepšení vytrvalosti chůze, což si autoři vysvětlují jako důsledek opakovaného provádění úkolu tzv. v „reálném životě“. Dále pozorovali významné zlepšení exekutivních funkcí, vč. trvalé pozornosti, pracovní paměti a vizuálně-prostorového učení, které přetrvávalo ještě další měsíc po ukončení terapie. Autoři se domnívají, že tyto pozitivní kognitivní účinky se mohou dále odrazit i ve funkčních schopnostech pacientů, jako je chůze. Pacienti byli v průběhu terapie rovněž schopni delšího aktivního zapojení, což souvisí také se zlepšením schopnosti chůze a udržení rovnováhy. Studie obecně prokázala velmi pozitivní účinky RAR na pacienty trpící RS, jimž lze přičíst i celkové zvýšení kvality života (Munari et al., 2020, s. 156-161).

### **2.5.4 Vliv na pacienty s poraněním míchy**

Jedinci s poraněním míchy trpí úplným ochrnutím či zhoršením pohyblivosti. Ve většině případů jsou celodenně upoutáni na vozík, což velmi negativně ovlivňuje kvalitu jejich života. Neustálé sezení má totiž za následek množství komorbidit, které s poraněním míchy úzce souvisejí. V současnosti bohužel neexistuje žádná léčba, která by dokázala zcela obnovit motorické funkce. Jedinou intervencí představuje rehabilitační terapie, která cílí na ovlivnění kvality života. Podle Hayese et al. (2018, s. 529) může mít na pacienty pozitivní vliv rehabilitace ve vzpřímené poloze, a proto v rámci svého výzkumu porovnávali výsledky studií jiných autorů zaměřených na efekt RAR na časoprostorové charakteristiky chůze u pacientů

s poraněním míchy. Výsledky z těchto jednotlivých studií naznačují, že robotická rehabilitace má potenciál poskytnout osobám trpícím poraněním míchy jisté výhody. Obecným výstupem celé studie je potom pozitivní vliv robotické rehabilitace v jakékoliv formě, pokud je používána jako součást multimodálního rehabilitačního přístupu, ne jako pouhá náhrada jiné terapie (Hayes et al., 2018, s. 540-541).

### **2.5.5 Vliv na psychiku pacientů**

Do dnešní doby se množství studií zabývalo pouze biomechanickým zapojením pacientů do rehabilitačního tréninku, které je důležitým faktorem úspěšných výsledků robotické terapie chůze. Klíčovým faktorem se ovšem rovněž ukázala být i aktivní duševní angažovanost pacienta, jež byla v minulosti velmi opomíjena. Jedním z důvodů, proč tomu tak bylo, je jistě fakt, že tento činitel není příliš snadné vyhodnotit. K hodnocení je možné využít dotazníky, ty však nejsou příliš vhodné pro průběžné hodnocení terapie. Navíc, pokud pacienti trpí těžkým kognitivním deficitem nebo afázií, nemusí být schopni plně porozumět tomu, co se od nich v dotazníku očekává. Navzdory tomu se Koenig et al. (2011, s. 367-385) rozhodli tomuto tématu věnovat a zmíněné dotazníky vhodně doplnili fyziologickým měřením, neboť je prokázáno, že každé chování a interakce se mohou odrážet ve fyziologických procesech. Zaměřili se na měření signálů z autonomního nervového systému, které reagují na duševní stres nebo relaxaci. Jednalo se o zkoumání srdeční frekvence, frekvence dýchání, galvanické kožní odezvy a teploty kůže (Koenig et al., 2011, s. 368-369).

V rámci své studie prováděli Koenig et al. (2011, s. 367-385) trénink chůze na robotickém zařízení Lokomat, během kterého využili také prostředí virtuální reality a tím vyvolali u subjektů mentální zapojení, jež je důležité pro maximalizaci schopnosti motorického učení. Je známo, že rychlost učení je maximální při takové obtížnosti úkolu, která pro daného jedince představuje pozitivní výzvu a vzrušení, ale zároveň není příliš nudná či stresující. Pokud je obtížnost příliš nízká, dotyčný jedinec se cítí znuděně, naopak příliš vysoká vyvolá nadměrný stres. Optimálně zvolená obtížnost potom způsobuje maximální mentální zapojení a také ideální fyzickou účast. Na základě těchto poznatků tedy autoři vystavili celkem 27 subjektů – 17 zdravých jedinců a 10 osob s neurologickými poruchami – třem úkolům s různým stupněm obtížnosti – nedostatečně náročný, náročný a nadměrně náročný. V rámci těchto úkolů měly subjekty provádět současně dvě činnosti – biomechanický úkol, který představoval změnu směru chůze a sbírání předmětů tím, že do nich vstoupili, a kognitivní úkol, jenž zahrnoval přeskokování sudů pomocí kliknutí na tlačítko počítačové myši. Úroveň každého úkolu měly subjekty následně shrnout pomocí dotazníku SAM (Self-Assessment

Manikin), který se používá k měření emoční reakce na různé podněty. Na základě dotazníků potom bylo možné zjistit, že jedinci bez postižení v průběhu úkolů opravdu pociťovali nudu, vzrušení a stres, což se odráželo i na měřených parametrech – docházelo k narůstání srdeční i dechové frekvence, a naopak ke snižování teploty kůže. Podobných výsledků bylo dosaženo i u vnímané fyzické námahy, která výrazně narostla při úkolu s nadměrnou obtížností ve srovnání s ostatními úrovněmi. U pacientů s neurologickými poruchami naproti tomu nebyly z dotazníků zjištěny žádné rozdíly ve vnímání úkolu, v rámci měření došlo taktéž ke zvýšení srdeční frekvence, frekvence dýchání se však u nadměrně obtížného úkolu naopak snížila (Koenig et al., 2011, s. 368-375).

Dotazníková část studie tedy u pacientů s neurologickým poškozením nepotvrdila, že by pacienti v průběhu terapie pociťovali změněné emoce, jak bylo předvídáno. Nabízí se vysvětlení, že jim v hodnocení, vyjádření a verbalizaci zabránily kognitivní deficity. Taktéž je ale dobře možné, že pacienti pouze nepřiznali, jak úkol skutečně vnímali, z důvodu jejich vysokých ambicí a odhodlání úkol úspěšně zvládnout. V neposlední řadě mohlo být jejich hodnocení ovlivněno také tím, že pro ně chůze s robotickým zařízením byla pozitivním zážitkem. Nicméně, podle měření jednotlivých fyziologických funkcí je zde patrná určitá míra mentálního zapojení pacientů do terapie (Koenig et al., 2011, s. 377-378).

Podobný přístup zvolili i Fundarò et al. (2018, in press), kteří se rozhodli pro zkoumání vlivu asistenčních robotických zařízení podporujících chůzi na psychosociální stránku pacientů. Ke své studii využili dotazník PIADS (Psychosocial Impact of the Assistive Device Scale), což je jeden z nejpoužívanějších dotazníků, určený pro hodnocení psychosociálního dopadu celé řady asistenčních zařízení. Na základě dat shromážděných v letech 2011-2012 se pokusili analyzovat, jaký vliv má robotický trénink chůze na kvalitu života pacientů v prostředí lůžkové rehabilitace.

Výzkumná skupina sestávala z 39 pacientů rozdělených do 3 skupin podle onemocnění – Parkinsonova nemoc, poranění míchy a CMP. Na počátku výzkumu bylo u každého z pacientů provedeno rutinní neurologické a funkční vyšetření a také hodnocení funkční nezávislosti. Poté pacienti podstoupili v průběhu 4 týdnů pravidelný nácvik chůze na Lokomatu. Jeho parametry byly zpočátku nastaveny pro všechny pacienty stejně, kromě rychlosti běžeckého pásu, která byla každému nastavena individuálně podle jeho stavu a preferencí. Den po ukončení terapie byl potom pacientům zadán dotazník PIADS, na jehož základě autoři zhodnotili celkový přínos terapie (Fundarò et al., 2018, in press).

Z vyplněných dotazníků vyplynulo, že napříč všemi onemocněními, jejich závažnostmi, a dokonce i napříč věkem, byl robotický trénink chůze pacienty přijat pozitivně,

a pravděpodobně také přispěl ke zlepšení jejich aktivní účasti na terapii, což je, jak bylo zmíněno již výše, nezbytným faktorem pro optimalizaci motorického učení. U pacientů po CMP byly rovněž prokázány pozitivní účinky na jejich psychický stav a očekávání. Z údajů nebyla zjištěna dezorientující zkušenost pacientů, ani strach z robotů. Navzdory vesměs pozitivnímu přijetí tohoto způsobu terapie, výsledky se neobešly ani bez negativních reakcí, i když jich nebylo mnoho. Nicméně tyto reakce svědčí o tom, že ne všichni pacienti chtějí tuto terapii podstoupit. Proto je dle autorů nutné u každého pacienta posoudit, zda s terapií souhlasí či nikoliv, bez ohledu na etiologii jeho onemocnění (Fundarò et al., 2018, in press).

## 2.6 Výhody a nevýhody

Terapie chůze s využitím robotických technologií s sebou přináší celou řadu výhod, ale také nevýhod. Vařeka, Bednář a Vařeková (2015, s. 171) uvádějí jako první přednost „náhradu fyzické práce terapeuta“. Jak bylo zmíněno již v některé z předchozích podkapitol, manuální terapie byla pro terapeuty fyzicky velmi náročná, a proto ani pro pacienta neměla v podstatě žádný pozitivní přínos. Nicméně, nedá se úplně říct, že by robotická rehabilitace plně nahrazovala práci terapeuta. Kolářová et al. (2019, s. 115) např. uvádějí, že před samotnou terapií robotickým zařízením – v jejich případě prostřednictvím Lokomatu – musí terapeut nejprve zhodnotit míru a úroveň poškození, potenciál obnovení motorických funkcí, očekávaný cíl, míru odlehčení a podporu exoskeletu, a kromě toho také důsledně připravit pacienta i přístroj, což představuje změření pacienta pro zvolení správné velikosti ortéz a délkového nastavení jednotlivých segmentů exoskeletu. V průběhu samotné terapie potom musí neustále dohlížet na bezpečnost chůze, její fyziologii a dostatečnou potenciaci terapie. Tito autoři dále také uvádějí, že nejlepších výsledků není dosaženo pouze samotnou roboticky vedenou terapií, ale její kombinací s dalšími konvenčními rehabilitačními metodami. Aby byla tedy tato výhoda uvedena na pravou míru, RAR nenahrazuje manuální práci fyzioterapeuta, ale poskytuje mu jiný způsob terapie a také jistou míru ulehčení fyzické práce (Kolářová et al., 2019, s. 115; Vařeka, Bednář, Vařeková, 2015, s. 171).

Další výhodou robotické terapie je, že na rozdíl od manuálně vedené terapie jsou parametry chůze zprostředkovávané robotickým systémem stále stejné a standardizované. Mezi ostatní přednosti RAR lze potom zařadit také odlehčení (či naopak) ztížení pohybu pacienta a přesnější dávkování zátěže, možnost vysokého počtu opakování a větší přesnosti trajektorie pohybu, cílená rehabilitace (s využitím virtuální reality) s měřitelnými výsledky, multisenzorická zpětná vazba, a nakonec také motivace pacienta a určitá zaujatost moderní

technikou, tedy alespoň na počátku terapie (Kolářová et al., 2019, s. 115; Vařeka, Bednář, Vařeková, 2015, s. 171).

Co se týče nevýhod tohoto typu terapie, lze mezi ně uvést: vysoká pořizovací cena a náklady na provoz, minimum důkazů o vyšší účinnosti oproti běžné „nerobotické“ rehabilitaci, doba nutná k upnutí pacienta do systému, omezená validita a opakovatelnost měření a možné omezení vlastní aktivity pacienta. Poslední nevýhodou, která zřejmě nejvíce ovlivní pacientovy motorické schopnosti do budoucna, je potom fakt, že robotické systémy se závěsným mechanismem neřeší vůbec, či pouze v omezené míře, posturu a posturální stabilitu daného jedince, což představuje při nácviku chůze velmi významný problém (Vařeka, Bednář, Vařeková, 2015, s. 171).

## Závěr

Bakalářská práce se zabývala tématem roboticky asistované rehabilitace při poruchách chůze. Tento způsob terapie vznikl na základě objevu nových poznatků o neuroplasticitě a v posledních dekadách se těší velkému zájmu široké odborné veřejnosti. Důvodem toho je snaha nacházet stále účinnější způsoby, jak jedincům s poruchami chůze pomoci se zlepšením rovnováhy a schopností chůze a navrátit je tak zpět k plnohodnotnému způsobu života. Proto vznikají v dnešní době stále nové a nové robotické technologie, které uživatelům umožňují nasimulovat fyziologický vzorec chůze a díky častému opakování tento vzorec prostřednictvím motorického učení ukládat do motorické paměti. Pacienti dnes mohou využívat např. robotický systém Lokomat či ReWalk.

Terapie prováděná robotickými zařízeními je zatím stále relativně nová a zkoumání jejího vlivu na schopnosti pacientů teprve v počátcích. Přesto je již nyní možné prokázat její pozitivní přínos, pokud se aplikuje v rámci multimodálního přístupu a ne jen jako pouhá monoterapie. U pacientů po CMP byl např. zjištěn kladný efekt na parametry chůze a schopnost rovnováhy, podobných výsledků bylo dosaženo také u pacientů s DMO. Velký význam má i u pacientů trpících poraněním míchy, jimž umožňuje změnu polohy ze sedu na invalidním vozíku do vertikály. Taktéž se předpokládá, že má tento způsob terapie pozitivní vliv na psychiku pacientů. Veškeré tyto kladné účinky jsou způsobeny pravděpodobně díky multisenzorické zpětné vazbě a měřitelným výsledkům, díky nimž mohou pacienti v průběhu celé terapie vidět své pokroky.

Pohybová léčba s využitím robotických technologií je v současnosti předmětem zkoumání mnoha klinických studií a jsou na ni kladena velká očekávání. V souvislosti s objevováním nových poznatků v oblasti neurofyziologie dochází k jejímu neustálému rozvoji, a proto se dá očekávat, že tato oblast přinese v rámci rehabilitace chůze v budoucnu velké úspěchy.



## Referenční seznam

### Tištěná literatura

BASTLOVÁ, P. 2018. Komplexní/globální pohyby trupu - vývojová řada - aktivity na podložce. In: Bastlová, P. *Proprioceptivní neuromuskulární facilitace*. Dotisk 2. vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. s. 105-112. ISBN 978-80-244-5301-9.

KOLÁŘ, P., LEWITT, K., DYRHONOVÁ, O. 2009. Vyšetřovací postupy zaměřené na funkci pohybové soustavy. In: KOLÁŘ, P. et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. První vydání. Dotisk. Praha: Galén. s. 25-178. ISBN 978-80-7262-657-1.

KOLÁŘOVÁ, B., STACHO, J., KONEČNÝ, P., NAVRÁTILOVÁ, L. 2019. Robotické rehabilitační technologie. In: KOLÁŘOVÁ, B., STACHO, J., JIRÁČKOVÁ, M., KONEČNÝ, P., NAVRÁTILOVÁ, L. *Počítačové a robotické technologie v klinické rehabilitaci*. 2., přepracované a doplněné vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. s. 107-121. ISBN 978-80-244-5403-0.

ŠVEHLA, F. 1950. *Úvod k neurologii chůze*. První vydání. Praha: Zdravotnické nakladatelství Společnosti československých lékařů a vědeckých zdravotních pracovníků J. Ev. Purkyně. 96 s.

### Elektronické zdroje

AUERBACH, N., TADI, P. Updated 2021. *Antalgic Gait in Adults*. StatPearls [Internet] [online]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing, [cit. 5.4.2022]. Dostupné z: [https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK559243/#\\_NBK559243\\_pubdet\\_](https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK559243/#_NBK559243_pubdet_)

BANG, D.-H., SHIN, W.-S. 2016. *Effects of robot-assisted gait training on spatiotemporal gait parameters and balance in patients with chronic stroke: A randomized controlled pilot trial*. NeuroRehabilitation [online]. 38(4), s. 343-349 [cit. 5.5.2022]. ISSN 10538135. Dostupné z: <https://eds.s.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?vid=2&sid=8fcf3245-7a88-41a7-ab34-90a0d1266331%40redis>

BERGER, A., HORST, F., STEINBERG, F., THOMAS, F., MÜLLER-EISING, C., SCHÖLLHORN, W. I., DOPPELMAYR, M. 2019. *Increased gait variability during robot-assisted walking is accompanied by increased sensorimotor brain activity in healthy people*. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation [online]. 16(1) [cit. 5.5.2022]. ISSN 1743-0003. Dostupné z: doi: 10.1186/s12984-019-0636-3

BROŽOVÁ, H. 2020. *Poruchy chůze ve stáří*. Neurologie pro praxi [online]. 22(1), s. 17-20 [cit. 5.4.2022]. Dostupné z: <https://www.solen.cz/pdfs/neu/2021/01/03.pdf>

BUCKLEY, E., MAZZÀ, C., MCNEILL, A. 2018. *A systematic review of the gait characteristics associated with Cerebellar Ataxia*. *Gait & Posture* [online]. 60, s. 154-163 [cit. 5.4.2022]. ISSN 09666362. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.11.024>

CAO, J., XIE, S. Q., DAS, R., ZHU, G. L. 2014. *Control strategies for effective robot assisted gait rehabilitation: The state of art and future prospects*. *Medical Engineering & Physics* [online]. 36(12), s. 1555-1566 [cit. 1.5.2022]. ISSN 13504533. Dostupné z: [doi:10.1016/j.medengphy.2014.08.005](https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2014.08.005)

FUNDARÒ, C., GIARDINI, A., MAESTRI, R., TRAVERSONI, S., BARTOLO, M., CASALE, R. 2018. *Motor and psychosocial impact of robot-assisted gait training in a real-world rehabilitation setting: A pilot study*. *PLOS ONE* [online]. 13(2) [cit. 5.5.2022]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: [doi: 10.1371/journal.pone.0191894](https://doi.org/10.1371/journal.pone.0191894)

*h/p/cosmos: Rehawalk*. *h/p/cosmos sports & medical* [online]. [cit. 1.5.2022]. Dostupné z: <https://www.hpcosmos.com/en/products/medicine-therapy/rehawalk-gait-analysis>

HAYES, S. C., JAMES WILCOX, C. R., FORBES WHITE, H. S., VANICEK, N. 2018. *The effects of robot assisted gait training on temporal-spatial characteristics of people with spinal cord injuries: A systematic review*. *The Journal of Spinal Cord Medicine* [online]. 41(5), s. 529-543 [cit. 5.5.2022]. ISSN 1079-0268. Dostupné z: [doi: 10.1080/10790268.2018.1426236](https://doi.org/10.1080/10790268.2018.1426236)

*Hocoma: Lokomat*. 2022. *Hocoma* [online]. [cit. 1.5.2022]. Dostupné z: <https://www.hocoma.com/solutions/lokomat/>

CHAMBERS, V., ARTEMIADIS, P. 2022. *Repeated Robot-Assisted Unilateral Stiffness Perturbations Result in Significant Aftereffects Relevant to Post-Stroke Gait Rehabilitation* [online]. [cit. 5.5.2022]. Dostupné z: <https://arxiv.org/ftp/arxiv/papers/2203/2203.00727.pdf>

KOENIG, A., XIMENA, O., ZIMMERLI, L., SAPA, M., KREWER, C., BOLLIGER, M., MÜLLER, F., RIENER, R. 2011. *Psychological state estimation from physiological recordings during robot-assisted gait rehabilitation*. *The Journal of Rehabilitation Research and Development* [online]. 48(4), s. 367-386 [cit. 5.5.2022]. ISSN 0748-7711. Dostupné z: [doi: 10.1682/jrrd.2010.03.0044](https://doi.org/10.1682/jrrd.2010.03.0044)

MUNARI, D., CASSINI, S., GANDOLFI, M., SMANIA, N., PICELLI, A., FONTE, C., VARALTA V., BATTISTUZZI, E., MONTAGNOLI, A. P., MODENESE, A., FILIPETTI, M. 2020. *Effects of robot-assisted gait training combined with virtual reality on motor and cognitive functions in patients with multiple sclerosis: A pilot, single-blind, randomized controlled trial*. *Restorative Neurology and Neuroscience* [online]. 38(2), s. 151-164 [cit. 5.5.2022]. ISSN 09226028. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32333564/>

MUTHUKRISHNAN, N., ABBAS, J. J., SHILL, H. A., KRISHNAMURTHI, N. 2019. *Cueing Paradigms to Improve Gait and Posture in Parkinson's Disease: A Narrative Review*. Sensors (Basel) [online]. 19(24), 5468 [cit. 5.4.2022]. ISSN 1424-8220. Dostupné z: doi: 10.3390/s19245468

PAYEDIMARRI, A. B., RATTI, M., RESCINITO, R., VANHAECHE, K., PANELLA, M. 2022. *Effectiveness of Platform-Based Robot-Assisted Rehabilitation for Musculoskeletal or Neurologic Injuries: A Systematic Review*. Bioengineering [online]. 9(4) [cit. 5.5.2022]. ISSN 2306-5354. Dostupné z: doi: 10.3390/bioengineering9040129

PERRY, J. 1992. *Gait analysis: Normal and Pathological Function* [online]. Thorofare, NJ, USA: SLACK Incorporated. [cit. 5.4.2022]. ISBN 978-1-55642-192-1. Dostupné z: [https://www.academia.edu/36136569/\\_Jacquelin\\_Perry\\_MD\\_Gait\\_Analysis\\_Normal\\_and\\_Pat\\_BookFi\\_pdf](https://www.academia.edu/36136569/_Jacquelin_Perry_MD_Gait_Analysis_Normal_and_Pat_BookFi_pdf)

PERRY, J., BURNFIELD, J. M. 2010. *Gait analysis: Normal and Pathological Function* [online]. 2nd ed. Thorofare, NJ, USA: SLACK Incorporated. [cit. 5.4.2022]. ISBN 978-1-55642-766-4. Dostupné z: <https://web.s.ebscohost.com/ehost/ebookviewer/ebook/bmxlYmtfXzI0NTAxMjRfX0FO0?sid=b45dd32e-8875-4c43-a03f-3ced062bd62e@redis&vid=2&format=EB&rid=1>

PIRKER, W., KATZENSCHLAGER, R. 2017. *Gait disorders in adults and the elderly*. Wiener klinische Wochenschrift [online]. 129(3-4), s. 81-95 [cit. 5.4.2022]. ISSN 0043-5325. Dostupné z: doi: 10.1007/s00508-016-1096-4

*ReWalk: More Than Walking*. 2022. ReWalk Robotics [online]. [cit. 1.5.2022]. Dostupné z: <https://rewalk.com/rewalk-faqs/>

SHI, D., ZHANG, W., DING, X., SUN, L. 2020. *Parametric generation of three-dimensional gait for robot-assisted rehabilitation*. Biology Open [online]. Čína: The Company of Biologists, 9(3) [cit. 1.5.2022]. ISSN 2046-6390. Dostupné z: doi: 10.1242/bio.047332

*Stargen EU s.r.o.: Lokomat*. 2008-2022. Stargen EU [online]. [cit. 1.5.2022]. Dostupné z: <https://www.stargen-eu.cz/rehabilitace/lokomocni-terapie/lokomocni-roboticky-asistovana/lokomat-pro/>

*Stargen EU s.r.o.: Motek C-Mill*. 2008-2022. Stargen EU [online]. [cit. 1.5.2022]. Dostupné z: <https://www.stargen-eu.cz/rehabilitace/lokomocni-terapie/lokomocni-trenink-v-odlehcenim/motek-c-mill/>

SWINNEN, E., BECKWÉE, D., MEEUSEN, R., BAEYENS, J.-P., KERCKHOFS, E. 2014. *Does Robot-Assisted Gait Rehabilitation Improve Balance in Stroke Patients? A*

Systematic Review. *Topics in Stroke Rehabilitation* [online]. 21(2), s. 87-100 [cit. 5.5.2022]. ISSN 1074-9357. Dostupné z: <https://doi.org/10.1310/tsr2102-87>

TABORRI, J., PALERMO, E., ROSSI, S., CAPPÀ, P. 2016. *Gait Partitioning Methods: A Systematic Review*. *Sensors* (Basel) [online]. 16(1), 66 [cit. 5.4.2022]. ISSN 1424-8220. Dostupné z: doi: 10.3390/s16010066

TARAKÇI, D., EMİR, A., AVCIL, E., TARAKÇI, E. 2019. *Effect of robot assisted gait training on motor performance in cerebral palsy: a pilot study*. *Journal of Exercise Therapy & Rehabilitation* [online]. 6(3), s. 156-162 [cit. 5.5.2022]. ISSN 2148-8819. Dostupné z: <https://eds.p.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?vid=3&sid=f6119351-0f84-4ea3-afb7-5a3be8df027c%40redis>

VAŘEKA, I., BEDNÁŘ, M., VAŘEKOVÁ, R. 2016. *Robotická rehabilitace chůze*. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie* [online]. Praha: Care Comm, 79/112(2), s. 168-172 [cit. 1.5.2022]. ISSN 1803-6597. Dostupné z: <https://www.csnn.eu/casopisy/ceska-slovenska-neurologie/2016-2-9/roboticka-rehabilitace-chuze-57772>

VAŘEKA, I., JANURA, M., VAŘEKOVÁ, R. 2018. *Kineziologie chůze*. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* [online]. 25, č. 2, s. 81-86 [cit. 5.4.2022]. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/publication/327594975\\_Kineziologie\\_chuze](https://www.researchgate.net/publication/327594975_Kineziologie_chuze)

VÍTEČKOVÁ, S., JIŘINA, M., KRUPÍČKA, R. 2011. *Exoskelety a aktivní ortézy dolních končetin: přehled*. *Pohybové ústrojí. Pokroky ve výzkumu, diagnostice a terapii* [online]. Praha: 18(3+4), s. 194-209 [cit. 1.5.2022]. ISSN 1212-4575. Dostupné z: [http://www.pojivo.cz/pu/PU\\_34\\_2011.pdf](http://www.pojivo.cz/pu/PU_34_2011.pdf)

WHITTLE, M. W. 1991. *Gait Analysis: An introduction* [online]. Oxford: Butterworth-Heinemann. [cit. 5.4.2022]. ISBN 0-7506-0045-4. Dostupné z: <https://web.s.ebscohost.com/ehost/ebookviewer/ebook/bmxlYmtfXzkzMTczNF9fQU41?sid=b45dd32e-8875-4c43-a03f-3ced062bd62e@redis&vid=3&format=EB&rid=2>

ŽARKOVIĆ, D., ŠORFOVÁ, M. 2017. *Neurobiomechanické aspekty roboticky asistované chůze*. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* [online]. 24(1), s. 43-49 [cit. 5.5.2022]. ISSN 1211-2658. Dostupné z: <https://eds.p.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?vid=2&sid=ce225f01-3f34-4dc3-a154-0c27eb813e6f%40redis>

ŽARKOVIĆ, D., ŠORFOVÁ, M., TUFANO, J., KUTÍLEK, P., VÍTEČKOVÁ, S., RAVNIK, D., GROLEGER-SRŠEN, K., CIKAJLO, I., OTÁHAL, J. 2021. *Gait Changes Following Robot-Assisted Gait Training in Children With Cerebral Palsy*. *Physiological*

Research [online]. 70, s. 397-408 [cit. 5.5.2022]. ISSN 1802-9973. Dostupné z: [http://www.biomed.cas.cz/physiolres/pdf/2021/70\\_S397.pdf](http://www.biomed.cas.cz/physiolres/pdf/2021/70_S397.pdf)

## Zdroje obrázků

*h/p/cosmos*: Rehawalk. h/p/cosmos sports & medical [online]. [cit. 1.5.2022]. Dostupné z: [https://www.hpcosmos.com/sites/default/files/styles/produktbild/public/uploads/images/20160524\\_rehawalk\\_mit\\_projektion\\_web.jpg?itok=f9eY3EAZ](https://www.hpcosmos.com/sites/default/files/styles/produktbild/public/uploads/images/20160524_rehawalk_mit_projektion_web.jpg?itok=f9eY3EAZ)

*Hocoma*: Lokomat. 2022. Hocoma [online]. [cit. 1.5.2022]. Dostupné z: <https://hocoma.b-cdn.net/wp-content/uploads/2021/03/LokomatPro-Sensation.png>

Medical EXPO [online]. 2022 [cit. 5.5.2022]. Dostupné z: <https://www.medicalexpo.com/prod/movendo-technology/product-120888-877303.html>

*ReWalk*: More Than Walking. 2022. ReWalk Robotics [online]. [cit. 1.5.2022]. Dostupné z: [https://rewalk.com/wp-content/uploads/2019/05/rewalk-exoskeleton-6\\_0.png](https://rewalk.com/wp-content/uploads/2019/05/rewalk-exoskeleton-6_0.png)

*Stargen EU s.r.o.*: Motek C-Mill. 2008-2022. Stargen EU [online]. [cit. 1.5.2022]. Dostupné z: [https://www.stargen-eu.cz/wp-content/uploads/2021/01/motek\\_11.jpg](https://www.stargen-eu.cz/wp-content/uploads/2021/01/motek_11.jpg)

STÖCKEL, T., JACKSTEIT, R., BEHRENS, M., SKRIPITZ, R., BADER, R., MAU-MOELLER, A. 2015. *The mental representation of the human gait in young and older adults*. *Frontiers in Psychology* [online]. 6 [cit. 5.5.2022]. ISSN 1664-1078. Dostupné z: <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2015.00943>

## Zdroje tabulek

KOLÁŘ, P., LEWITT, K., DYRHONOVÁ, O. 2009. Vyšetřovací postupy zaměřené na funkci pohybové soustavy. In: KOLÁŘ, P. et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. První vydání. Dotisk. Praha: Galén. s. 25-178. ISBN 978-80-7262-657-1.

PERRY, J., BURNFIELD, J. M. 2010. *Gait analysis: Normal and Pathological Function* [online]. 2nd ed. Thorofare, NJ, USA: SLACK Incorporated. [cit. 5.4.2022]. ISBN 978-1-55642-766-4. Dostupné z: <https://web.s.ebscohost.com/ehost/ebookviewer/ebook/bmxlYmtfXzI0NTAxMjRfX0FO0?sid=b45dd32e-8875-4c43-a03f-3ced062bd62e@redis&vid=2&format=EB&rid=1>

VAŘEKA, I., JANURA, M., VAŘEKOVÁ, R. 2018. *Kineziologie chůze*. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* [online]. 25, č. 2, s. 81-86 [cit. 5.4.2022]. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/publication/327594975\\_Kineziologie\\_chuze](https://www.researchgate.net/publication/327594975_Kineziologie_chuze)

## Seznam zkratek

CMP	cévní mozková příhoda
CNS	centrální nervový systém
DK	dolní končetina
DKK	dolní končetiny
DMO	dětská mozková obrna
GC	krokový cyklus
HK	horní končetina
HKK	horní končetiny
IC	počáteční kontakt
ISW	počáteční švih
LR	reakce na zatížení
m.	musculus
mm.	musculi
MS	střed stojné fáze
MSW	střed švihové fáze
PSW	předšvihová fáze
RAR	roboticky asistovaná rehabilitace
RS	roztroušená skleróza
StP	oporná fáze
SwP	švihová fáze
TS	konečný stoj
TSW	konečný švih

## Seznam obrázků

Obrázek 1: Dělení GC .....	i
Obrázek 2: Robotické zařízení ReWalk .....	iii
Obrázek 3: Robotický systém Lokomat .....	iv
Obrázek 4: Robotický systém Zebris Rehawalk.....	v
Obrázek 5: Robotický systém C-Mill.....	vi
Obrázek 6: Rehabilitace systémem Hunova vestoje.....	vii

## **Seznam tabulek**

Tabulka 1: Dělení GC a základní charakteristika jednotlivých období.....	ii
--	----

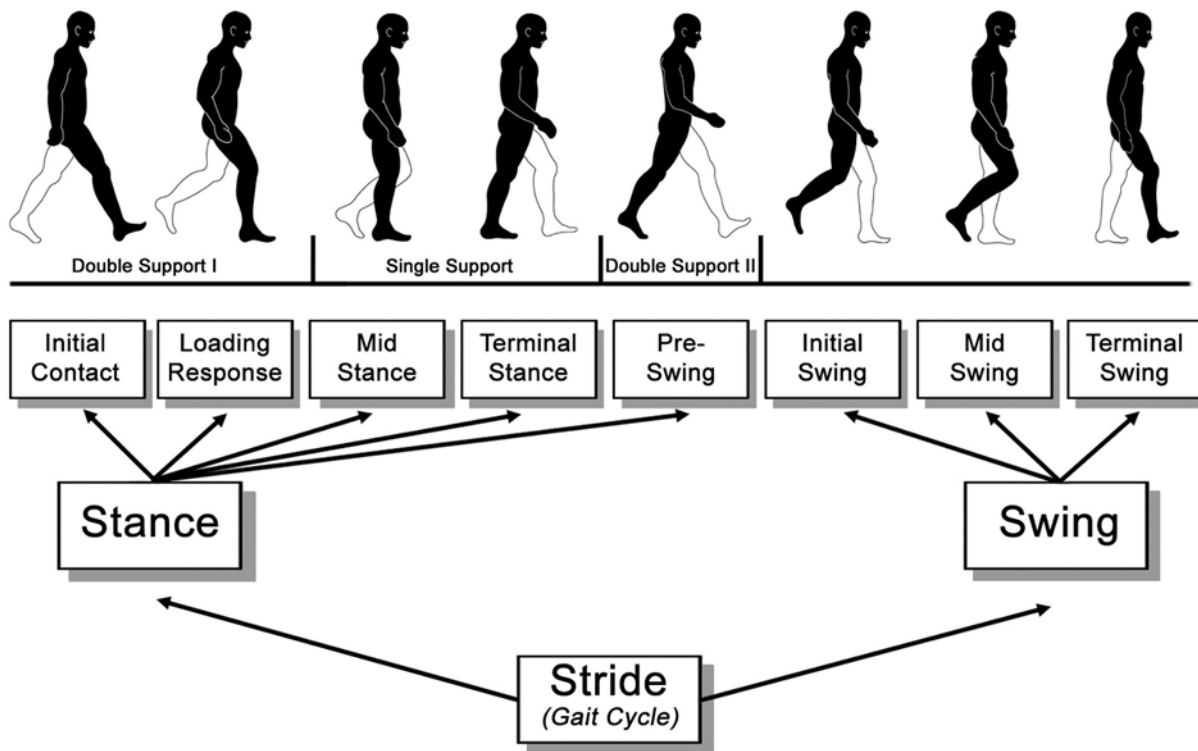


## Seznam příloh

Příloha 1: Obrázek 1 – Krokový cyklus .....	i
Příloha 2: Tabulka 1 – Krokový cyklus.....	ii
Příloha 3: Obrázek 2 – ReWalk.....	iii
Příloha 4: Obrázek 3 – Lokomat.....	iv
Příloha 5: Obrázek 4 – Zebris Rehawalk.....	v
Příloha 6: Obrázek 5 – C-Mill .....	vi
Příloha 7: Obrázek 6 – Hunova .....	vii

# Přílohy

Příloha 1: Obrázek 1 – Krokový cyklus



Obrázek 1: Dělení GC

Zdroj: Stöckel et al., 2015, in press

**Příloha 2:** Tabulka 1 – Krokový cyklus

**Tabulka 1:** Dělení GC a základní charakteristika jednotlivých období

Fáze		Období		Trvání [% GC]	Začátek	Ukončení
Český název	Anglický název + (zkratka)	Český název	Anglický název + (zkratka)			
<b>Oporná</b>	Stance Phase (StP)	<b>Počáteční kontakt</b>	Initial Contact (IC)	0-2	Úder paty	
		<b>Reakce na zatížení</b>	Loading Response (LR)	2-12	Prvotní dotyk DK a podlahy	Plný kontakt plosky s podlahou
		<b>Střed stojné fáze</b>	MidStance (MS)	12-31	Odraz palce kontralaterální nohy	Přenesení hmotnosti těla na přední část chodidla a odlepení paty
		<b>Konečný stoj</b>	Terminal Stance (TS)	31-50	Odvinutí paty	Kontralaterální IC
		<b>Předšvihová fáze</b>	PreSwing Phase (PSW)	50-62	Kontralaterální IC	Zvednutí palce stojné DK
<b>Švihová</b>	Swing Phase (SwP)	<b>Počáteční švih</b>	Initial Swing (ISW)	62-75	Zvednutí nohy z podlahy	Švihová DK na úrovni stojné DK
		<b>Střed švihové fáze</b>	MidSwing (MSW)	75-87	DKK vedle sebe	Vertikální postavení tibie
		<b>Konečný švih</b>	Terminal Swing (TSW)	87-100	Vertikální postavení tibie	Dotek švihové DK s podlahou

Zdroj informací: Kolář et al., 2009, s. 48; Perry, Burnfield, 2010, s. 11-16; Vařeka, Janura, Vařeková, 2018, s. 81-82

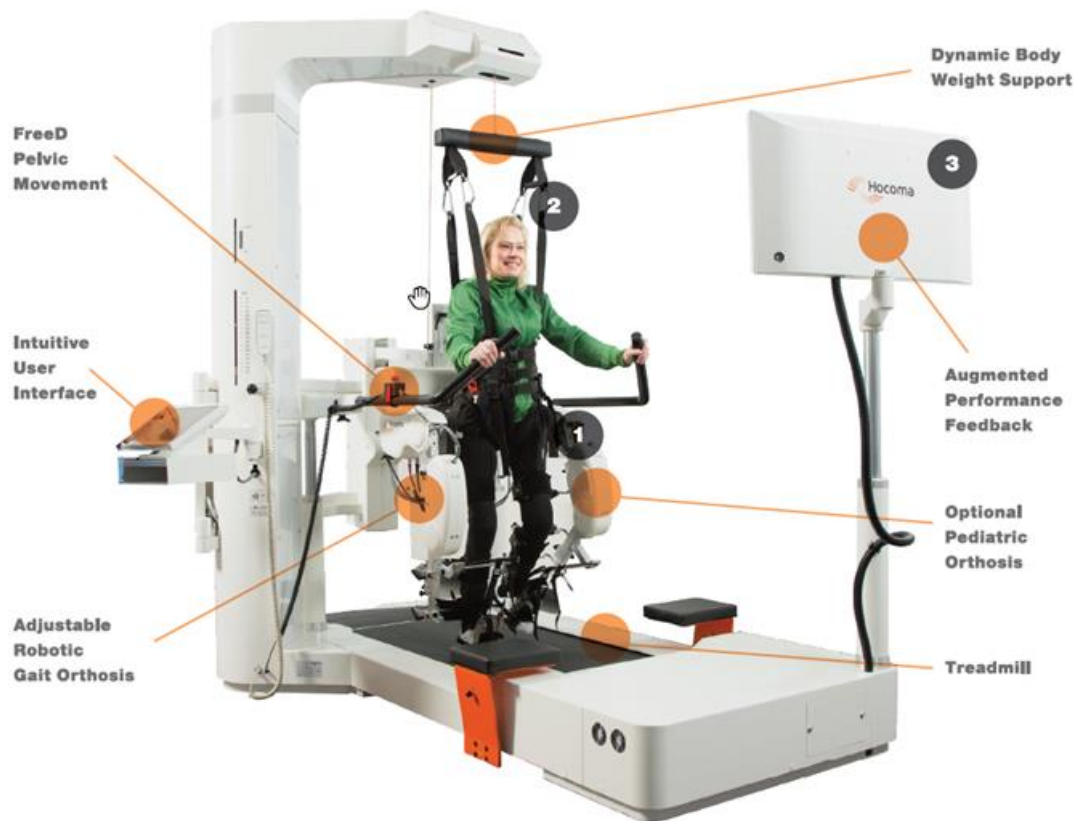
**Příloha 3: Obrázek 2 – ReWalk**



**Obrázek 2:** Robotické zařízení ReWalk

Zdroj: ReWalk Robotics, © 2022

**Příloha 4: Obrázek 3 – Lokomat**



**Obrázek 3:** Robotický systém Lokomat

Zdroj: Hocoma, © 2022

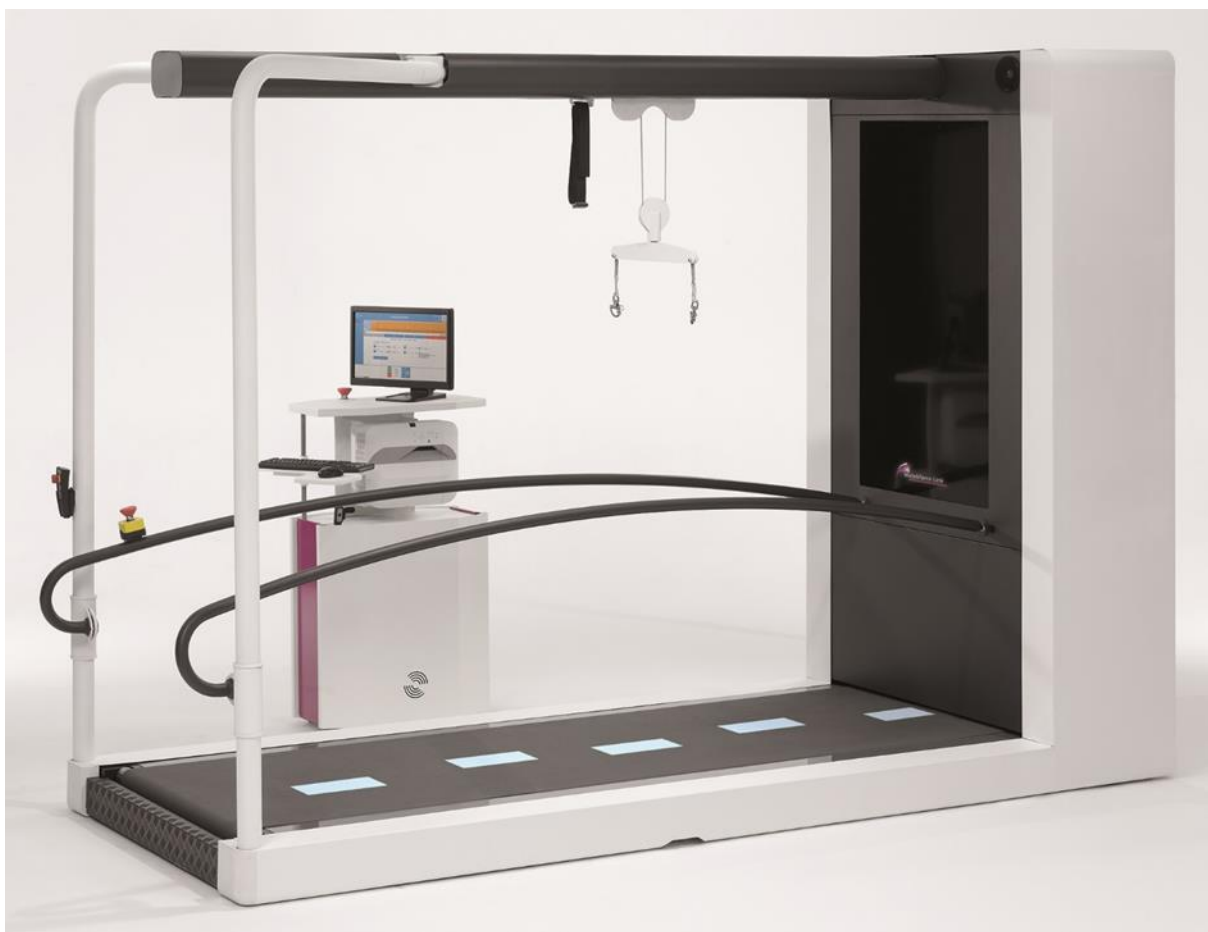
**Příloha 5: Obrázek 4 – Zebris Rehawalk**



**Obrázek 4:** Robotický systém Zebris Rehawalk

Zdroj: © h/p/cosmos sports & medical gmbh

**Příloha 6: Obrázek 5 – C-Mill**



**Obrázek 5:** Robotický systém C-Mill

Zdroj: Stargen EU s.r.o., 2008-2022

**Příloha 7: Obrázek 6 – Hunova**



**Obrázek 6:** Rehabilitace systémem Hunova vestoje

Zdroj: Medical EXPO, © 2022)