



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ  
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ  
ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A  
BIOMECHANIKY

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING  
INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND  
BIOMECHANICS

## POMŮCKY PRO PODPORU CHŮZE - REŠERŠNÍ STUDIE

WALKING AIDS - REVIEW

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE  
BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE  
AUTHOR

ONDŘEJ GAZDA

VEDOUCÍ PRÁCE  
SUPERVISOR

doc. Ing. JIŘÍ KREJSA, Ph.D.

BRNO 2015



Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství

Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky

Akademický rok: 2014/2015

## **ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE**

student(ka): Ondřej Gazda

který/která studuje v **bakalářském studijním programu**

obor: **Základy strojního inženýrství (2341R006)**

Ředitel ústavu Vám v souladu se zákonem č.111/1998 o vysokých školách a se Studijním a zkušebním řádem VUT v Brně určuje následující téma bakalářské práce:

### **Pomůcky pro podporu chůze - rešeršní studie**

v anglickém jazyce:

#### **Walking aids – review**

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Cílem práce je vytvořit rešeršní přehled koncepcí a realizací pomůcek pro podporu chůze u zdravotně postižených a seniorů. Přehled musí zahrnovat zhodnocení jednotlivých přístupů z hlediska realizovatelnosti, technologické i finanční náročnosti, stability a omezujících podmínek prostředí.

Cíle bakalářské práce:

1. Uveďte přehled koncepcí pomůcek pro podporu chůze
2. Uveďte přehled realizovaných projektů pro podporu chůze
3. Navrhněte hodnotící kritéria pro tento typ pomůcek
4. Zhodnoťte jednotlivé koncepce podle navrženého kritéria

Seznam odborné literatury:

Bogue R.: Exoskeletons and robotic prosthetics: a review of recent developments, *Industrial Robot: An International Journal*, 2009

Farris, Quintero, Goldfarb: Preliminary Evaluation of a Powered Lower Limb Orthosis to Aid Walking in Paraplegic Individuals, *Neural Systems and Regabilitia*, vol. 19, no. 6, 2011

Vedoucí bakalářské práce: doc. Ing. Jiří Krejsa, Ph.D.

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2014/2015.

V Brně, dne 18.11.2014

L.S.

---

prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.  
Ředitel ústavu

---

doc. Ing. Jaroslav Katolický, Ph.D.  
Děkan fakulty

## Abstrakt

Tato práce se zabývá pomůckami pro podporu chůze. Exoskelety a aktivní (robotické) ortézy zaznamenaly od svého počátku velký vývoj a mají širokou škálu využití. V této práci se budu věnovat aktivním ortézám, které jsou určeny pro zdravotně postižené a seniory. Popsány jsou koncepce pomůcek a v poslední době realizované projekty. Součástí práce je návrh hodnotících kritérií a zhodnocení jednotlivých koncepcí podle těchto kritérií. Na závěr jsou shrnuty hlavní pokroky ve vývoji a problémy, které je ještě třeba překonat.

**Klíčová slova:** exoskelet, aktivní ortéza, ochrnutí, poranění míchy, rehabilitace

## Abstract

This thesis is focused on walking aids. Exoskeletons and active (robotic) orthosis have achieved great development since its inception and have a large range of application. In this thesis I will focus on active orthosis that are intended for the disabled and the elderly. Described are the concepts of walking aids and recently implemented projects. Part of this thesis is an evaluation criteria proposal and evaluating of each concept according to these criteria. In the end the main developmental progress and problems yet to be overcome are summarized.

**Key words:** exoskeleton, active orthosis, paralysis, spinal injury, rehabilitation

## Bibliografická citace

GAZDA, O. *Pomůcky pro podporu chůze - rešeršní studie*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2015. 29 s. Vedoucí bakalářské práce doc. Ing. Jiří Krejsa, Ph.D.

## Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci na téma „*Pomůcky pro podporu chůze – rešeršní studie*“ vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce doc. Ing. Jiřího Krejso, Ph.D. a s použitím odborné literatury a pramenů uvedených v seznamu použitých zdrojů.

V Brně dne 29. 5. 2015

.....  
Ondřej Gazda

## Poděkování

Tímto bych chtěl poděkovat doc. Ing. Jiřímu Krejsovi, Ph.D. za cenné připomínky a rady při vypracování bakalářské práce. Dále bych chtěl poděkovat rodině za podporu během studia.



# Obsah

1 Úvod.....	10
2 Biomechanika chůze .....	11
3 Přehled koncepcí .....	13
3.1 Pomůcky pro podporu chůze osob schopných samostatné chůze .....	13
3.2 Pomůcky pro podporu chůze osob ochrnutých na dolní končetiny .....	13
4 Realizované projekty .....	14
4.1 ReWalk.....	14
4.1.1 Popis projektu.....	14
4.1.2 Princip pohybu .....	15
4.1.3 Požadavky na uživatele a zdravotní omezení.....	15
4.2 Walking Assist Device with Bodyweight Support Assist.....	16
4.2.1 Popis projektu.....	16
4.2.2 Princip pohybu .....	17
4.2.1 Požadavky na uživatele .....	17
4.3 Walking Assist Device with Stride Management Assist.....	18
4.3.1 Popis projektu.....	18
4.3.2 Princip pohybu .....	19
4.3.3 Požadavky na uživatele .....	19
4.4 Ekso <sup>TM</sup> .....	20
4.4.1 Popis projektu.....	20
4.4.2 Princip pohybu .....	21
4.4.3 Požadavky na uživatele .....	21
4.5 Vanderbilt ortéza .....	22
4.5.1 Popis projektu.....	22
4.5.2 Princip pohybu .....	23
4.5.3 Požadavky na uživatele .....	23
5 Hodnotící kritéria .....	24
5.1 Realizovatelnost .....	24
5.2 Technologická náročnost.....	24
5.3 Finanční náročnost .....	24
5.4 Stabilita.....	24
5.5 Omezující podmínky prostředí.....	24
5.6 Bezpečnost .....	24
6 Zhodnocení koncepcí .....	25
6.1 Pomůcky pro podporu chůze osob schopných samostatné chůze .....	25
6.2 Pomůcky pro podporu chůze osob ochrnutých na dolní končetiny .....	25
7 Závěr.....	26
Seznam použitých zdrojů .....	27
Seznam použitých obrázků a tabulek .....	29

# 1 Úvod

Počátky vývoje exoskeletů a aktivních ortéz sahají do konce šedesátých let 20. století, kdy téměř současně vznikla řada výzkumných skupin v USA a bývalé Jugoslávii. Zpočátku se vývoj orientoval na zařízení zvyšující schopnosti uživatele, určené pro zdravé lidi, často pro vojenské účely. Později byl zaměřen na asistivní technologie pro zdravotně postižené osoby. Navzdory rozdílům v zamýšleném použití, obě skupiny čelí mnoha stejným problémům a omezením, spojených zejména s přenositelností a úzkou koordinací s uživatelem. [1] V této práci se budu věnovat aktivním ortézám dolních končetin určeným pro zdravotně postižené a seniory.

Poranění míchy a následné částečné či úplné ochrnutí patří k nejvíce tělesně a psychicky devastujícím poraněním, které mohou člověka postihnout. Ročně přibývá celosvětově přibližně 92 000 lidí postižených úrazem míchy a v České republice je to přibližně 200-300, nejčastěji v důsledku dopravních nehod a pádů. Průměrný věk v době úrazu míchy je 33,4 let. [2] Kromě snížení pohyblivosti s sebou nese paraplegie další vážné fyziologické potíže, jako svalová atrofie, demineralizace kostí, problémy s kožními onemocněními, zvýšený výskyt zánětu močových cest, svalové křeče, poruchy cévního a lymfatického oběhu, potíže trávicího traktu a sníženou respirační a kardiovaskulární kapacitu. [3] Používání pomůcek pro podporu chůze zvyšuje stupeň pohyblivosti a pomáhá snižovat riziko vzniku těchto zdravotních problémů.

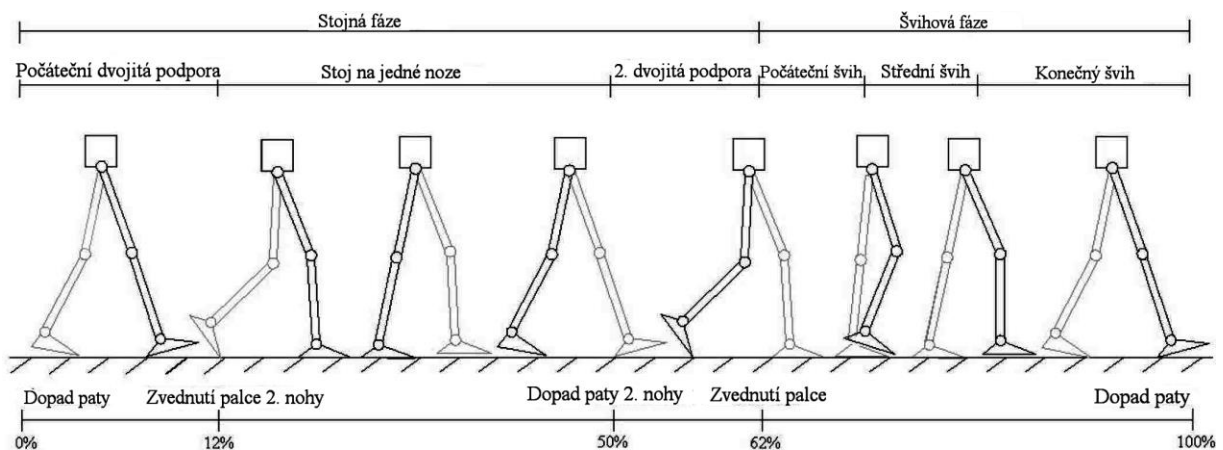
Jako exoskelet je označováno mechanické zařízení, které má antropomorfní tvar, je nošeno uživatelem a pracuje v souladu s jeho pohybem. Většinou se termín exoskelet používá k popisu zařízení, které zvyšuje výkonnost zdravého uživatele. Termín aktivní ortéza je používán pro popis pomůcek pro podporu chůze, které jsou určené pro zdravotně postižené nebo seniory s omezenou nebo žádnou schopností chůze. Tato práce je zaměřena na aktivní ortézy, které poskytují podporu v jednom nebo více kloubech. To zahrnuje jak přivádění a odvádění energie, tak řízené uvolňování energie uložené v pružinách v průběhu chůze.

Na začátku práce je stručně popsána biomechanika lidské chůze, fáze chůze a termíny, které budou později používány. Dále jsou popsány koncepce pomůcek pro podporu chůze a realizované projekty. Cílem práce je navrhnout hodnotící kritéria a podle nich zhodnotit jednotlivé koncepce. V závěru jsou shrnuty hlavní úspěchy ve vývoji exoskeletů a aktivních ortéz a problémy, které je ještě potřeba překonat.

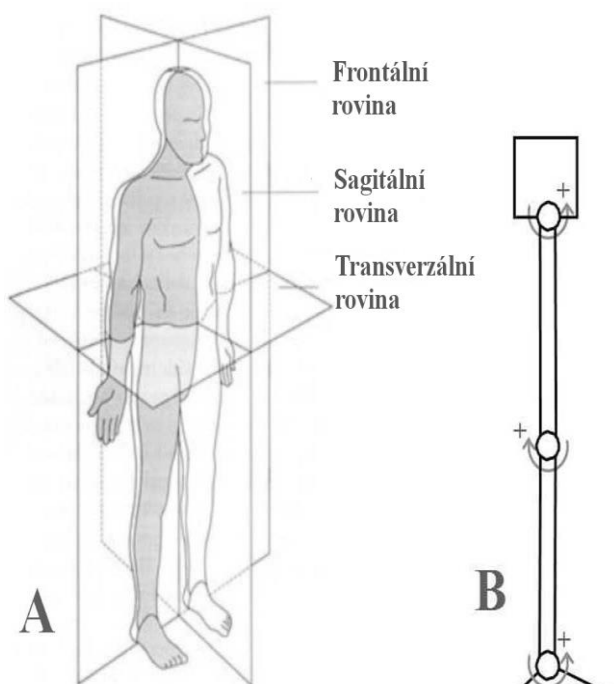
## 2 Biomechanika chůze

Pro návrh pomůcek pro podporu chůze je velmi důležité pochopení biomechaniky chůze. Proto před samotným přehledem koncepcí popíšu základní fáze pohybu a pojmy týkající se chůze.

Obr. 2.1 ukazuje zjednodušený model lidské chůze s termíny, které budou použity v této práci. Načasování označených událostí v průběhu cyklu chůze je orientační a liší se u jednotlivých jedinců a dle okolních podmínek. Jeden cyklus je reprezentován jako doba mezi počátkem (0%) a koncem (100%), který nastává v okamžiku dopadu paty stejné nohy. Dopad paty druhé nohy nastává přibližně v okamžiku 62% cyklu. [1]



Obr. 2.1 Model lidské chůze [1]



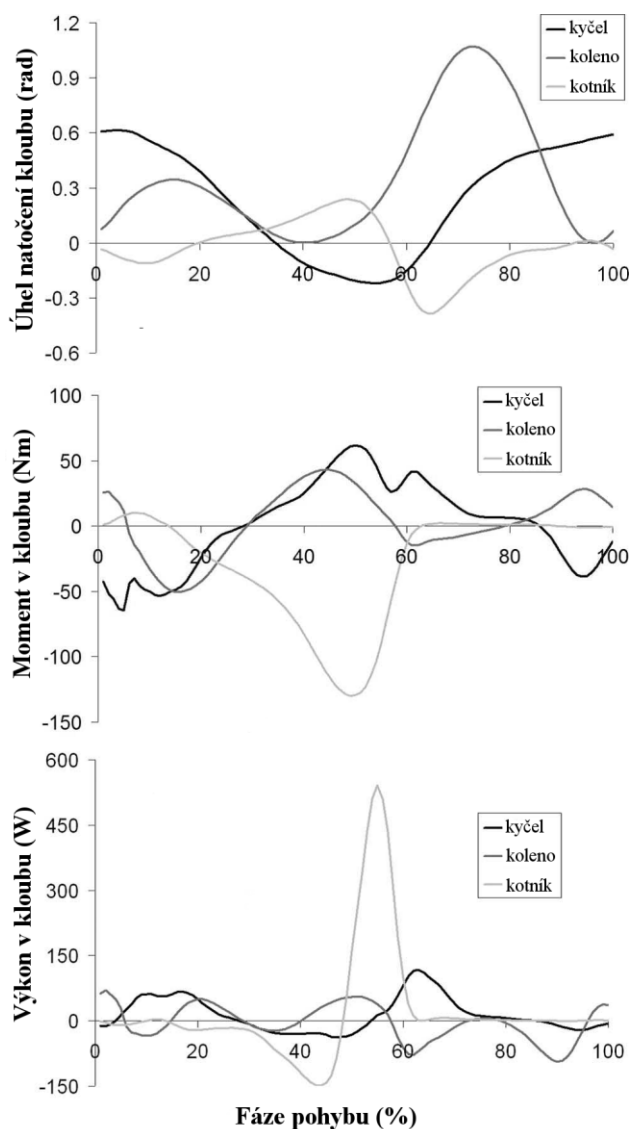
Obr. 2.2 [A] Základní roviny lidského těla  
[B] Kinematické schéma dolní končetiny [1]

Obecně může být dolní končetina považována za mechanismus se sedmi stupni volnosti. Tři stupně volnosti se nacházejí v kyčli, jeden v kolenu a tři v kotníku. Obr. č. 2.2 [A] znázorňuje popis anatomických rovin člověka. Na obr. 2.2 [B] je zobrazen kinematický model nohy v sagitální rovině, která je dominantní rovinou pohybu v průběhu lidské chůze, šipky ukazují kladný směr natočení v daném kloubu. V této práci je pohyb nohy v kloubu v sagitální rovině označován jako flexe (v kladném směru) a jako extenze (v záporném směru). Pohyb kyčle ve frontální rovině je označován jako abdukce (směrem od těla) a addukce. Dále, pohyb kotníku je označován jako everze (od středu těla) a inverze, ohýbání kotníku za ploskou nohy jako plantární flexe a za nártou nohy jako dorzální flexe. Zbývající stupně volnosti v kyčli a kotníku jsou popisovány pouze jako rotace. Tyto pojmy jsou používány k popisu kinematického uspořádání aktivních ortéz v této práci. [1] [4]

Obr. č. 2.3 ukazuje biomechanické údaje zdravého člověka (muž, věk 28, hmotnost 82 kg, délka nohou 0,99 m) pohybujícího se rychlostí 1,27 m/s. Měřen byl úhel natočení kloubu, moment v kloubu a výkon v kloubu v závislosti na fázi pohybu. Experimentální metody použité pro získání těchto údajů jsou popsány v [5]. Naměřené hodnoty se mohou lišit u jednotlivých jedinců, ale podstata dat zůstává stejná.

Pro návrh aktivní ortézy je velice důležitá znalost požadavků na výkon v jednotlivých kloubech. Z měření vyplývá, že zejména při malé rychlosti je výkon v kyčlích kladný nebo blízký nule, výkon v kolenní převážně záporný a výkon v kotníku je rovnoměrně rozdělen mezi kladný a záporný. V ustáleném stavu je celkový výkon jedince blízký nule, jelikož se neprovádí žádná práce a odpor proti pohybu je malý.

Vzhledem k energetice kyčle, kolene a kotníku obsahují aktivní ortézy často prostředky pro přidání výkonu v kyčli, pohlcování výkonu v kolenní (např. brzdu nebo tlumič) a pasivní elastické konstrukce na skladování a uvolňování energie v kotníku. Nicméně při rychlé chůzi nebo chůzi do/ze schodů je povaha výkonu v jednotlivých kloubech jiná. Proto některé aktivní ortézy používají zařízení pro přidání výkonu i v kolenní a kotníku. [1] [6]



Obr. 2.3 Úhel natočení, moment a výkon kloubu v závislosti na fázi

## 3 Přehled koncepcí

Tato část práce se zabývá rozdělením koncepcí pomůcek pro podporu chůze. Jsou zde popsány hlavní rysy jednotlivých koncepcí, jejich hlavní účel a skupiny lidí, pro které je daný typ pomůcek vhodný.

### 3.1 Pomůcky pro podporu chůze osob schopných samostatné chůze

Podmínkou pro používání těchto pomůcek je schopnost uživatele samostatně chodit i bez nich. Poskytují pouze podpornou sílu, která pomáhá uživatelům při chůzi. Hlavními účely těchto pomůcek jsou snížení náročnosti pohybu, zvýšení rozsahu pohybu, případně prodloužení kroku a zrychlení chůze. Mohou také sloužit jako prostředek k rehabilitaci pacientů a postupnému získání schopnosti po úrazu chodit samostatně.

Konstrukce tohoto typu pomůcek je jednodušší, jelikož ortéza nemusí nést celou váhu uživatele. Díky tomu je také lehčí a uživatelé jsou schopni si je samostatně nasadit. Obvykle nezasahují nad úroveň pasu a končí u kolen, nebo podpírají celou nohu až ke kotníkům. Hlavní mechanickou součástí jsou rámy připevněné k nohám uživatele, které přenášejí pomocnou sílu. Ovládání těchto pomůcek je jednoduché a jejich pohyb se většinou řídí podle pohybu uživatele.

### 3.2 Pomůcky pro podporu chůze osob ochrnutých na dolní končetiny

Uživatelé těchto pomůcek nejsou schopni ovládat své dolní končetiny a jsou při chůzi zcela odkázáni na pomoc zařízení. Hlavním účelem je umožnit osobám odkázaným na invalidní vozík chodit.

Konstrukce těchto pomůcek je složitější a robustnější, protože zařízení musí být schopné unést vlastní váhu a k tomu váhu uživatele. Tak jako u předchozího typu pomůcek jsou hlavní mechanickou součástí rámy nohou, které jsou ale vždy po celé délce nohou. Zařízení většinou podpírají celou nohu včetně kotníku a chodidla a končí až v oblasti hrudníku. Pro větší stabilitu jsou současně s ortézou používány i berle. Uživatel je k ortéze připoután pomocí popruhů po celé délce těla a není schopen si ji sám nasadit. Systém ovládání těchto pomůcek je složitější, jelikož uživatel sám není schopen pohybu dolních končetin, který by inicioval pohyb ortézy. Ten se tak řídí pomocí přednastavených vzorů chůze, které uživatel určitým způsobem vybírá. Vzhledem ke složitosti ovládání je rychlost chůze s těmito pomůckami mnohem menší oproti prvnímu typu.

## 4 Realizované projekty

### 4.1 ReWalk

#### 4.1.1 Popis projektu

ReWalk je systém vyvinutý firmou ReWalk Robotics, umožňující samostatný pohyb osobám neschopným chůze po úrazu míchy. Ortéza je určena pro každodenní použití v různých prostředích jako domácnost, práce nebo venkovní prostory a je schopna provozu na různém povrchu.

Momentálně existují 2 verze produktu. ReWalk Rehabilitation je verze určená pro prostředí kliniky pro rehabilitaci a pro vyhodnocení schopnosti pacientů využívat ortézu v budoucnosti samostatně. ReWalk Personal je určen pro každodenní používání uživatelem. Má certifikaci FDA (Food and Drug Administration) v USA, CE v Evropě včetně Turecka a licenci v Kanadě, takže je možné volně je prodávat v těchto oblastech. Obě varianty mají jednoduše nastavitelnou délku i šířku. [7]

ReWalk se skládá z pevných podpor nohou a pánve, počítačem řízených, na sobě nezávislých motorů v úrovni kyčle a kolene, akumulátorů a řídicího počítače, neseného na zádech v batohu. Kotníky jsou podpírány pomocí dvouosých kloubů s nastavitelným rozsahem pohybu a nastavitelnými pružinami, pomáhajícími s dorzální flexí. Ortéza je vybavena polstrováním v oblasti stehen a lýtek pro pohodlné nošení. Uživatele zabezpečují v exoskeletu boty a pásy na suchý zip v oblasti dolních končetin, pasu a hrudníku. Výdrž hlavní baterie je 3-4 hodiny při nepřetržité chůzi a při občasném chození až celý den. Záložní baterie má výdrž 20 minut, což je dostatečná doba k tomu, aby se uživatel dostal ke zdroji energie. Hmotnost exoskeletu činí 21 kg. Cena ortézy je \$69,500 (přibližně 1 737 500 Kč). [7] [8]



Obr. 4.1 Popis součástí systému ReWalk [9]

### 4.1.2 Princip pohybu

Systém ReWalk umožňuje uživateli chůzi po rovině, zatáčení, chůzi do/ze schodů a také pohyb ze sedu do stoje a naopak. Ortéza je používána spolu s berlemi, které zaručují větší stabilitu. Rychlost chůze po rovině dosahuje až 2,2 m/s. Druh pohybu uživatel vybírá pomocí dálkového ovladače připevněného na zápěstí, který bezdrátově komunikuje s počítačem. Uživatelé mohou plně kontrolovat svou chůzi pomocí pohybu trupu a změnou polohy těžiště. Senzory zaznamenávají tyto změny, určují úhel natočení trupu a generují přednastavenou změnu polohy kyčle a kolene (úhel a čas), která vede k provedení kroku. Nastavení změny polohy kloubů v závislosti na čase je dáno pomocí uživatelsky přátelského softwaru, který slouží k zajištění co nejpřirozenějšího stylu chůze. Software také kontroluje možnost pádu při vstávání a to pomocí nastavení maximálního rozdílu naměřených úhlů v daný okamžik a očekávaných hodnot. [9] [10]



Obr. 4.2 Použití systému ReWalk při chůzi po rovině [10]

### 4.1.3 Požadavky na uživatele a zdravotní omezení

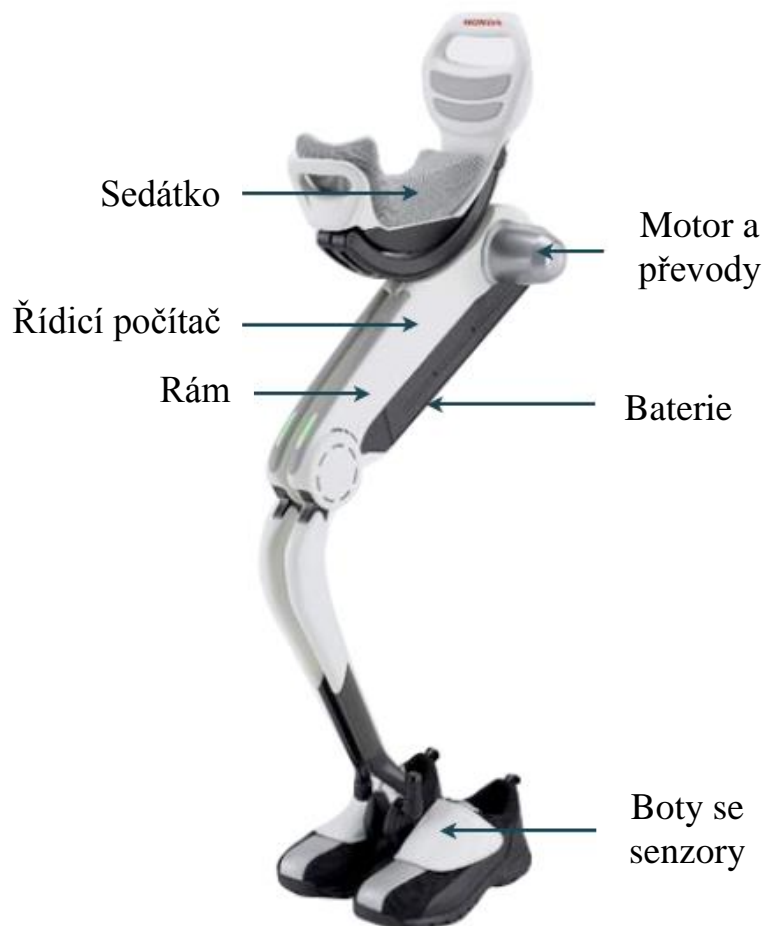
Hlavní podmínkou pro používání exoskeletu je schopnost používat paže a ramena (schopnost používat berle). Uživatel musí být vysoký od 160 do 190 cm a vážit maximálně 100 kg. Z medicínského hlediska jsou to zdravý kardiovaskulární systém, dobrá hustota kostí a doba od poranění páteře minimálně 6 měsíců. Před používáním ortézy musí uživatelé podstoupit asi 13 sezení, na kterých se naučí systém ovládat. [7]

## 4.2 Walking Assist Device with Bodyweight Support Assist

### 4.2.1 Popis projektu

Walking Assist Device with Bodyweight Support Assist je prototyp vytvořený firmou Honda. Jedná se o pomůcku pro podporu chůze, která je určena pro uživatele, kteří mají stále schopnost pohybu. Pomůcka pomáhá podpírat tělo uživatele a tím redukuje zatížení působící na jeho svaly a klouby při chůzi i ve stoje.

Ortéza má jednoduchou konstrukci, která se skládá ze sedátka, rámu, počítačem řízených motorů a bot. Řídicí počítač a akumulátory jsou zabudované v rámu. Umístění rámu na vnitřní strany nohou snižuje požadované nároky na uživatele a tím dělá její ovládání jednodušší. Uživatel není k ortéze nijak připevněn, před použitím stačí nastavit správnou výšku sedátka a obout si boty. Existují 3 velikosti ortézy, rozdělené podle výšky uživatele: malá (160 cm), střední (170 cm) a velká (180 cm). Všechny velikosti se dají nastavovat v rozmezí  $\pm 5$  cm. Udávaná výdrž lithium-iontových baterií je 2 hodiny. Hmotnost zařízení včetně bot a baterií je 6,5 kg. [11] [12]



Obr. 4.3 Popis součástí zařízení Walking Assist Device with Bodyweight Support Assist [11]



### 4.2.2 Princip pohybu

Ortýza podpírá uživatele při chui po rovině, do/ze schodů a také při astenem drepni. Při-rozené chuze je dosaženo změnou množství pomáhající síly působící na pravou a levou nohu, a to prostrednictvim rizeni motorů na základě informací ziskanych pomocí senzorů, zabudo-vanych v botách zaizeni. Ortéza pouiva mechanismus, který zaručuje, že sedátko a rám sle-duji pohyb těla a nohou, takže podpírající síla směruje do těžiště uživatele, stejne jako při-rozené chuze bez ortézy. [12] [13]



Obr. 4.4 Použití ortézy Walking Assist Device with Bodyweight Support Assist při chuze do schodů [12]

### 4.2.1 Požadavky na uživatele

Nejduleitejsi je schopnost uživatele samostatne chodit i bez ortézy a vyška v rozsahu od 155 do 185 cm. [11]

## 4.3 Walking Assist Device with Stride Management Assist

### 4.3.1 Popis projektu

Walking Assist Device with Stride Management je další prototyp firmy Honda. Jedná se o lehké, nositelné zařízení vytvořené pro lidi s oslabenými svaly v nohou, kteří jsou ale stále schopni samostatné chůze. Zařízení uživatelům ulehčuje chůzi, zvyšuje možnosti jejich pohybu a je vhodné například pro rehabilitaci po úrazu.

Ortéza má jednoduchý design, který se skládá z hlavního rámu umístěného okolo pasu, obsahujícího akumulátory a řídicí počítač, motorů, senzorů a stehenních rámců. Ploché stejnosměrné motory s elektrickou komutací jsou umístěny na stranách pasu a spojují hlavní rám se stehenními rámy. Na stejném místě jdou umístěny také senzory, zaznamenávající natočení kyčle v sagitální rovině. Stehenní rámy jsou umístěny z vnější strany steh a jsou k uživateli připevněny pomocí nastavitelných pásů. Zařízení má tři velikosti, které se určují podle vzdálenosti mezi motory: malá (312 mm), střední (342 mm) a velká (372 mm). Hmotnost zařízení je 2,5 kg. Poháněno je lithium-iontovou baterií (22.2V-1Ah) s uváděnou výdrží přibližně 2 hodiny při rychlosti chůze 4,5 km/h. [14]

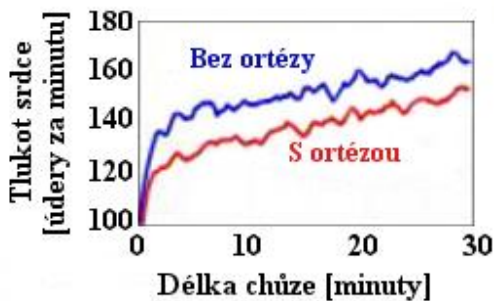


Obr. 4.5 Popis součástí zařízení Walking Assist Device with Stride Management [14]

### 4.3.2 Princip pohybu

Ortýza usnadňuje pohyb při chůzi po rovině, zatáčení i chůzi do/ze schodů. Zařízení shromažďuje senzory zaznamenané informace o chůzi jedince a řídicí počítač pomocí nich určuje, kolik podpůrné síly je v dané fázi chůze potřeba. To umožňuje uživatelům prodloužit krok a regulovat tempo jejich chůze, díky čemuž se pro ně stává pohyb snadnějším. Pohyb ortýzy se řídí fyzickou aktivitou uživatele a proto je přirozený a nenutí uživatele k pohybu, který nechce. Snížení náročnosti chůze je patrné z porovnání naměřené tepové frekvence při pohybu s ortézou a bez ní, které můžeme vidět na obr. 4.6. Nejvíce uživatel pociťuje pomoc zařízení při chůzi po schodech s vysokými stupni nebo při děláni dlouhých kroků, pohyb je ale stále přirozený. Ortýza ale nezvyšuje rychlost běhu zdravého člověka nebo výšku skoku, jelikož jejím účelem je snížení námahy, ne zvýšení síly. [15] [16]

Kromě podpory při chůzi pomáhá ortýza budovat svalovou hmotu a trénovat správné držení těla. Tím se postupně prodlužuje délka kroku uživatele i při chůzi bez ortýzy, jak můžeme vidět na obr. 4.7. Zařízení tak může pomoci uživatelům při rehabilitaci po úrazu až do té doby, kdy ho dále nebudou potřebovat. [15]



Obr. 4.6 Porovnání tepové frekvence při chůzi do svahu (15°) s ortézou a bez ní [15]



Používání zvětšuje délku kroku i při chůzi bez ortézy

Obr. 4.7 Prodloužení kroku po 3 měsících při používání ortézy dvakrát týdně [15]

### 4.3.3 Požadavky na uživatele

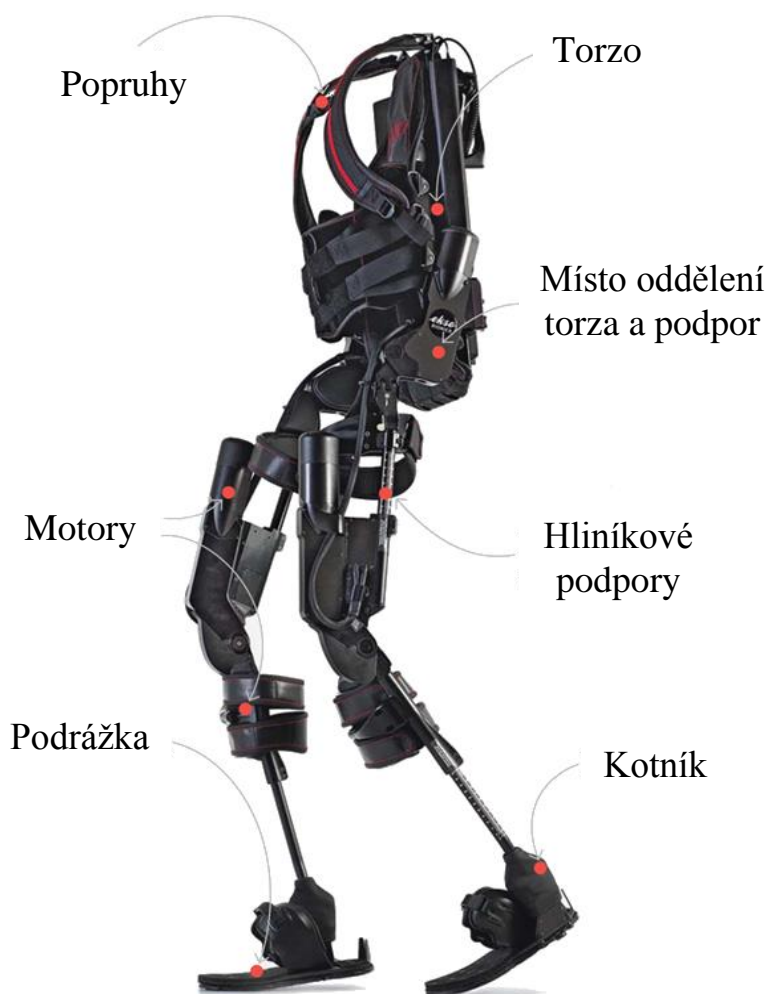
Nejdůležitější je schopnost uživatele samostatně chodit i bez ortýzy a šířka pasu, která přibližně odpovídá jedné z velikostí. [14]

## 4.4 Ekso<sup>TM</sup>

### 4.4.1 Popis projektu

Ekso<sup>TM</sup>, dříve eLEGS je nositelný bionický oblek vytvořený firmou Ekso Bionics, který umožňuje přirozenou chůzi osobám s jakýmkoliv rozsahem oslabení dolních končetin. Zařízení je určeno pro použití pod lékařským dohledem u osob s různým stupněm ochrnutí nebo hemiparézou v důsledku neurologických stavů, jako je mrtvice, poranění páteře, traumatický úraz mozku a další. [17]

Hlavní součástí obleku jsou hliníkové stehenní a lýtkové podpory a počítačem řízené elektrické servomotory v úrovni kyčle a kolene. Senzory poskytují zpětnou vazbu, pomocí které mohou motory regulovat flexi a extenzi v kloubu v každém okamžiku. Zařízení přenáší svou váhu přes hliníkové podpory do podrážek, které jsou spojené s podporami jednoduchým čepovým kloubem v oblasti kotníku vyrobeným pro větší pevnost z titanu. Podpory jsou v horní části připevněny k torzu, jehož zadní část slouží k úschově lithium-iontových baterií a počítače, který komunikuje s 38 senzory obleku. Torzo a spodní část obleku jsou pro snadnější nasazování oddělitelné. Zařízení se nosí na oblečení a uživatel je k němu připevněn pomocí pásů těsně pod kyčlí a kolenem, což zaručuje přirozený ohyb nohy. Trup je pro větší stabilitu zajištěn popruhy přes ramena. Oblek je vhodný pro uživatele s výškou v rozmezí 157,5 – 188 cm a váhou do 100 kg. Výdrž baterie je 3 – 4 hodiny nepřetržité chůze. Hmotnost zařízení činí 23 kg. Cena zařízení je \$130,000 (přibližně 3 250 000 Kč). [17] [18]



Obr. 4.8 Popis součástí obleku Ekso<sup>TM</sup> [17]

#### 4.4.2 Princip pohybu

Ekso<sup>TM</sup> umožňuje chůzi po rovině a pohyb ze sedu do stoje a naopak. Maximální rychlost chůze je 3,2 km/h. Pro větší stabilitu používají uživatelé při chůzi berle. Oblek se využívá při rehabilitaci. Zpočátku fyzioterapeut ovládá ovládací panel pro naprogramování požadovaných parametrů chůze, jako jsou rychlost a délka kroku a také kontroluje vstávání, sedání a zahájení chůze. V další fázi kontroluje pohyb sám pacient pomocí tlačítek na berlách. V poslední fázi dosahuje pacient provedení kroku pomocí posunutí boků dopředu, zařízení rozpozná, že je ve správné poloze a provede krok. [19] [17]

#### 4.4.3 Požadavky na uživatele

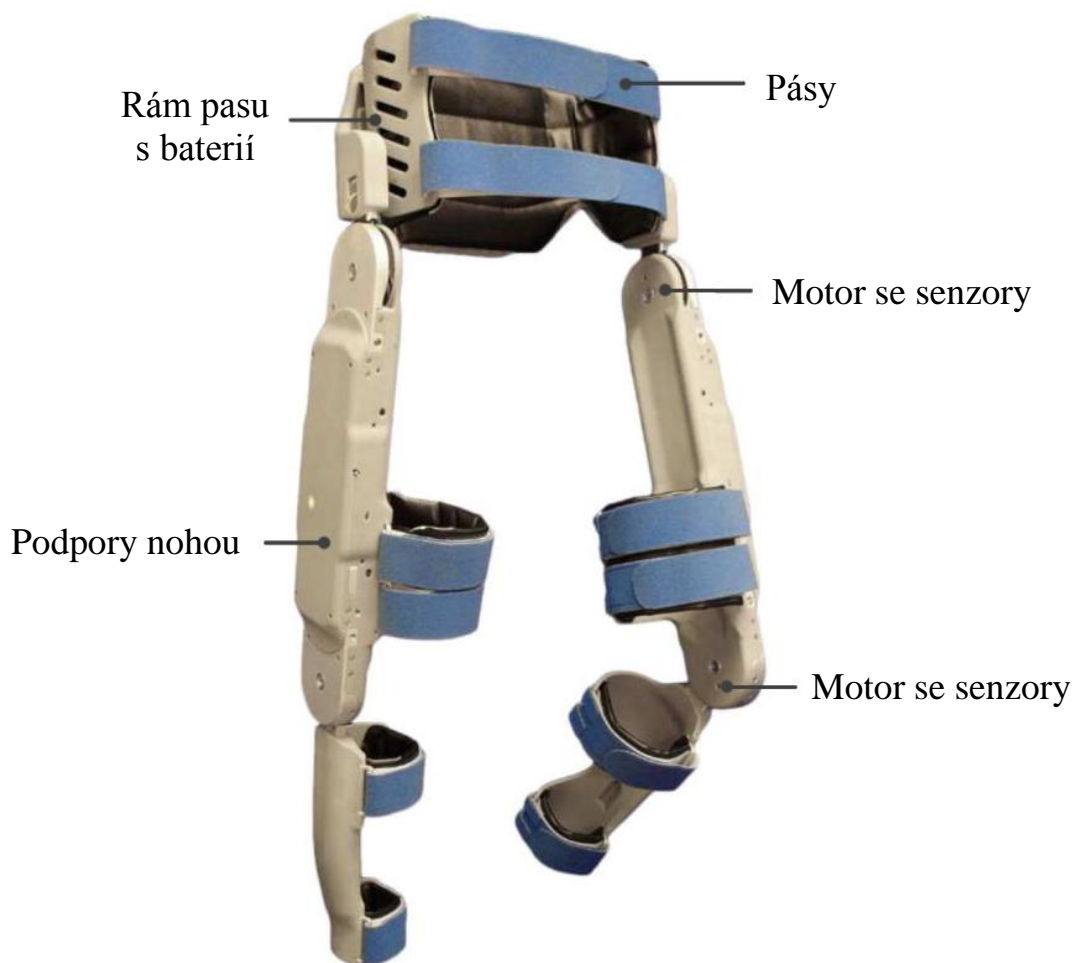
Aby mohl pacient používat oblek, musí nejprve přinést lékařskou zprávu. Poté následuje kompletní fyziologické vyšetření, které trvá přibližně hodinu. Při něm fyzioterapeut vyhodnocuje klíčové požadavky na použití, včetně rozsahu pohybu, svalové síly a spasticity. Dalším požadavkem je výška pacienta v rozmezí nastavitelnosti obleku a váha do 100 kg. [17]

## 4.5 Vanderbilt ortéza

### 4.5.1 Popis projektu

Vanderbilt ortéza je aktivní ortéza dolních končetin, která má za cíl poskytnout pomoc při chůzi osobám s poraněním míchy tím, že poskytuje v sagitální rovině pomocné momenty v koleni a kyčli.

Ortéza je vyrobena z kompozitu tvořeného termoplastem vyztuženým hliníkovými vložkami. Hlavní mechanickou součástí jsou podpory nohou a stejnosměrné motory s elektrickou komutací umístěné v oblasti kolene a kyčle. Lithium-polymerová baterie (29,6 V; 3,9 Ah) je umístěna v rámu v oblasti pasu. Řídicí systém obsahuje modul pro správu napájení, výpočetní modul, modul rozhraní senzorů, výkonovou elektroniku a komunikační elektroniku sloužící ke komunikaci mezi jednotlivými komponenty a hostitelským počítačem. Komponenty jsou umístěny v rámu pasu a stehenních rámech. Důležitými senzory ortézy jsou potenciometry v kolenních a kyčelních kloubech a akcelerometry ve stehenních rámech. Ortéza je rozebíratelná na 3 části: levou a pravou nohu a rám pasu. Uživatel je k zařízení připevněn pomocí dvou pásů upevněných kolem lýtky, jednoho pásu kolem stehna a dvou pásů v oblasti pasu. Pásy jsou kvůli rozložení tlaku polstrované tak, aby nedošlo k oděru kůže. Výdrž baterie je 1 hodina při nepřetržité chůzi rychlostí přibližně 0,8 km/hod. Může být ale v budoucnosti jednoduše navýšena zvětšením velikosti baterie. Při její dvojnásobné velikosti by se hmotnost zařízení zvýšila ze současných 12 kg na 12,7 kg. [20]



Obr. 4.9 Popis součástí Vanderbilt ortézy [20]

#### 4.5.2 Princip pohybu

Ortéza umožňuje chůzi po rovině, chůzi do/ ze schodů a pohyb ze sedu do stoje a naopak. Druh pohybu určuje uživatel pomocí slovního příkazu. Ortéza je určena k používání v kombinaci se standardní kotníkovou ortézou, která poskytuje podporu v oblasti kotníku a zabraňuje poklesu chodidla při švihové fázi chůze. Větší stabilitu zajišťuje používání berlí spolu s ortézou. Součástí ortézy jsou brzdy, které uzamykají kolenní klouby v případě výpadku proudu. Brzdy jsou tvořeny pružinovým solenoidem, který při výpadku proudu zajišťuje torzní odpor v konfiguraci bubnové brzdy. Brzdy jsou uzamčeny během stojné fáze a jsou uvolněny při švihové fázi a při vstávání a sedání. Kyčelní klouby brzděny nejsou, takže je uživatel při výpadku proudu zabezpečen proti pádu, ale není naprosto znehybněn. [20]

Natočení kloubů při jednotlivých pohybech se řídí podle předem naprogramovaných trajektorií. Ty byly naprogramovány podle biomechaniky zdravého člověka při chůzi s ortézou. Rozsah natočení kloubu v kyčli je  $105^\circ$  při flexi a  $30^\circ$  při extenzi. Rozsah natočení kolenního kloubu je  $105^\circ$  při flexi a  $10^\circ$  při extenzi. Addukce a abdukce v kyčli jsou kontrolovány, aby při chůzi nedošlo k překřížení nohou. [20]

#### 4.5.3 Požadavky na uživatele

Použití ortézy není nijak ovlivněno výškou nebo váhou uživatele, jelikož se musí rozměrově upravit pro každého uživatele. Hlavním důvodem je, aby obzvláště v sagitální rovině byly středy otáčení kloubů ortézy přibližně soustředné se středy otáčení kolene a kyčle a aby šířka rámu pasu odpovídala šířce pasu uživatele. [20]

## 5 Hodnotící kritéria

V této části práce jsou navržena kritéria pro hodnocení jednotlivých koncepcí pomůcek pro podporu chůze a každému je přiřazen stupeň důležitosti 1 – 5 (nedůležité – nejdůležitější) při posuzování koncepcí.

### 5.1 Realizovatelnost

Hodnocení koncepce z hlediska realizovatelnosti, dostupnosti technologií a vhodných materiálů potřebných k vývoji dané koncepce pomůcek. Toto kritérium je jedno z nejdůležitějších.

Stupeň důležitosti: 5

### 5.2 Technologická náročnost

Hodnocení koncepce z hlediska technologické náročnosti výroby zařízení. S vyšší technologickou náročností souvisí také vyšší finanční náročnost a vyšší míra poruchovosti, proto je toto kritérium důležité.

Stupeň důležitosti: 4

### 5.3 Finanční náročnost

Hodnocení koncepce vzhledem k ceně a finanční dosažitelnosti pro uživatele. Toto kritérium není tak směrodatné vzhledem k tomu, že cena zařízení, popsaných v této práci nebyla vždy uvedena. Také se cena zařízení bude v budoucnosti měnit, proto se toto kritérium vztahuje jen na současné období.

Stupeň důležitosti: 3

### 5.4 Stabilita

Hodnocení koncepce z hlediska stability při používání uživatelem a případná nutnost dalších stabilizačních pomůcek jako například berlí. S používáním berlí souvisí i nemožnost používat ruce během chůze k jiné činnosti, proto je toto kritérium také důležité.

Stupeň důležitosti: 4

### 5.5 Omezující podmínky prostředí

Hodnocení koncepce vzhledem k použitelnosti na různém povrchu a v různých prostředích. Jako například schopnost pracovat při chůzi po rovině, po šikmé ploše a do/ze schodů. Toto kritérium je důležité, protože určuje, jestli se může uživatel pohybovat i v prostorách bez bariérového přístupu.

Stupeň důležitosti: 4

### 5.6 Bezpečnost

Hodnocení koncepce z hlediska zajištění bezpečnosti uživatele při používání zařízení. Jedná se o velice důležité kritérium, protože bezpečnost a zdraví uživatele jsou na prvním místě.

Stupeň důležitosti: 5



## 6 Zhodnocení koncepcí

V této části jsou zhodnoceny koncepce pomůcek pro podporu chůze z hlediska navržených kritérií. V tabulce 6.1 jsou realizovaným projektům přiřazeny hodnoty 1 – 10 podle splnění daného kritéria a následně vynásobeny stupněm důležitosti kritéria.

### 6.1 Pomůcky pro podporu chůze osob schopných samostatné chůze

Pomůcky pro podporu chůze osob schopných samostatné chůze mají jednodušší konstrukci, jelikož jsou jejich uživatelé schopni samostatně stát a nehrozí nebezpečí pádu, proto nemusí ortéza zajišťovat jejich stabilitu. Při používání těchto pomůcek proto také není nutné používání dalších stabilizačních příslušenství, jako jsou berle. Díky tomu jsou z technologického hlediska jednodušší na výrobu a tím také pravděpodobně méně náročné z finančního hlediska. Dalším důvodem menší technologické a finanční náročnosti je jednodušší ovládání, které se většinou řídí podle pohybu uživatele. Ortézy jsou schopné pohybu po většině povrchů a v různých prostředích, jako je chůze po rovině, po šikmé ploše nebo do/ze schodů. Tato koncepce pomůcek pro podporu chůze je realizovatelná, o čemž svědčí již realizované projekty.

### 6.2 Pomůcky pro podporu chůze osob ochrnutých na dolní končetiny

Pomůcky pro podporu chůze osob ochrnutých na dolní končetiny jsou oproti předchozí skupině složitější zařízení. Hlavním důvodem je neschopnost uživatelů pohybovat se a stát samostatně, což znesnadňuje ovládání a udržení stability. Z důvodu větší stability se používají další pomůcky jako berle nebo standartní kotníková ortéza u zařízení, které nepokrývají oblast kotníku. Tyto aktivní ortézy většinou zasahují nad pas uživatele, kvůli zabezpečení jeho větší stability a zajištění v ortéze. Zařízení z této skupiny jsou technologicky a také finančně náročnější, zejména kvůli použití velkého množství senzorů a složitosti řídicích systémů. Také je u nich složitější zajištění bezpečnosti, vzhledem k větší možnosti pádu. Ortézy jsou obvykle schopné pohybu po rovině, do/ze schodů a vstávání a sedání. Stejně jako u předchozí skupiny je i tady několik realizovaných projektů.

Tab. 6.1 Zhodnocení realizovaných projektů

	ReWalk	W. A. D. with Bodyweight Support Assist	W. A. D. with Stride Management As- sist	EksoTM	Vanderbilt
<b>Realizovatelnost</b>	10	10	10	10	10
x stupeň důležitosti	<b>50</b>	<b>50</b>	<b>50</b>	<b>50</b>	<b>50</b>
<b>Technologická náročnost</b>	10	7	6	10	10
x stupeň důležitosti	<b>40</b>	<b>28</b>	<b>24</b>	<b>40</b>	<b>40</b>
<b>Finanční náročnost</b>	8	-	-	10	-
x stupeň důležitosti	<b>24</b>	-	-	<b>30</b>	-
<b>Stabilita</b>	5	10	10	5	5
x stupeň důležitosti	<b>20</b>	<b>40</b>	<b>40</b>	<b>20</b>	<b>20</b>
<b>Omezující pod- mínky prostředí</b>	10	10	10	7	10
x stupeň důležitosti	<b>40</b>	<b>40</b>	<b>40</b>	<b>28</b>	<b>40</b>
<b>Bezpečnost</b>	9	10	10	8	9
x stupeň důležitosti	<b>45</b>	<b>50</b>	<b>50</b>	<b>40</b>	<b>45</b>

## 7 Závěr

Exoskelety a aktivní ortézy, kterými jsem se v této práci zabýval, zaznamenaly od svého počátku velký vývoj. Přes počáteční vojenské využití až po současnost, kdy je díky technologickému pokroku umožněno osobám odkázaným na invalidní vozík znovu chodit.

V první části práce jsem se zabýval biomechanikou lidské chůze, která je důležitým faktorem při vývoji aktivních ortéz a je základem pro dosažení přirozené chůze při používání těchto pomůcek.

V další části jsem se zabíral rozdělením koncepcí pomůcek pro podporu chůze. Popsal jsem jejich hlavní rysy, jejich hlavní účel a skupiny lidí, pro které je daný typ pomůcek vhodný. Dále jsem uvedl v nedávné době realizované projekty aktivních ortéz z obou skupin a popsal jejich konstrukci, princip pohybu a požadavky na uživatele.

Poslední část obsahuje návrh kritérií pro hodnocení jednotlivých koncepcí a dále zhodnocení koncepcí podle těchto kritérií.

I přes velký vývoj v oblasti aktivních ortéz v poslední době zůstávají stále problémy, které je potřeba překonat. Jedná se zejména o krátkou výdrž baterií, která je problémem i v jiných odvětvích strojírenství a finanční nedostupnost pro zdravotně postižené a seniory. Výdrž baterií se bude pravděpodobně s vývojem nových technologií zvyšovat a cena zařízení by se mohla tak jako u ostatních výrobků snížit při sériové výrobě a konkurenčním boji jednotlivých zařízení. To jsou dobré zprávy pro všechny osoby, kterým mohou tyto pomůcky vrátit možnosti života zdravých lidí.

## Seznam použitých zdrojů

- [1] DOLLAR, Aaron M. a Hugh HERR. 2008. Lower Extremity Exoskeletons and Active Orthoses: Challenges and State-of-the-Art. *Robotics, IEEE Transactions on* [online]. IEEE Publishing, **24**(1): 144-158 [cit. 2015-05-10]. DOI: 10.1109/TRO.2008.915453. ISSN 15523098. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org.ezproxy.lib.vutbr.cz/xpl/articleDetails.jsp?arnumber=445674>
- [2] DOLEŽAL, Jan. 2004. Traumatická léze míšni. *Urologie pro praxi* [online]. **5**(4) [cit. 2015-05-10]. ISSN 1803-5299. Dostupné z: <http://www.urologiepropraxi.cz/pdfs/uro/2004/04/02.pdf>
- [3] FARRIS, Ryan J., Hugo A. QUINTERO a Michael GOLDFARB. 2011. Preliminary Evaluation of a Powered Lower Limb Orthosis to Aid Walking in Paraplegic Individuals. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on* [online]. USA: IEEE, **19**(6): 652-659 [cit. 2015-05-10]. DOI: 10.1109/TNSRE.2011.2163083. ISSN 15344320. Dostupné také z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3367884/>
- [4] FLUSSEROVÁ, Štěpánka. 2003. *Anatomie-úvod* [online]. [cit. 2015-04-20]. Dostupné z: <http://medicina.ronnie.cz/c-145-anatomie-uvod.html>
- [5] POPOVIC, Marko B. 2005. Ground Reference Points in Legged Locomotion: Definitions, Biological Trajectories and Control Implications. *The International Journal of Robotics Research* [online]. **24**(12): 1013-1032 [cit. 2015-05-11]. DOI: 10.1177/0278364905058363. ISSN 0278-3649. Dostupné z: <http://ijr.sagepub.com/cgi/doi/10.1177/0278364905058363>
- [6] BOGUE, Robert. 2009. Exoskeletons and robotic prosthetics: a review of recent developments. *Industrial Robot: An International Journal* [online]. Emerald Group Publishing Limited, **36**(5): 421-427 [cit. 2015-05-11]. DOI: 10.1108/01439910910980141. ISSN 0143991X. Dostupné také z: <http://www.emeraldinsight.com.ezproxy.lib.vutbr.cz/doi/full/10.1108/0143991091098014>
- [7] REWALK ROBOTICS. 2014. *ReWalk – More than Walking* [online]. [cit. 2015-05-11]. Dostupné z: <http://www.rewalk.com/>
- [8] STRANGE, Adario. 2014. *FDA Approves First Robotic Exoskeleton for Paralyzed Users* [online]. [cit. 2015-05-11]. Dostupné z: <http://mashable.com/2014/06/30/fda-approves-robotic-exoskeleton-paralyzed-rewalk/>
- [9] ESQUENAZI, Alberto. 2013. New Bipedal Locomotion Option for Individuals with Thoracic Level Motor Complete Spinal Cord Injury. *Journal of The Spinal Research Foundation* [online]. **8**(1) [cit. 2015-05-11]. Dostupné z: <http://www.inomedica.com.tr/pdf/NewBipedalLocomotionOptionforSpinalCordInjur%20Spring2013.pdf>
- [10] LAGO, Christina a Sharon O'BRIEN. 2012. *Regaining Mobility Using the ReWalk* [online]. [cit. 2015-05-11]. Dostupné z: [http://www.cpodfys.org/Libraries/2012\\_CP\\_of\\_NYS\\_Annual\\_Conference/UCPN\\_-\\_ReWalk.sflb.ashx](http://www.cpodfys.org/Libraries/2012_CP_of_NYS_Annual_Conference/UCPN_-_ReWalk.sflb.ashx)

- [11] HONDA. 2009. *Walking Assist Device with Bodyweight Support Assist* [online]. [cit. 2015-05-11]. Dostupné z: <http://corporate.honda.com/innovation/walk-assist/BodyweightSupportAssist.pdf>
- [12] Honda Unveils Experimental Walking Assist Device With Bodyweight Support System. 2008. *Honda Worldwide* [online]. [cit. 2015-05-11]. Dostupné z: <http://world.honda.com/news/2008/c081107Walking-Assist-Device/>
- [13] Experimental Walking Assist Device With Body Weight Support System. 2011. *NASA Tech Briefs* [online]. [cit. 2015-05-11]. Dostupné z: <http://www.techbriefs.com/component/content/article/10-ntb/tech-briefs/bio-medical/10233>
- [14] HONDA. 2009. *Walking Assist Device with Stride Management Assist* [online]. [cit. 2015-05-11]. Dostupné z: <http://corporate.honda.com/innovation/walk-assist/StrideManagementAssist.pdf>
- [15] SILER, Wes. 2009. Honda Walking Assist: A Cybernetic Walk In Times Square. *JALOPNIK* [online]. [cit. 2015-05-12]. Dostupné z: <http://jalopnik.com/5213435/honda-walking-assist-a-cybernetic-walk-in-times-square>
- [16] GREIG, David. 2009. Honda's prototype walking assist devices to go on show in the US. *Gizmag* [online]. [cit. 2015-05-12]. Dostupné z: <http://www.gizmag.com/honda-walking-assist-devices/11474/>
- [17] EKSO BIONICS. 2015. *Ekso Bionics: An exoskeleton bionic suit or a wearable robot that helps people walk again* [online]. [cit. 2015-05-12]. Dostupné z: <http://intl.eksobionics.com/>
- [18] GREENWALD, Ted. 2012. Ekso's exoskeletons let paraplegics walk, will anyone actually wear one. *Fast Company* [online]. [cit. 2015-04-22]. Dostupné z: <http://www.fastcompany.com/1822791/eksos-exoskeletons-let-paraplegics-walk-will-anyone-actually-wear-one>
- [19] O'CONNOR, Joe. 2014. Four years after she was told she would never walk again, Amy Paradis takes her first steps with the help of a bionic exoskeleton. *National Post* [online]. [cit. 2015-05-12]. ISSN 1486-8008. Dostupné z: <http://news.nationalpost.com/news/canada/four-years-after-she-was-told-she-would-never-walk-again-amy-paradis-takes-her-first-steps-with-the-help-of-a-bionic-exoskeleton>
- [20] DOLLAR, Aaron M. a Hugh HERR. 2008. Lower Extremity Exoskeletons and Active Orthoses: Challenges and State-of-the-Art. *IEEE Transactions on Robotics* [online]. **24**(1): 144-158 [cit. 2015-04-20]. DOI: 10.1109/TRO.2008.915453. ISSN 1552-3098. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=4456745>

## Seznam použitých obrázků a tabulek

Obr. 2.1 Model lidské chůze

Obr. 2.2 [A] Základní roviny lidského těla

[B] Kinematické schéma dolní končetiny

Obr. 2.3 Úhel natočení, moment a výkon kloubu v závislosti na fázi pohybu

Obr. 4.1 Popis součástí systému ReWalk

Obr. 4.2 Použití systému ReWalk při chůzi po rovině

Obr. 4.3 Popis součástí zařízení Walking Assist Device with Bodyweight Support Assist

Obr. 4.4 Použití ortézy Walking Assist Device with Bodyweight Support Assist při chůzi do schodů

Obr. 4.5 Popis součástí zařízení Walking Assist Device with Stride Management

Obr. 4.6 Porovnání tepové frekvence při chůzi do svahu ( $15^\circ$ ) s ortézou a bez ní

Obr. 4.7 Prodloužení kroku po 3 měsících při používání ortézy dvakrát týdně

Obr. 4.8 Popis součástí obleku EksoTM

Obr. 4.9 Popis součástí Vanderbilt ortézy

Tab. 6.1 Zhodnocení realizovaných projektů