

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI  
**FAKULTA STROJNÍ**

Studijní program: B 2301  
Studijní obor: 2301R016

Strojní inženýrství  
Dopravní a manipulační technika

**BAKALÁŘSKÁ PRÁCE**

Exo-skeletony a jejich aplikace pro dolní končetiny

Autor: **Lukáš TOMÁŠEK**

Vedoucí práce: **Ing. Roman ČERMÁK, Ph.D.**

Akademický rok 2014/2015

## ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Lukáš TOMÁŠEK**  
Osobní číslo: **S14B0379P**  
Studijní program: **B2301 Strojní inženýrství**  
Studijní obor: **Dopravní a manipulační technika**  
Název tématu: **Exo-skeletony a jejich aplikace pro dolní končetiny**  
Zadávací katedra: **Katedra konstruování strojů**

### Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

#### Základní požadavky:

Proveďte rešerši v oblasti vývoje a aplikací exoskeletonů. Zpracujte tematiku z hledisek principů činnosti, srovnání jednotlivých koncepcí, vlastností, aplikací, atd. Zmapujte trendy v oboru a očekávaný budoucí vývoj. Zaměřte se především na použití exoskeletonů pro dolní končetiny. V praktické části práce proveďte návrh asistenční pomůcky pro dolní končetinu - detaily viz příloha zadání.

#### Základní technické údaje:

Technické parametry jsou uvedeny v příloze zadání.

#### Osnova bakalářské práce:

1. Rešerše v zadané oblasti
2. Konstrukční návrh asistenční pomůcky pro dolní končetinu
3. Výpočty a technická dokumentace

Rozsah grafických prací: **dle potřeby**  
Rozsah pracovní zprávy: **30-40 stran A4**  
Forma zpracování bakalářské práce: **tištěná/elektronická**  
Seznam odborné literatury:

**SICILIANO, B.** *Springer Handbook of Robotics*. Berlin Heidelberg: Springer Verlag, 2008

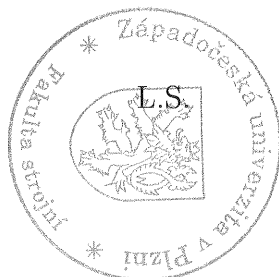
**ROCON, E., PONS, J. L.** *Exoskeletons in Rehabilitation Robotics*. Berlin Heidelberg: Springer Verlag, 2011

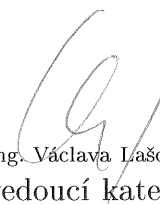
*Podkladový materiál, výkresy, katalogy, apod. poskytnuté zadavatelem úkolu.*

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Roman Čermák, Ph.D.**  
Katedra konstruování strojů  
Konzultant bakalářské práce: **Ing. Roman Čermák, Ph.D.**  
Katedra konstruování strojů

Datum zadání bakalářské práce: **22. září 2014**  
Termín odevzdání bakalářské práce: **26. června 2015**

  
Doc. Ing. Jiří Staněk, CSc.  
děkan



  
Doc. Ing. Václava Lašová, Ph.D.  
vedoucí katedry

V Plzni dne 22. září 2014

## **Prohlášení o autorství**

Předkládám tímto k posouzení a obhajobě bakalářskou práci, zpracovanou na závěr studia na Fakultě strojní Západočeské univerzity v Plzni.

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracoval samostatně, s použitím odborné literatury a pramenů, uvedených v seznamu, který je součástí této bakalářské práce.

**V Plzni dne:** .....

.....  
**podpis autora**

## ANOTAČNÍ LIST BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

<b>AUTOR</b>	<b>Příjmení</b> Tomášek	<b>Jméno</b> Lukáš	
<b>STUDIJNÍ OBOR</b>	2301R016 – Dopravní a manipulační technika		
<b>VEDOUcí PRÁCE</b>	<b>Příjmení (včetně titulů)</b> Ing. Čermák, CSc.	<b>Jméno</b> Roman	
<b>PRACOVIŠTĚ</b>	ZČU - FST - KKS		
<b>DRUH PRÁCE</b>	<b>DIPLOMOVÁ</b>	<b>BAKALÁŘSKÁ</b>	<b>Nehodící se škrtněte</b>
<b>NÁZEV PRÁCE</b>	Exo-skeletony a jejich aplikace pro dolní končetiny		

<b>FAKULTA</b>	strojní	<b>KATEDRA</b>	KKS	<b>ROK ODEVZD.</b>	2015
----------------	---------	----------------	-----	--------------------	------

### POČET STRAN (A4 a ekvivalentů A4)

<b>CELKEM</b>	44	<b>TEXTOVÁ ČÁST</b>	44	<b>GRAFICKÁ ČÁST</b>	0
---------------	----	---------------------	----	--------------------------	---

<b>STRUČNÝ POPIS (MAX 10 ŘÁDEK)</b>	<p>Bakalářská práce je zaměřena na exoskeletony pro dolní končetiny. Úvodní část se zaměřuje na objasnění pojmu exoskeleton a historie nositelné robotiky. Následuje zmapování existujících modelů exoskeletonů, exosuitů a jednotlivých komponent. Závěrečná část ukazuje konstrukční návrhy možné realizace a očekávaný budoucí vývoj.</p>
<b>ZAMĚŘENÍ, TÉMA, CÍL POZNATKY A PŘÍNOSY</b>	
<b>KLÍČOVÁ SLOVA</b>	<p>Exoskeleton, exosuit, člověk, robot, rehabilitace, ortéza, nositelná robotika, dolní končetiny, zesílení, motory, senzory, řízení, uhlíkové vlákno, rám, podpora</p>
<b>ZPRAVIDLA JEDNOSLOVNÉ POJMY, KTERÉ VYS TIHUJÍ PODSTATU PRÁCE</b>	

## SUMMARY OF BACHELOR SHEET

<b>AUTHOR</b>	Surname Tomášek	Name Lukáš	
<b>FIELD OF STUDY</b>	2301R016 – Transport Vehicles and Handling Machinery		
<b>SUPERVISOR</b>	Surname (Inclusive of Degrees) Ing. Čermák, CSc.	Name Roman	
<b>INSTITUTION</b>	ZČU - FST - KKS		
<b>TYPE OF WORK</b>	<del>DIPLOMA</del>	<b>BACHELOR</b>	<b>Delete hen not applicable</b>
<b>TITLE OF THE WORK</b>	Exo-skeletons and their applications for lower limbs		

<b>FACULTY</b>	Mechanical Engineering	<b>DEPARTMENT</b>	Machine Design	<b>SUBMITTED IN</b>	2015
----------------	------------------------	-------------------	----------------	---------------------	------

### NUMBER OF PAGES (A4 and eq. A4)

<b>TOTALLY</b>	44	<b>TEXT PART</b>	44	<b>GRAPHICAL PART</b>	0
----------------	----	------------------	----	-----------------------	---

<b>BRIEF DESCRIPTION TOPIC, GOAL, RESULTS AND CONTRIBUTIONS</b>	Bachelor thesis deals with the exoskeleton for lower limbs. The introductory part is focused on explain concept exoskeleton and history of wearable robotics. Next part is focused on the mapping of existing models exoskeletons, exosuits and individual components. The final part shows the design suggestions for possible realization and expected future development.
<b>KEY WORDS</b>	Exoskeleton, exosuit, human, robot, rehabilitation, orthosis, wearable robotics, lower limbs, intensification, motors, sensors, controls, carbon fiber, frame, support

## Obsah

<b>1. PŘEDSTAVENÍ WEARABLE ROBOTS .....</b>	<b>8</b>
1.1 EXOSKELETONY .....	9
1.2 HISTORIE .....	11
1.2.1 <i>Vojenské a průmyslové zaměření</i> .....	11
1.2.2 <i>Rehabilitační zaměření</i> .....	13
<b>2. EXOSKELETONY A EXOSUITY PRO DOLNÍ KONČETINY .....</b>	<b>15</b>
2.1 LEHKÝ EXOSUIT NEPOHÁNĚNÝ .....	15
2.1.1 <i>Exoskeleton boots</i> .....	15
2.2 LEHKÝ EXOSUIT POHÁNĚNÝ .....	16
2.2.1 <i>Soft clothing-like exosuit</i> .....	16
2.2.2 <i>Exosuit architektura</i> .....	17
2.2.3 <i>BLEEX</i> .....	20
2.2.4 <i>ExoHiker</i> .....	21
2.2.5 <i>ExoClimber</i> .....	21
2.2.6 <i>HULC</i> .....	22
2.2.7 <i>Ekso (eLEGS)</i> .....	22
2.2.8 <i>HAL</i> .....	23
2.3 TĚŽKÝ EXOSKELETON .....	25
2.3.1 <i>Rayethon XOS 2</i> .....	25
<b>3. JEDNOTLIVÉ KOMPONENTY .....</b>	<b>26</b>
3.1 AKTUÁTORY .....	26
3.1.1 <i>Hydraulické aktuatory</i> .....	26
3.1.2 <i>Pneumatické aktuatory</i> .....	26
3.1.3 <i>Elektrické a elektromagnetické aktuatory</i> .....	26
3.2 SENZORY .....	27
3.2.1 <i>Senzory soft exosuits</i> .....	27
3.2.2 <i>Enkodéry</i> .....	27
3.2.3 <i>Magnetické senzory (Halova sonda)</i> .....	27
3.2.4 <i>Potenciometry</i> .....	27
3.2.5 <i>Mikroelektromechanické systémy (MEMS)</i> .....	28
3.2.6 <i>Gyroskopy</i> .....	28
3.2.7 <i>Bioelektrické senzory aktivity</i> .....	28
3.3 ŘÍZENÍ .....	29
3.4 ENERGETICKÝ ZDROJ .....	29
3.5 MATERIÁLY .....	30

3.5.1	<i>Uhlíková vlákna (Karbon)</i> .....	30
3.5.2	<i>Strukturované funkční textilie</i> .....	30
<b>4.</b>	<b>DOLNÍ KONČETINY</b> .....	<b>32</b>
4.1	ANATOMIE.....	32
<b>5.</b>	<b>BUDOUCÍ VÝVOJ</b> .....	<b>33</b>
<b>6.</b>	<b>RÁMCOVÝ NÁVRH KOLENNÍHO EXOSKELETONU</b> .....	<b>34</b>
6.1	KOLENNÍ ORTÉZA .....	34
6.2	ORTÉZA S KROKOVÝM MOTOREM .....	35
6.3	ORTÉZA S PŘEVODOVÝM MOTOREM.....	37
6.4	OVLÁDÁNÍ ORTÉZY.....	39
6.4.1	<i>Snímání Flex senzory</i> .....	39
6.4.2	<i>Manuální řízení joystickem</i> .....	40
6.4.3	<i>Řízení bioelektrickými signály</i> .....	40
<b>7.</b>	<b>ZÁVĚR</b> .....	<b>41</b>
<b>8.</b>	<b>SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY</b> .....	<b>42</b>
8.1	KNIŽNÍ PUBLIKACE .....	42
8.2	PUBLIKACE NA INTERNETU .....	42

## Seznam obrázků a tabulek

OBR. 1	WEARABLE ROBOTS [10] .....	8
OBR. 2	KOMPLEXNÍ PROPOJENÍ [3] .....	10
OBR. 3	ČÁSTEČNÉ PROPOJENÍ [3] .....	10
OBR. 4	YAGNŮV OBLEK S PRUŽINAMI [12], OBLEK SE STLAČENÝM PLYNEM [13] .....	11
OBR. 5	PEDOMOTOR [14].....	12
OBR. 6	HARDIMAN [15].....	13
OBR. 7	ROVINY LIDSKÉHO TĚLA [16] .....	14
TAB. 1	POROVNÁNÍ RIGID EXOSKELETON A SOFT EXOSUIT [4] .....	15
OBR. 8	EXOSKELETON BOOTS [17] .....	16
OBR. 9	PNEUMATICKÝ SOFT CLOTHING-LIKE EXOSUIT [18].....	17
OBR. 10	VEDENÍ BOVDENOVÉHO LANKA [4] .....	18
OBR. 11	SOFT CLOTHING-LIKE EXOSUIT S BOVDENOVÝMI LANKY[6].....	19



OBR. 12 SVALY VE FÁZI CHŮZE [4] .....	19
OBR. 13 BLEEX [5] .....	20
OBR. 14 EXOHIKER [29] .....	21
OBR. 15 HULC [5] .....	22
OBR. 16 EKSO (ELEGS) [19] .....	23
OBR. 17 HAL-3 (VLEVO) [20], HAL-5 (VPRAVO) [21] .....	24
OBR. 18 RAYETHON XOS 2 [10] .....	25
OBR. 19 AKUMULÁTOR (LITHIUM POLYMER BATERIE) [22] .....	29
OBR. 20 MONOPOST FORMULE 1 Z UHLÍKOVÉHO VLÁKNA [23] .....	30
OBR. 21 STRUKTUROVANÁ TEXTILIE [4] .....	31
OBR. 22 NAMÁHÁNÍ RŮZNÝCH MATERIÁLŮ [4] .....	31
OBR. 23 ANATOMIE DOLNÍ KONČETINY [3] .....	32
OBR. 24 KOLENNÍ ORTÉZA .....	34
OBR. 25 FYZIOLOGICKÝ KOLENNÍ KLOUB .....	35
OBR. 26 PLOCHÝ KROKOVÝ MOTOR [24] .....	35
OBR. 27 ORTÉZA S KROKOVÝM MOTOREM .....	36
OBR. 28 ORTÉZA S KROKOVÝM MOTOREM- DETAIL .....	36
OBR. 29 PŘEVODOVÝ MOTOR [25] .....	38
OBR. 30 ORTÉZA S PŘEVODOVÝM MOTOREM .....	38
OBR. 31 ORTÉZA S PŘEVODOVÝM MOTOREM- DETAIL .....	39
OBR. 32 FLEX SENZOR [26] .....	39
OBR. 33 ARDUINO [27] .....	39
OBR. 34 JOYSTICK [28] .....	40

## 1. Představení *wearable robots*

*Wearable robots* (dále jen WRs) je zařízení umístěné v těsném spojení s lidským tělem, čímž pohybuje a pracuje synchronně s jeho končetinami. Jedná se o komplex biomechanických systémů, ve kterém musí být jednotlivé části navrženy tak, aby byly navzájem kompatibilní. Skupinu WRs obsahují *hard exoskeletons* a *soft exosuits*. V obou případech se nosí oblek souběžně s tělem uživatele, ke zvýšení jeho výkonu nebo jako aktivní protézy, které při nošení v sérii nahrazují chybějící končetiny.

Jedná se o možnou realizaci integrovaného systému člověk-robot, který může pomoci provádět mnoho denních aktivit, při zachování řízení lidského nositele. Plánované použití WR zahrnuje řízení na dálku a fyzickou podporu při pohybu nebo manipulaci s těžkými předměty. Ačkoli stroje jako např. kartézský manipulátor, kolečkové křeslo či jeřáb již existují, pro podobné použití není žádný z nich flexibilní. Jejich použití v běžném životě není uspokojivé z hlediska ergonomie a autonomie. [4]



Obr. 1 Wearable robots [10]

Tato technologie by měla být minimálně invazivní a uživatelsky specifická tj. není určena pro celou řadu lidí, ale navržena pro konkrétního uživatele na míru, aby optimálně zlepšila pohybové schopnosti. Po přibližně 100 letech od původní koncepce existuje několik aktivních končetinových protéz. Aktivní *exoskelety* ve fázi předvádění, vyhodnocování a první aktivní *exosuity* jsou vyvíjeny a testovány v laboratořích. I přes kompletní vývoj potřebují funkční WR stále nové inovace v mnoha oborech, např. ergonomie, kinematika, dynamika, materiálů, ovládání a energie.

Následující klasifikace zohledňuje funkce vykonávané ve spolupráci s člověkem:

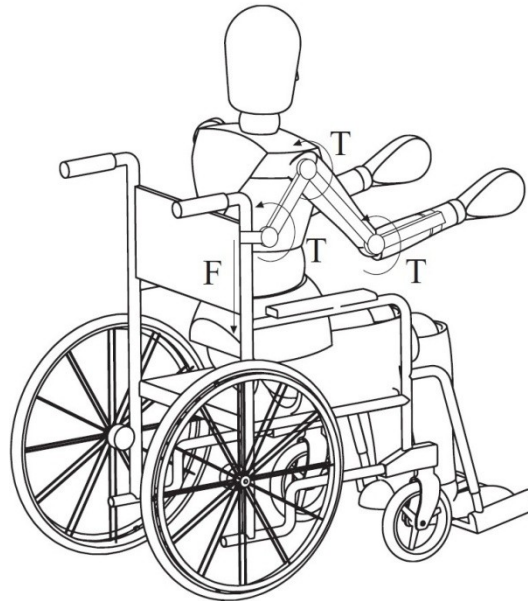
- Posilující robotické exoskelety. Původně nazývané *extenders* (Kazerooni, 1990), byly definovány jako skupiny robotů, které rozšiřují sílu lidské končetiny mimo své přirozené schopnosti při zachování lidského řízení. Specifický a jedinečný aspekt *extenders* je, že exoskeleton připomíná strukturu lidské anatomie.
- Ortopedický robot. Ortéza je mechanické konstrukce, která je podobná anatomii lidské končetiny. Jejím cílem je obnovit ztracené nebo slabé funkce, např. nemoci nebo neurologické poruchy.
- Protetický robot. Protéza je nositelné robotické elektromechanické zařízení pro nahrazení ztracené končetiny po amputaci. Ovládání, snímání a kontrolu zajišťuje inteligentní technologie. [4]

## 1.1 Exoskelety

Exoskeleton je druh nositelných robotů s velmi zajímavým uplatněním v oblasti rehabilitace. Specifický a jedinečný aspekt exoskeletu je takový, že kinematický řetězec připomíná anatomii lidské končetiny. Probíhá zde individuální komunikace mezi lidskými klouby a robotickými klouby nebo sadou kloubů. Člověk a exoskeleton jsou v úzké fyzické interakci. Opakem k této interakci je konfigurace *master/slave*, kde není fyzický kontakt mezi otrokem (*slave*) a lidským operátorem (*master*). Exoskeleton nenahrazuje ztracené nohy či ruce, ale posiluje ty, které člověk má.

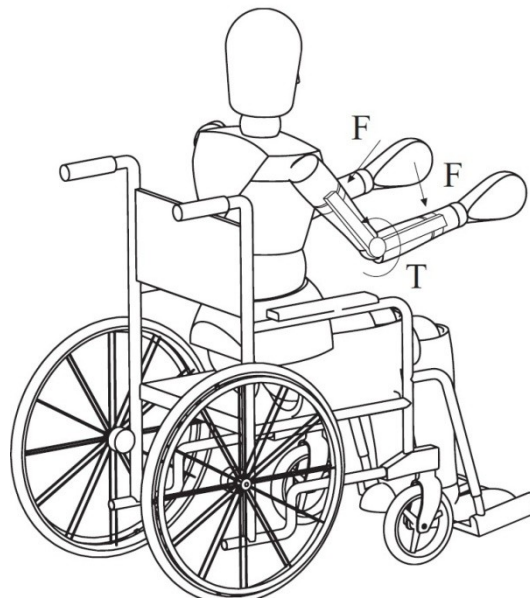
Interakce mezi exoskeletonem a lidskou končetinou může být dosaženo prostřednictvím částečného nebo komplexního propojení. Výběr mezi těmito koncepty závisí především na aplikaci.

Na jedné straně mohou být skelety založeny na konceptu komplexního spojení a jsou používány ke znásobení síly. Komplexní propojovací systém mechanické konstrukce se chová jako nosné zařízení a pouze malá část síly působí na uživatele. Přenos energie mezi lidskými končetinami a robotem je zprostředkován pohony připojenými k jednotlivým částem exoskeletu a senzory pro určení síly a polohy. [2]



Obr. 2 Komplexní propojení [3]

Na druhé straně exoskeletová ortéza, tj. exoskeleton jako funkční náhrada lidských končetin pracuje na principu částečného propojení. V tomto případě se síla a energie exoskeletonu přenáší mezi segmenty lidských končetin. Ortézy jsou používány především při oslabení svalů nebo ztrátě funkce lidské končetiny. V takové situaci skeleton doplňuje nebo nahrazuje funkce lidského pohybového systému. Částečné spojení není uzemněné, síla je používána pouze mezi exoskeletonem a končetinou.



Obr. 3 Částečné propojení [3]

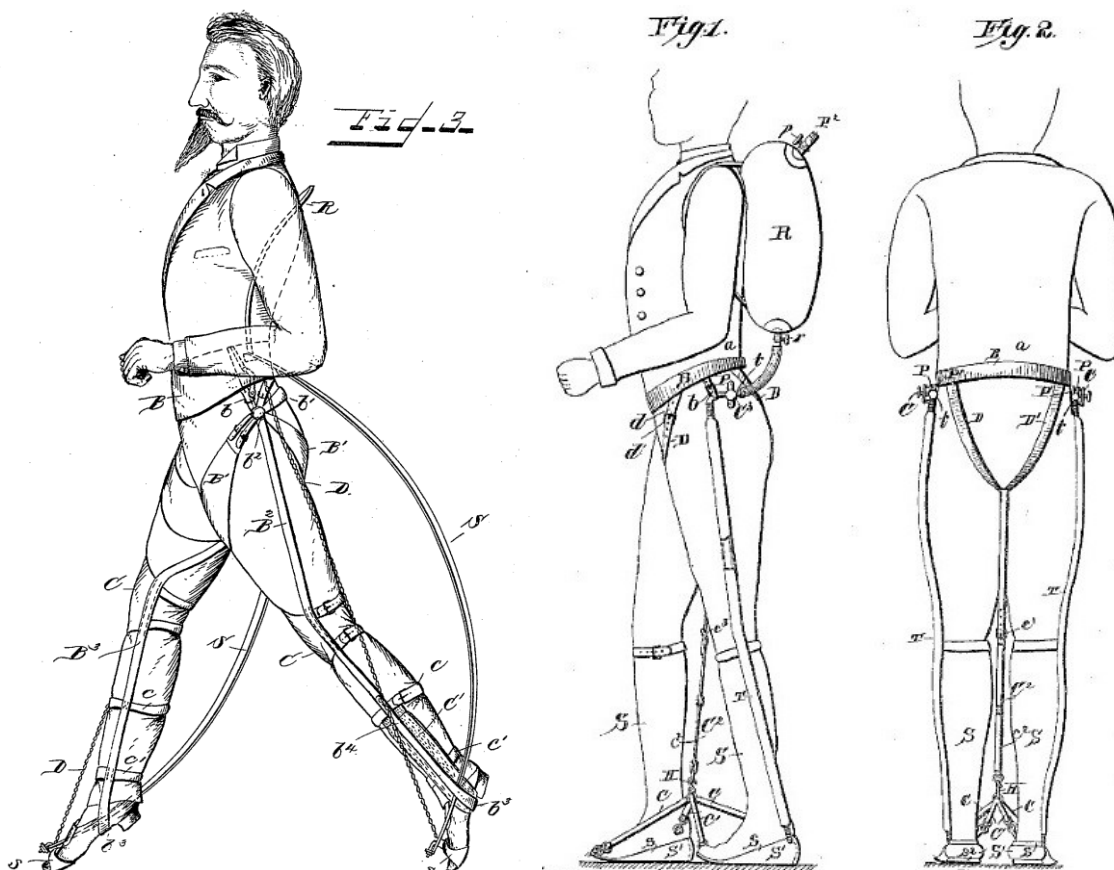
Překrývání rámu přes lidské končetiny, jako je tomu v případě exoskeletonů, je obtížné. Člověk nesmí cítit žádné omezení při přirozeném pohybu. Proto kinematika hraje klíčovou roli v nositelných exoskeletech: když roboti a lidé nejsou kinematicky kompatibilní je používání nepohodlné.

Kinematická kompatibilita je nesmírně důležitá u robotických skeletů na principu částečného propojení. Typický nesoulad mezi roboty a anatomickými klouby vede k nepříjemné a nepohodlné interakci, kde oba systémy jsou připojeny navzájem. Problém kompatibilní kinematiky se nazývá biologií inspirovaná konstrukce *wearable robots* a je důležitá pro spolupráci člověk-robot.

## 1.2 Historie

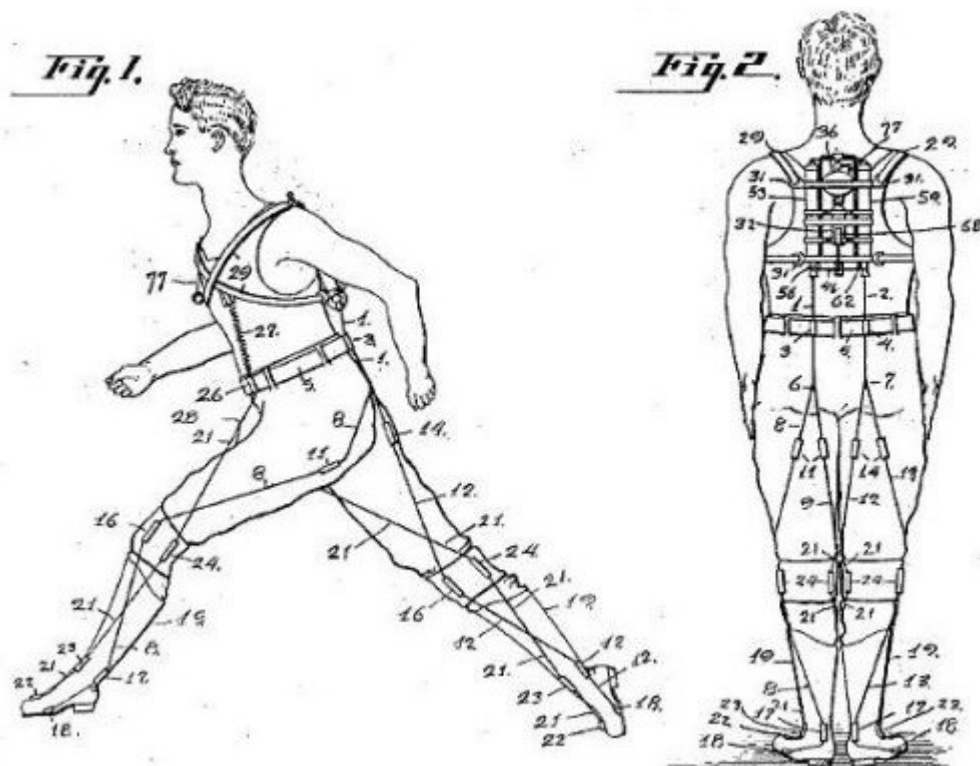
### 1.2.1 Vojenské a průmyslové zaměření

Nejstarší exoskeleton, jako asistenční zařízení pro chůzi, skákání a běh, byl vyvinut v roce 1890. O jeho existenci se zapřičinil ruský vynálezce Nicholas Yagn. Dřívější verze využívaly dlouhé listové pružiny působící paralelně ke končetinám s úmyslem zvýšit schopnosti běhání ruské armády. Existuje několik návrhů, kde přístroj využíval vaky naplněné stlačeným plynem nebo kapalinou, při asistenci pohybu. I když Yagnův mechanismus byl patentován, neexistují žádné záznamy, že by přístroj byl někdy postaven a úspěšně demonstrován.



Obr. 4 Yagnův oblek s pružinami [12], Oblek se stlačeným plynem [13]

V roce 1917 americký vynálezce Leslie C. Kelley vynalezl "Pedomotor". Oblek poskytoval úlevu svalům používaných při běhání a zvyšoval rychlost osoby. I když mohl být použit jakýkoliv pohonný systém, Kelley použil malý parní stroj umístěný na zádech. Síla byla přenášena přes umělé vazy souběžně s pohyby nositele.

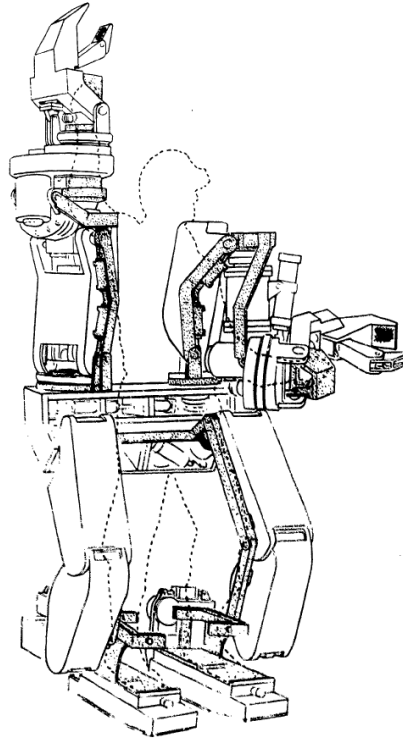


Obr. 5 Pedomotor [14]

První technické koncepty *full body* (FB)- *exoskeletons* pro zvýšení výkonnosti (EHPAs) byly navrženy v roce 1956 vynálezcem Constantinem P. Lentem, který navrhl nafukovací skafandr s poháněnými klouby na pomoc nositeli během ohybu končetin.

První skutečné exoskeletony se v historii začali objevovat na začátku roku 1960. Americké ministerstvo obrany začalo mít zájem o rozvoj konceptu poháněného brnění (*“suit of armor”*). Bylo poháněno hydraulicky a elektricky a umožňovalo uživateli zesílit svou sílu 25 krát, tedy zvedání 25 kg bylo jednoduché, jako zvedání 1 kg bez obleku. Jeho hlavním omezením byla především vysoká hmotnost- 680 kg. Ve stejné době letecké laboratoře Cornell začaly pracovat na tvorbě návrhu *man-amplifiers-manipulators* na posílení síly lidského operátora. V roce 1962 doplatily další fáze vývoje na technické limity své doby, mezi které patřily pohony, senzory, mechanické struktury a design. Později v roce 1964 byla omezena dobovými limity technologie hydraulických pohonů.

Společnost General Electric Co. vyvíjela koncept zesílení člověka přes projekt *Hardiman* od roku 1966 až do roku 1971. Projekt *Hardiman* byl více než robotické *master/slave* konfigurace, ve které jsou provedeny dva překrývající se exoskeletony. Vnitřní kostra byla nastavena na sledování pohybu těla. Zatímco vnější kostra funguje jako hydraulicky poháněná verze vnitřního exoskeletu. Návrh nastavitelných částí oproti *master/slave* robotům byl systém vykazující skutečné informace a přenos energie mezi spojenými částmi. Studie však prokázaly, že použití *master/slave* systémů není praktické.



Obr. 6 Hardiman [15]

Roku 1980 se vědci z Los Alamos National Laboratory snažili vytvořit oblek s názvem *Pitman*, plně poháněný exoskeleton pro účely americké armády. Ale zůstal pouze na rýsovacím prkně.

Novou možnost manipulace s materiálem představil roku 1996 H. Kazerooni. Jednalo se o oblek s 8 pasivními (3 pro každou nohu a 1 pro každou ruku) a 18 elektricky poháněnými klouby (4 pro nohu a 5 pro ruku) s plnou kontrolou řízení. Podle informací byly paže a nohy zřejmě realizovány a testovány samostatně.

V roce 2010 společnost Raytheon odhalila exoskeleton XOS2, který je jedním z nejpokročilejších FB-EHPAs střední nosnosti. (viz. kapitola Raytheon XOS2).

Jedním z posledních pokusů o elektricky poháněný FB-EHPA je pojmenován "HERCULE". Jedná se o projekt francouzské společnosti RB3D z roku 2012, s končetinami podobnými jako HAL, ale s rozdílnou kinematikou končetin. Oblek byl navržen pro zvedání 20 kg nákladu.

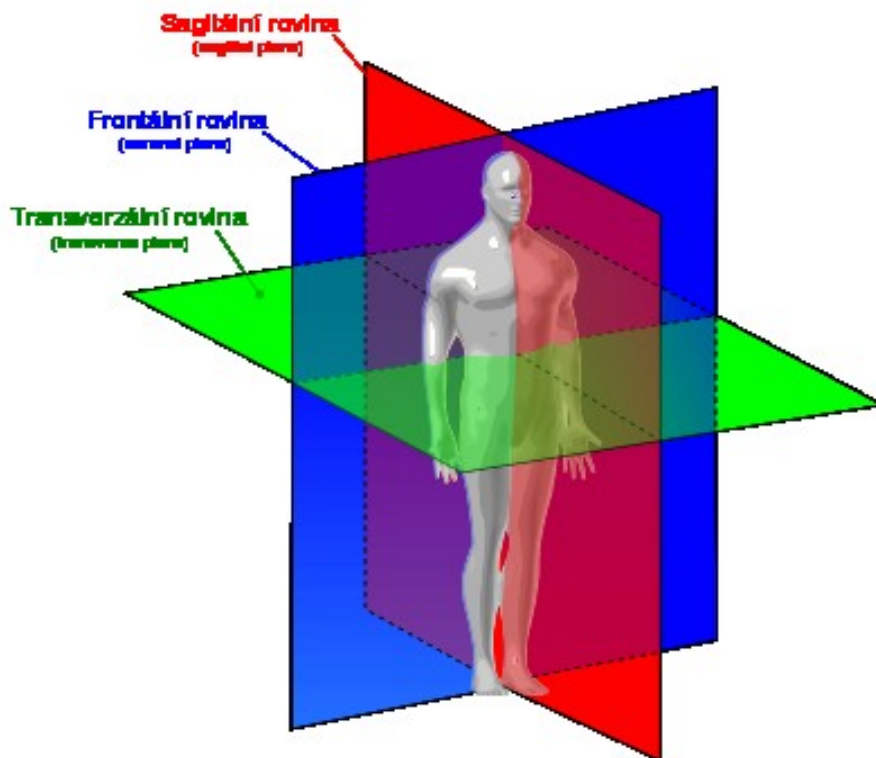
Úsilí v obranné a vojenské scéně pokračuje až do současnosti, především společností US Defence Advanced Research Projects Agency (DARPA). Tato agentura je zodpovědná za vývoj nových vojenských technologií. Podíleli se na vývoji internetu, GPS systémů a dalších projektů jako např.: Boeing X-45, bezpilotní dron MQ-1 Predator, neviditelné plavidlo Sea Shadow, pasivní radar a další.

### 1.2.2 Rehabilitační zaměření

Rehabilitace a funkční náhrady exoskeletonů je další klasický obor využití nositelné robotiky. Pasivní ortézy nebo protézy by měly být považovány za právoplatné předchůdce rehabilitačních exoskeletonů. Prof. H. Wangenstein představil roku 1883 koncept mobilního

asistenta pro vědce zbavené schopnosti využívat jejich nohy. Projekt známý jako *Neuro-Impulse Recognition Electrodes* (N.I.R.E.) obsahoval nejmodernější techniku tehdejší doby v oblasti exoskeletonů. Např. pneumaticky poháněný rám těla (v podobě lehkých exoskeletonů), napodobování dolní končetiny a řízení pomocí mozkové činnosti snímané elektrodami. [2]

Vukobratovic a kol. vyvinuli několik aktivních ortéz pro lidi se zdravotním postižením. Systémy obsahovaly hydraulické nebo pneumatické aktuátory pro řízení boků, kolenních kloubů v sagitální rovině (mediální, rovnoběžná se střední rovinou těla). Protézy byly spojené s nositelem přes vázání, manžety nebo korzet. Příklad byl externě poháněn a řízen přes předem stanovený periodický pohyb. Ačkoliv měly tyto ortézy předdefinované pohyby a omezený úspěch, vyvažovací algoritmy vytvořené při vývoji se používají dodnes u mnoha dvouhých robotů. [1]



Obr. 7 Roviny lidského těla [16]

I když studie týkající se účinných ovládaných ortéz sahají až do poloviny 1950, první aktivní implementace mechanických ortéz byly dílem Rahman a spol. v roce 2000.

Seireg a kol. také vytvořili exoskeleton pro postižené, poháněné pouze hydraulikou pro boky a kolena. Hydraulický agregát se skládal z bateriemi poháněného stejnosměrného motoru, čerpadla a akumulátoru. Příklad byl řízen tak, aby sledoval řadu společných trajektorií bez použití smyslových systémů od uživatele.

Od roku 2002 do 2009 vytvořili v Japonsku 3 různé modifikace FB-EHPAs pro manipulaci středně těžkých nákladů. Použití se týkalo práce zdravotní sestry, pomoc seniorům nebo zdravotně postiženým a práce v zemědělství. Mezi těmito třemi exoskeletony je nejpopulárnější *Hybrid assistive limbs* (HAL), viz. kapitola HAL.



## 2. Exoskeletony a exosuity pro dolní končetiny

Nositelné exoskeletony mohou být klasifikovány podle končetin, na které je kinematický řetězec robota umístěn. Robotické exoskeletony proto mohou být *upper limb* (horní končetina), *lower limb* (dolní končetina) nebo *full body* (exoskeleton celého těla).

	Rigid exoskeleton	Soft exosuit
<b>Konstrukce komponentů</b>	Kov, kompozit, plast, atd.	Textilie
<b>Provozní režim (způsob řízení)</b>	Momenty, napětí a tlakové síly	Pouze tahové síly
<b>Zarovnání kloubů, nastavitelnost</b>	Zarovnání a nastavitelnost jsou obtížné nebo vyžadují komplexní mechanismy	Zarovnání a nastavitelnost jsou snadno dosažitelné
<b>Objemnost, setrvačnost</b>	Mohou být objemné a mít vysokou setrvačnost, vyžaduje energii pro pohyb	Velmi nízký profil a malá setrvačnost
<b>Šířka pásma</b>	Vzhledem k tuhému rámu velmi vysoká	Nízká až střední kvůli rozhraní člověk-oblek
<b>Maximální momenty</b>	1-10x jmenovité biologické momenty	0,1-1x jmenovité biologické momenty
<b>Vliv na chůzi</b>	Obvykle změni kinematiku normální chůze	Malý až žádný vliv na kinematiku

Tab. 1 Porovnání Rigid exoskeleton a Soft exosuit [4]

### 2.1 Lehký exosuit nepoháněný

#### 2.1.1 Exoskeleton boots

Exoskeletony jsou těžké v důsledku jejich elektroniky a baterií. Tým z North Carolina State University se tento problém snaží změnit s jejich novou exoskeletonovou botou, která je lehké konstrukce a snižuje potřebné množství energie o 7 %. Bezmotorová konstrukce snižuje energetické výdaje při chůzi. Boty jsou vybavené jednoduchým pružino-západkovým mechanismem jako první zařízení, které nevyžaduje napájení. Bez těžkých a neskladných baterií je chůze energeticky účinnější.

Pro tyto boty Gregory Sawicki a jeho kolegové postavili mechanismus paralelní s lidskou fyziologií. Když člověk při chůzi zhoupne nohu dopředu, elastická energie je uložena převážně v Achillovce stojné nohy. Tato energie se uvolní, když chodidlo stojné nohy tlačí do země a pata se zvedne při pohybu těla dopředu. Tento jev by se mohl přirovnat ke katapultu v kotníku. Aby bylo možné efektivně ukládat elastickou energii v Achillovce, musí lýtkové svaly výše odolat natažení. Část energie se vynaloží na tzv. zamykání lýtkových svalů. To je vlastní neefektivnost svalové filozofie.

Výzkumníci postavili rám exoskeletonové boty z lehkých materiálů na bázi uhlíkového vlákna. Pružina je připojená na zadní straně nohy těsně pod kolenem, kde se připojuje k mechanické spojce. Když se Achillova šlacha začne protahovat, spojka je v záběru a

pružina, spíše jako dodatečná šlacha táhne a pomáhá uchovávat energii. Zařízení pomáhá pouze při normální rychlosti chůze po rovném povrchu. Momentálně se pracuje na zvýšení rozsahu jeho používání. [7]



Obr. 8 Exoskeleton boots [17]

## 2.2 Lehký exosuit poháněný

### 2.2.1 Soft clothing-like exosuit

Aktivní lehký *exosuit* pro asistenci chůze, konstruovaný k posílení kloubů uživatele a pomoci s pohyblivostí končetin. Dlouhodobým cílem je vytvořit přenosné nositelné roboty, které uživateli pomáhají během chůze a jsou schopné regulovat jeho/její tělesné výdaje při zachování přirozené biomechaniky těla a pohodlí. Nový model v konstrukci pomocného zařízení, s názvem *soft clothing-like exosuit* používá textilie pro propojení s tělem. Vytvoření momentů je dosaženo aplikací tahových sil po vnější straně těla paralelně se svaly. Struktura kostry se použije pro podporu tlakového zatížení. [4]

Jiný model navržený Univerzitou Chuo představuje pneumatically poháněnou ortézu, která využívá nízké síly pružné kyčle na podporu delších kroků a pomoc při pohybu vpřed. Hlavní výzvou pro tento přístup je zajištění, aby *exosuit* měl dostatečnou šířku pásma, generovat sílu a použít příslušné momenty na klouby uživatele.



Obr. 9 Pneumatiký soft clothing-like exosuit [18]

Ve srovnání s tuhým *exoskeletonem* má *exosuit* řadu výhod:

- velmi lehká konstrukce
- extrémně nízké setrvačnosti
- snížení metabolických výdajů při nošení
- nízký profil- lze nosit pod oblečení
- díky použití textilie lze snadno obléknout a svléknout
- snadné přizpůsobení pro různé uživatele

Nevýhody:

- přenáší nižší maximální síly než tuhý *exoskeleton*
- nepodporuje tlakové zatížení
- náročné snímání a ovládání

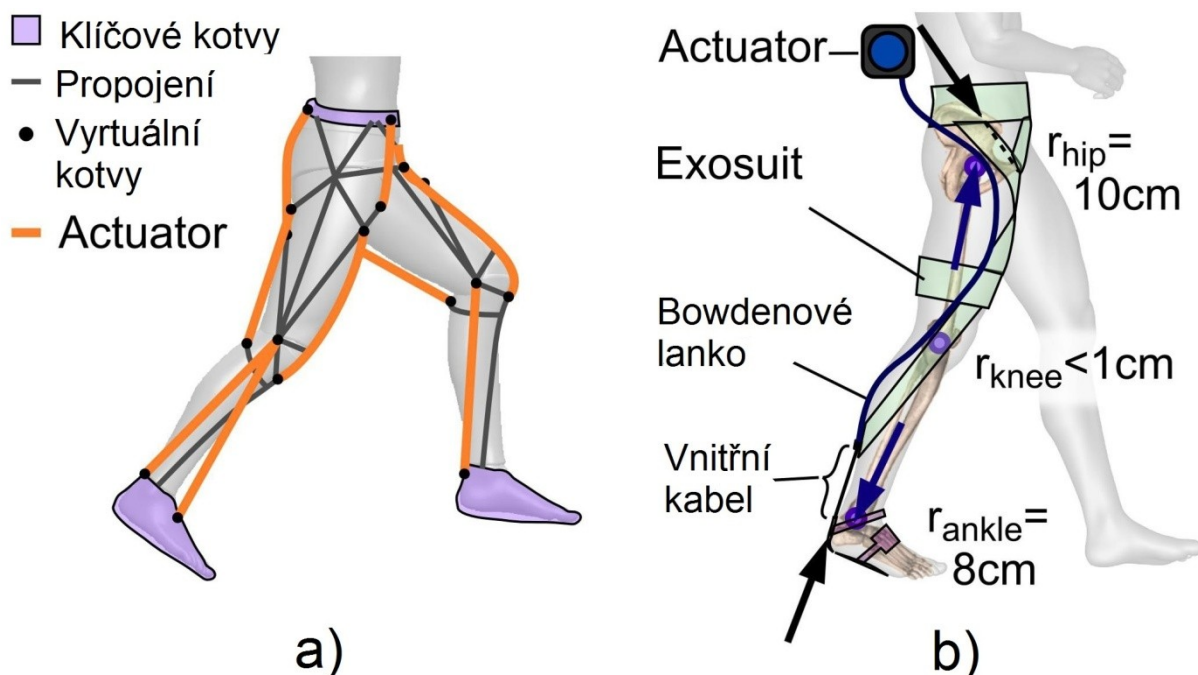
### 2.2.2 Exosuit architektura

Oblek se skládá z integrovaného oděvu, který obsahuje úchyty na tělo. Strukturované textilie, které přenáší zatížení přes tělo a ovládané segmenty, které mohou snížit jejich relativní délku pomocí tahových sil. *Exosuit* by se měl připojit k tělu bezpečně a pohodlně, přenášet síly celého těla přes takové cesty, které jsou biologicky vhodné pro vytvoření momentu v kloubech. Nejprve se vytvoří koncept virtuálních kotevnic bodů (obr. 10a), definujeme klíčové části těla, které jsou dobré na podporu zatížení a mají vysokou tuhost, jako jsou nohy a pánve.

Dřívější *exosuit* využívá pneumatické pohony pro ovládání kloubů v sagitální rovině. Tyto pohony nazýváme *monoarticular architecture* (jednokloubová architektura), protože každý akční člen pomáhá pouze jednomu kloubu v jednom směru. Při navrhování popruhů se

věnuje pozornost meziprojektu konektorové matice, aby na funkci dalších kloubů neměly vliv škodlivé momenty. [4]

Druhou možností je vytvoření *multiarticular architecture* (víceklobová architektura), který směřuje síly mezi pohony a klíčové prvky tak, že vytvářejí prospěšné momenty na aktivní klouby. Podobné *bi-* nebo *multiarticular* svaly, jako zadní stehenní sval (který jde přes kyčle a koleno) nebo zadní lýtkový sval (který prochází přes kotník a koleno). *Multiarticular* oblek může efektivně provádět specifické pohyby nebo přenést energii mezi klouby. Na základě biologické inspirace byl vytvořen *multiarticular exosuit* (znázorněný na obr. 11), který prochází přes přední část boku, vytváří pružné momenty a za kotníkem produkuje *plantarflexion* (propnutí kotníku) momenty.



Obr. 10 Vedení Bowdenového lanka [4]

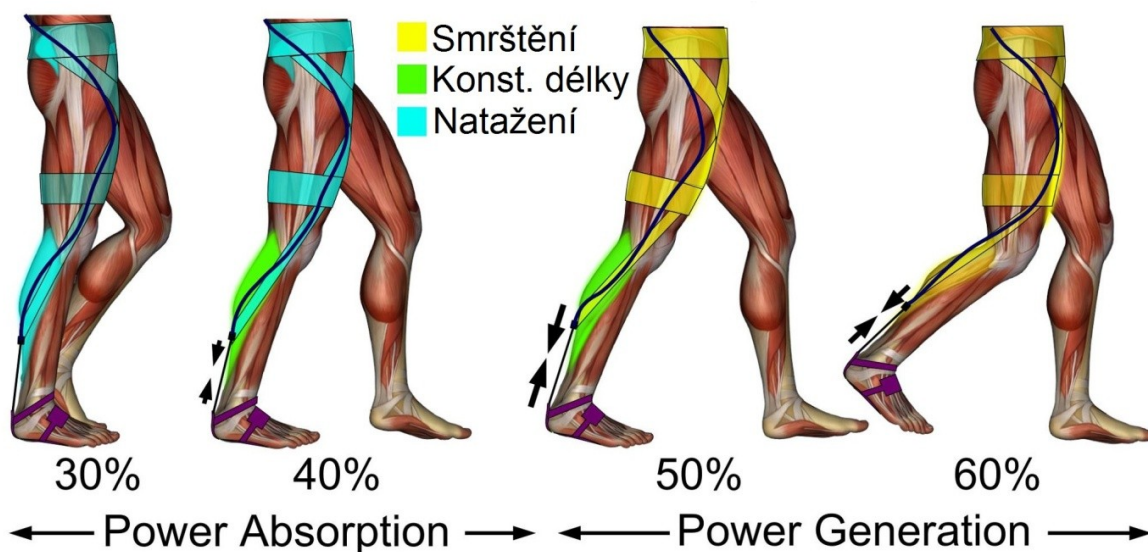
Obr. 10b) znázorňuje pokročilejší *exosuit* s flexibilními kotníky a kyčlemi ovládané převodovými motory pro řízení Bowdenových lanek. Bowdenové kabely jsou schopny přenášet síly mezi motorem a jednotlivými částmi. Oblek se připojuje k tělu na specifických místech: paty, kosti kyčelní pánve a distribuuje tahové síly prostřednictvím různých cest mezi dvěma místy. Jejich hlavní nedostatek je účinnost, která se může lišit od 50 do 85 % v závislosti na pouzdře, konstrukci a ohybu kabelu. Tyto účinky mohou být minimalizovány snížením délky kabelu a instalací lanka podél nohy. V porovnání s dřívějším modelem poháněným pneumatickým pohonem, který byl lehčí konstrukce a je schopný dodat velké síly (>150 N) obvykle však vyžadují silný vzduchový kompresor (>1 kW), zajišťující dostatečný průtok vzduchu a tlak pro aplikaci při chůzi. Může mít však obtížnější ovládání než elektromechanické pohony. Dále ukazuje obr. 10b) síly v sagitální rovině:

- 1) Černé šipky znázorňují síly na těle v důsledku chování obleku
- 2) Modré šipky znázorňují reakční síly na středech kloubů, které podporují kostní strukturu



Obr. 11 Soft clothing-like exosuit s Bovenovými lanky [6]

Obr. 12 ukazuje jak multikloubní *exosuit* využívá momenty na boku a kotníku současně s hlavními svaly během cyklu chůze. Během této fáze chůze lýtkové svaly a šlachy tlačí tělo nahoru a dopředu, kyčelní svaly a vazy dodávají noze moment směrem dopředu. *Exosuit* absorbuje a přenáší energii následujícím způsobem: pohony působí na nataženou pevnou délku materiálu, ten tahovými silami vykonává pohyb končetiny a tkáň pod oblekem se naopak smršťuje při pohybu dopředu. Po fázi absorpce energie, se oblek elasticky zatahuje a vrací energii zpátky do těla.



Obr. 12 Svaly ve fázi chůze [4]

### 2.2.3 BLEEX

*Berkeley lower extremity exoskeleton* je nositelný robot představený roku 2004 jako projekt Kalifornské univerzity v Berkeley, *Human Engineering and Robotics Laboratory*. BLEEX využívají vojáci, hasiči, humanitní pracovníci při katastrofách, kteří potřebují provádět manipulaci s velkou zátěží, jako jsou potraviny, záchranné vybavení, zásoby první pomoci, komunikační vybavy a výzbroj s minimálním úsilím přes jakýkoliv typ terénu po delší dobu. Zařízení by mělo fungovat jako univerzální přepravní platforma s nosností 34 kg. Další zátěž nese samotný operátor. Nositel může pohodlně udělat dřep, ohnout se, otáčet se, chodit do kopce i z kopce, překročit nebo podlézt překážky a zároveň nést těžká břemena s pocitem jen zlomku břemene na velké vzdálenosti, bez snížení pohyblivosti a zvýšení fyzické náročnosti.



Obr. 13 BLEEX [5]

Cílem je vytvořit exoskeleton s vlastním napájením pro zvýšení síly a vytrvalosti člověka, při zachování ergonomie, obratnosti, mechanické robustnosti, lehké a odolné konstrukce. BLEEX obsahuje 2 poháněné antropomorfní končetiny napodobující lidské, baterie, batoh jako rám, na který lze namontovat různá zařízení. Po vyčerpání energetického zdroje lze končetiny odejmout, složit a dále fungovat jako standardní batoh. [5]

#### 2.2.4 ExoHiker

ExoHiker je první exoskeleton vytvořený týmem Berkeley Bionics and the University of California, a byl prvním skeletonem na světě, splňujícím přísné hodnocení zákazníků jako zařízení pro nošení těžkých zátěží během dlouhých misí. Váží pouze 14,5 kg včetně pohonné jednotky a řídicího počítače. Jeho nosnost je 90 kg, zatímco nositel cítí zanedbatelné břemeno. Hluk tohoto zařízení je nepostřehnutelný. Produkční verze takového exoskeletonu by byla schopna cestovat 68 km s baterií (lithium polymer) vážící 0,5 kg při průměrné rychlosti 4 km/h, zatímco nese batoh o hmotnosti 68 kg. Po připojení malého solárního panelu, by mohla být jeho výdrž neomezená. ExoHiker je nastavitelný, aby se dal přizpůsobit pro uživatele ve výškovém rozmezí od 165 cm do 191 cm. Všechna nastavení ovládání lze nastavovat uživatelem pomocí jednoduchého LCD monitoru. [1]



Obr. 14 ExoHiker [29]

#### 2.2.5 ExoClimber

Tento exoskeleton je navržen pro rychlý výstup schodů, strmých svahů a zároveň poskytuje stejnou dlouhodobou únosnost jako ExoHiker. Váží 23 kg, včetně zdroje energie a počítače, při nosnosti 90 kg. Tento skeleton je stejně hlasitý jako kancelářská tiskárna. Jeho požadavky na baterie jsou stejné jako u modelu ExoHiker, mimo vzestupně strmé svahy. Při strmém stoupání je ExoClimber schopen urazit 300 m vzestupně při použití 0,5 kg baterie. Testování tohoto modelu probíhalo v Rocky Mountains. Vyhodnocení zahrnovalo turistiku na sněhu se sněžnicemi i bez nich. Výsledná zpráva byla velmi příznivá a během jednoho experimentu byla vzdálenost se zátěží 45 kg zvýšena o 900 %. [1]

### 2.2.6 HULC

Pracovníci vojenské logistiky a zásobování často potřebují opakovaně zvedat a nést těžké náklady několik hodin denně. Tyto aktivity podstatně zvyšují tlak vyvíjený na tělo, což může vést k poranění. HULC je 3. generace exoskeletonů vytvořený Berkeley Bionics and the University of California (také pod názvem Ekso Bionics). HULC umožňuje operátorovy bezpečně zvedat těžká břemena, která by vyžadovala asistenci dvou nebo více lidí. Na rám exoskeletonu lze připojit zařízení *Lift Assist*, poskytující možnost připojení několika koncových efektorů pro zvedání a přepravu různých krabic, kontejnerů a munice. Samotný skelet se moc neliší od předchozí generace.



Obr. 15 HULC [5]

### 2.2.7 Ekso (eLEGS)

Jedná se o bionický exoskeleton vytvořený spol. Ekso Bionics, který dal paraplegikům vzpřímenou pohyblivost a možnost lidem s postižením zvednut se z kolečkového křesla. Komerční verze byla nedávno vytvořena pro nemocnice a rehabilitační centra, společnost však doufá, že tato technologie bude více dostupná, aby ji lidé mohli používat doma a v jejich každodenním životě. Osobní verze je dostupná od roku 2014.

Společnost začala na exoskeletonu pracovat před více než 15 lety, jako projekt pro armádu financovaný společností DARPA. V roce 2005 došli výzkumníci k průlomů v oblasti hmotnosti převedením zátěže do země. Díky tomu uživatel necítí 23 kg vážící exoskeleton, který na sobě má.





Obr. 16 Ekso (eLEGS) [19]

Ekso je sestaven z motorizovaného karbonového rámu, který do značné míry napodobuje lidskou kostru. O pohon se starají 4 elektrické motory- 2 umístěné na bocích, 2 umístěné na kolenou. Tyto motory pohání baterie umístěné na zádech. Uprostřed mezi dvěma bateriemi se nachází počítač. Propojením 15 senzorů s počítačem téměř znovu vytvoříme nerovný systém. [6]

### 2.2.8 HAL

Zkratka HAL je z anglického slova *Hybrid Assistive limbs*. HAL je klasifikován jako Cybernoid a bionický oblek. Cybernoid je hybridní systém pro rozšíření schopností člověka za pomoci robotických končetin na bázi kybernetických technologií. Tyto končetiny jsou řízeny myoelektrickými signály, jako u skutečných končetin. Bioelektrické signály obsahují *myoelectricity*, užitečné a spolehlivé informace pro řízení lidského pohybu. Nositel získá fyzickou podporu přímo z nervového systému použitím bioelektrických signálů, které lze mnohem snadněji realizovat manuálním řízením, stejně jako je joystick.

Rám konstrukce HAL-5 se skládá z niklu, molybdenu a speciálního duralu (hliníková slitina) používaného na křídla stíhacích letounů Zero, která se objevila v druhé světové válce.

Ve vývoji exoskeletonů HAL došlo k několika vývojovým krokům:

- HAL-1 type B (1996 – 1999) – Tento model byl sestaven pro dolní končetiny. Využíval stejnosměrné motory pro pohon a kuličkové šrouby k polohování.
- HAL-3 a 4 (1999 – 2003) – Modernější a vhodnější systémy pro využití v běžném životě. Skeleton se využívá na dolní končetiny uživatele.
- HAL-5 type B (2005 – současnost) – Je složen z konstrukce dolní končetiny a horní části pro horní končetiny. Oproti předchozímu modelu byl eliminován objemný batoh.

HAL je sestaven z rámu pro podporu těla nositele, pohonných jednotek (aktuátory a motory) instalované na klouby kyčlí, kolen, ramen, loktů a senzorů pro zachycení bioelektrických signálů na povrchu kůže, úhlové senzory, senzory pro rovnováhu, baterie (nikl-hydridové a lithiové) a počítač pro řízení systému. [9]



Obr. 17 HAL-3 (vlevo) [20], HAL-5 (vpravo) [21]

## 2.3 Těžký exoskeleton

### 2.3.1 Rayethon XOS 2

Americká zbrojařská společnost Rayethon sestrojila pro americkou armádu *full body* (FB) exoskeleton XOS 2, který může používat i netrénovaný člověk a zvedat nebo pokládat těžká závaží bez únavy. Při zachování lehké konstrukce (provozovat v obleku i běžné sporty). Bionický exoskeleton není jen pasivní opora, pracuje na podobném principu jako myoelektrické náhrady končetin- snímače připevněné na těle zaznamenávají pohyby končetin nebo přímo elektrické impulsy, kterými mozek řídí lidské svaly. Snímače pak tyto signály zesílí a vyšle do pohonů končetin.

WR oblek zvyšuje pevnost, obratnost a vytrvalost lidského vojáka uvnitř. XOS 2 používá vysokotlaké hydrauliky umožňující nositeli zvedat těžké předměty v poměru 17:1 (skutečná hmotnost s předpokládanou hmotností). To umožňuje opakované zvedání nákladu bez vyčerpání nebo zranění. Systém XOS byl původně vyvinut jako nositelné energeticky autonomní robot (WEAR) pomocí výzkumu Sarcos v Salt Lake City.



Obr. 18 Rayethon XOS 2 [10]

Druhá generace XOS 2 robotický oblek používá lehčího materiálu a je o 50% energeticky účinnější než XOS 1. Exoskeleton váží cca 95 kg. Využívá kombinace regulátorů, snímačů, vysoce pevného hliníku a oceli, které umožňují strukturu a pohonům plnit náročné úkoly. Voják bude mít na sobě oblek XOS 2 a bude moci vykonávat práci až za tři vojáky. [8]

Systém XOS 2 je poháněn hydraulickými motory s elektrickými systémy. Motor pohání hydraulické stříky. Jednotlivé senzory slouží k určení potřebné polohy a síly. Počítačové procesory jsou umístěny na každý kloub obleku. Senzory vysílají signály k procesorům přes ethernet. Raytheon Sarcos plánuje vyvinout batoh s palivovými články, který by zajišťoval provoz asi 8 hodin.

### 3. Jednotlivé komponenty

#### 3.1 Aktuátory

V nositelné robotice se běžně používají pneumatické, hydraulické, elektrické a elektromagnetické pohony. Hydraulické a pneumatické pohony jsou známy pro svou vysokou hustotu, velké síly a krouticí momenty, použity v řadě aplikací. Pohon dolních končetin exoskeletonů jsou jedním z mnoha možností použití pneumatických pohonů, kde je důležité uchování a dodávání energie pro krouticí moment.

##### 3.1.1 Hydraulické aktuátory

Hydromotor používá hydraulický výkon pro usnadnění mechanické operace. Mechanický pohyb může být lineární, rotační nebo kmitavý. Používané kapaliny jsou téměř nestlačitelné, proto může aktuátor vyvinout značnou sílu, ale je omezen ve zrychlení. Hydraulický válec se skládá z duté válcové trubice, ve které se pohybuje píst. Termín dvojčinný motor se používá, když je aplikován tlak na obou stranách pístu. Jednočinný pohon využívá tlak kapaliny jen na jedné straně pístu. Rotační hydromotory se často používají jako turbíny.

##### 3.1.2 Pneumatické aktuátory

Pneumatický pohon přeměňuje energii vytvořenou vakuem nebo vzduchem pod vysokým tlakem na lineární nebo rotační pohyb. Pneumatická energie je pro aktuátory velmi žádoucí, protože hlavní ovládací prvky motoru mohou rychle reagovat na spuštění a zastavení. Pneumatické pohony umožňují značné síly, které jsou vytvořeny z relativně malých změn tlaku. Tyto síly jsou často používány s ventily pro pohyb a polohování akčních členů. V oblasti exoskeletonů je pneumatický pohon velmi používán, pro jeho rychlost polohování, ekonomickou nenáročnost. Mohou být v provedení ventilů, pístů a rotačních pneumatických motorů.

##### 3.1.3 Elektrické a elektromagnetické aktuátory

Elektrický pohon převádí elektrickou energii na mechanický lineární pohyb nebo otáčivý pohyb. Elektrická energie se používá pro ovládání zařízení. Jedná se o nejčistší a snadno dostupnou formu pohonu. Elektromotory využívají silové účinky magnetického pole, ale bylo by možné použít i jiné jevy, jako např. piezoelektrický jev nebo silové účinky elektrostatického pole. Většina elektromotorů je konstruována jako točivé elektrické stroje. Lineární aktuátor vykonává posuvný pohyb, čímž se liší od rotačního pohybu, který vykonává většina elektromotorů.

Krokový motor je synchronní točivý stroj většinou napájený impulsem stejnosměrného proudu. Magnetické pole je generováno postupným napájením jednotlivých pólových dvojic. Motor se pohybuje mezi stabilními polohami vždy v určitém úhlu – pohyb po krocích. Počet kroků je dán počtem pólových dvojic. Pro stabilizování pohybu kroků je třeba použít převodovky nebo řídicí elektroniku. [3]

## 3.2 Senzory

### 3.2.1 Senzory soft exosuits

Nové sensorové systémy lze snadno integrovat s textilem a lehkými komponenty. *Rigid Exoskeletons* obvykle obsahují senzory, jako enkodéry (pro měření úhlů, řízení otáček, inteligentní polohování) nebo potenciometry v robotických kloubech. Ale tato technologie není kompatibilní s lehkou konstrukcí.

Kinematické senzory jsou užitečné pro sledování úhlů kloubů v reálném čase tak, že řídicí systémy mají přehled o pohybu těla. Tento přístup je zvláště důležitý pro použití mimo laboratoř v náročném prostředí a při provádění každodenních aktivit. Dřívější nositelné snímače pro měření lidské kinematiky používaly senzory, jako nanotrubičky nebo křemík zapouzdřený na měkkém polymeru, který vyžaduje komplexní výrobní technologii.

Laboratoře Microrobotics z Harvardu zkonstruovaly řadu lehkých čidel, které mohou měřit napětí, tlak, zakřivení a střih. Tato čidla jsou založena na konceptu vloženého tekutého kovu (eutektická slitina gallium indium) v kanálech z hyperplastického silikonového materiálu, který se chová jako proměnný odpor. Deformace materiálu způsobuje změnu geometrie kanálů a tudíž odpor, který lze snadno změřit. [4]

### 3.2.2 Enkodéry

Lineární nebo rotační snímače jsou elektromechanické převodníky, které měří absolutní nebo relativní pohyb. Enkodéry jsou klasifikovány jako inkrementální nebo absolutní. Relativní kodér (označovaný také jako inkrementální snímač) obvykle využívá optický snímač pro generování elektrického impulsu a stanoví se relativní úhel. Tento převodník nemůže určit směr otáčení bez umístění dalšího čidla. Absolutní rotační snímače produkují unikátní digitální kód pro každou pozici hřídele. Absolutní kodéry mohou být optické, mechanické s optickými vlákny nebo magnetické. U optického snímače máme vysílač a přijímač sloužící pro úhlové počítání. Střídáním neprůhledného a průhledného kolečka vzniká jedinečný kód, který definuje úhel natočení. Příklad použití enkodéru je u kuličkových počítačových myší.

### 3.2.3 Magnetické senzory (Hallova sonda)

Jedná se o snímač, který vytváří kolísání výstupního napětí v odezvě na změny hustoty magnetického pole. Hallovy senzory jsou bezdotykové senzory, které mohou být použity pro přiblížení, polohování a proudové snímání. Když elektrony protékají vodičem, je produkováno magnetické pole. Hallův prvek je základní snímač magnetického pole. V úhlovém nastavení snímače polohy, rotující magnet generuje jednu sinusovou vlnu na otáčku. Tento typ snímání lze použít pouze na rozsah 90°. Hallovy lineární snímače polohy poskytují vysokou citlivost.

### 3.2.4 Potenciometry

Skládají se z variabilního odporového materiálu, potenciometry jsou nejjednodušší polohové snímače. Elektrický kontakt způsobí změnu napětí měřeného potenciálu. Otočné potenciometry jsou vhodné pro přímé měření společného úhlu s analogovým výstupem.

Potenciální děliče mohou být použity pro úpravu signálu. Problémy kvantování signálu a posuvného šumu jsou hlavní nedostatky přesnosti rotačních potenciometrů. Příklad použití potenciometru můžeme najít u reproduktorů jako regulátor hlasitosti.

### 3.2.5 Mikroelektromechanické systémy (MEMS)

MEMS inerciální senzory jsou vhodné pro sledování změn v rychlosti, poloze a orientaci. Jedná se o miniaturizované mechanické a elektromechanické prvky, které jsou vyrobeny s použitím technik miniaturizace. V minulosti byly akcelerometry postaveny z velkých mechanických hmot a gyroskopy s více mechanických kardanů (tři v sobě umístěné prstence, spojené otočnými čepy) a ložisek. Tato zařízení jsou v současné době vzrůstající alternativou k zachycení pohybu v oblasti WR. Tato technologie má řadu výhod: relativně nízká spotřeba energie, přenositelnost, nízká cena a malá velikost. Jedná se o budoucnost WR.

### 3.2.6 Gyroskopy

Gyroskop je zařízení, které využívá rotaci setrvačnicku pro udržení polohy osy v inerciálním prostoru. Rotor se otáčí kolem pevné osy a struktura kolem ní se otáčí nebo naklání. Gyro technologie zahrnují mechanické, optické a vibrační typy. Optický gyroskop je založený na detekci fázových rozdílů světelných vln cestujících proti směru otáčení. Optické gyroskopy nabízí vyšší stabilitu než vibrační gyroskopy, ale jsou dražší. Mechanický gyroskop tvoří tři v sobě umístěné prstence, spojené otočnými čepy tak, že osy sousedících prstenců jsou navzájem kolmé. Vibrační gyroskopy využívají k měření úhlové rychlosti Coriolisovu sílu.

### 3.2.7 Bioelektrické senzory aktivity

Lidské tělo můžeme charakterizovat jako objemový vodič, protože se skládá hlavně z elektrolytů a má tedy určitou vodivost. Proto můžeme použít signály nervové soustavy pro řízení a snímání aktivity. Existují dva hlavní přístupy:

- povrchové elektrody na kůži
- vnitřní elektrody umístěné v blízkosti aktivních buněk

Zesílení těchto signálů vyvolává řadu otázek zejména v oblasti bezpečnosti a šumu signálu. Za účelem získání signálu s vysokým poměrem signálu/šumu je zapotřebí lepší kontakt mezi elektrodou a tkání. Lepší kontakt zajišťuje nižší šum v získaném signálu, ale na druhou stranu to znamená vyšší riziko úrazu elektrickým proudem v případě selhání systému napájení. Toto riziko je o to vyšší, v případě implantovaných elektrod, kde jsou vodiče přímo připojeny k vnitřní tkáni.

Materiály použité pro elektrody jsou velmi závislé na typu kontaktu, např. stříbro/chlorid stříbra (Ag/AgCl) nebo nerezová ocel. Tyto různé materiály představují různé elektrické odezvy, které jsou určeny svými elektrickými vlastnostmi. Další možností snímání elektrických signálů se v současné době používá ve většině systému EMG. V těchto systémech tzv. aktivní elektroda sestavená ze dvou nebo více suchých elektrod. Jednotlivé elektrody jsou umístěny s aktivní elektrodou v pevné vzdálenosti, což také usnadňuje montáž senzorů. Umístění snímačů silně ovlivňuje kvalitu signálu, špatně umístěné nebo orientované

senzory mohou produkovat významné změny v kvalitě a/nebo amplitudy signálu. Na tomto principu fungují myoelektrické protézy a bionické exoskeletony. [3]

### 3.3 Řízení

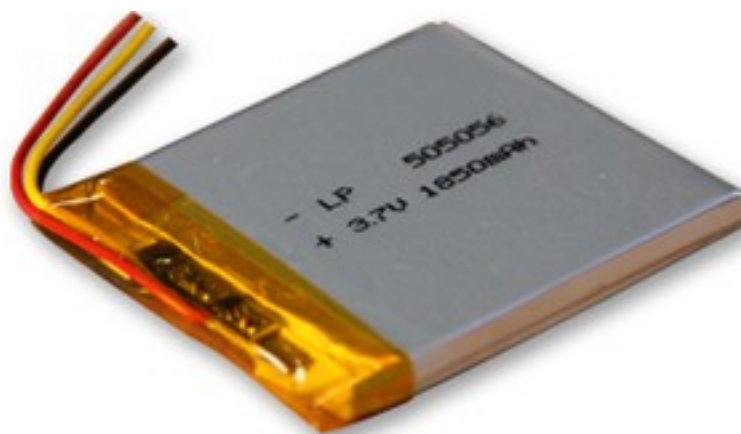
Další klíčová komponenta *exosuitu* je zdroj energie a převodovka. Ty musí být schopny předat energii k okrajovým částem těla a zároveň neomezovat pohyb. Systém ovládání musí být dostatečně rychlý pro pohyb s končetinou a posunout souběžně lidské tělo a oblek.

U *exosuits* je důležitá aplikace správných momentů na klouby synchronně s přirozenými svaly. Důležité je použití postupného napodobování nástupu sil ve svalech, příliš rychlé zvýšení síly může způsobit nepříznivou svalovou reakci. V jiných případech lze použít pneumatické pohony, které jsou ovládány v přímočaré otevřené smyčce způsobem natlakování a odlakování v požadovaném čase v cyklu chůze. K určení specifikace pohonu jsou výchozím bodem přirozené momenty a kinematika kloubů. [4]

### 3.4 Energetický zdroj

Systémy akumulace energie se používají pro napájení pohonů a senzorů pro správné fungování exoskeletu. Mezi klíčové technologie pro přenosné zdroje energie, potřebné k úspěšné aplikaci WR jsou baterie, palivové články a hybridní zdroje. Různé typy baterií jsou komerčně dostupné jako přenosná energetická řešení. Hlavním požadavkem bateriových technologií je schopnost plnit napájení a energetické požadavky při minimalizaci hmotnosti zařízení. Tento požadavek je hlavním faktorem při výběru dané technologie ovládání a v praktickém uplatnění WR pro interakci s lidskou bytostí.

Bateriové systémy se pohybují od spolehlivých technologií, jako jsou *Lead-acid*. Osvědčila se a vyvíjela v průběhu mnoha let, k novým návrhům, které jsou v současné době ve fázi vývoje. Komerční řešení zahrnují *Lithium-ion* (Li-Ion baterie), *Sodium-sulfur* a *Sodium-nickel chloride*.



Obr. 19 Akumulátor (Lithium Polymer baterie) [22]

Jsou zapotřebí další technologie k překonání hlavních nedostatků stávajících řešení. Lithium polymerové baterie, se speciálně vytvořeným suchým polymerem, v současné době nabízí výhodu neomezeného tvaru. Z toho důvodu může mít tenčí konstrukci než *Lithium-ion* baterie. Nové materiály jsou stále testovány za účelem zvýšení výdrže a zmenšení konstrukce.

Slibným příkladem je *Zinc-silver* baterie, poskytující dvounásobnou hustotu energie *Lithium-ion* baterií a jsou bezpečnější, tj. nehořlavé.

## 3.5 Materiály

### 3.5.1 Uhlíková vlákna (Karbon)

Uhlíkové vlákno je pevný a lehký materiál, který může nahradit ocel a další těžké kovy. Vlákno je spleteno z vláken o průměru 5-10  $\mu\text{m}$ . Složení je hlavně z atomů uhlíku. K výrobě uhlíkových vláken jsou atomy spojeny dohromady, čímž vzniknou krystaly, které jsou vyrovnány rovnoběžně k podélné ose a tvoří vysokou pevnost. Několik tisíc uhlíkových vláken je následně svázáno dohromady.

Vlastnosti uhlíkových vláken, jako je vysoká tuhost, pevnost v tahu, nízká hmotnost, vysoká chemická odolnost, vysoká tolerance teplot a nízká tepelná roztažnost jsou velmi populární v leteckém, vojenském a automobilovém průmyslu. Velký význam má i pro lehké a pevné rámy exoskeletonů.

Uhlíková vlákna v kombinaci s jinými materiály tvoří kompozity. V kombinaci s plastovou pryskyřicí se po slisování vytvoří vyztužený polymer (často označovaný jako uhlíkové vlákno – *carbon fiber*), který má vysoký poměr pevnosti k hmotnosti. Je tuhý, i když poněkud křehký. S uhlíkovými vlákny se v současnosti experimentuje v mnoha oblastech především v nanotechnologii, kde má tento materiál v podobě uhlíkových nanotrubic velké možnosti využití. Dalším velkým odvětvím je motorsport pro stavbu monopostu Formule 1, rally speciálů, moderních sportovních automobilů nebo tryskových a dopravních letounů.



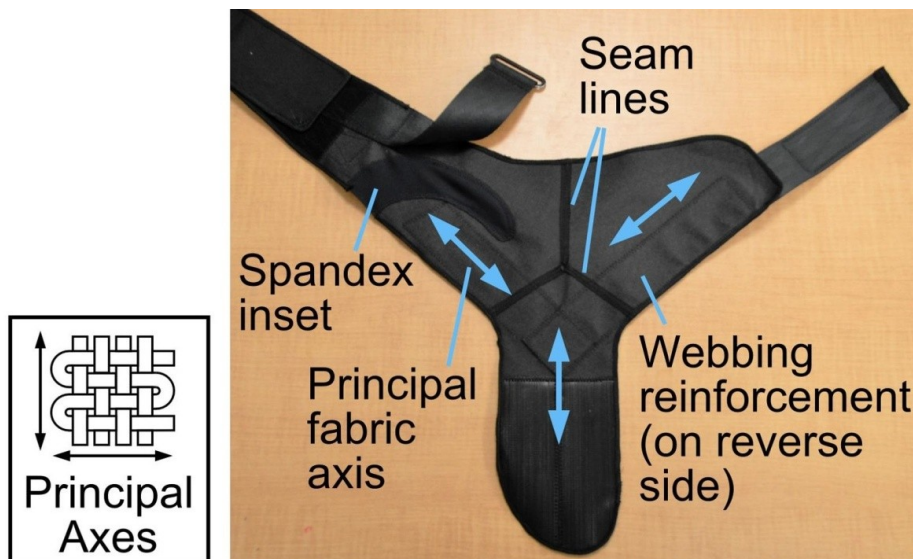
Obr. 20 Monopost formule 1 z uhlíkového vlákna [23]

### 3.5.2 Strukturované funkční textilie

Kromě praktické části architektury *exosuitu* účinně přenášet síly, musí být oblek pohodlný a mít vysokou axiální tuhost. Toho lze dosáhnout strukturovaným textilem vyrobeným ze speciálně navržených vzorů a materiálů. Síly musí být rozváděny rovnoměrně po celém těle, aby se zabránilo vysokému tlaku, který může způsobit nepohodlí nebo omezení průtoku krve.

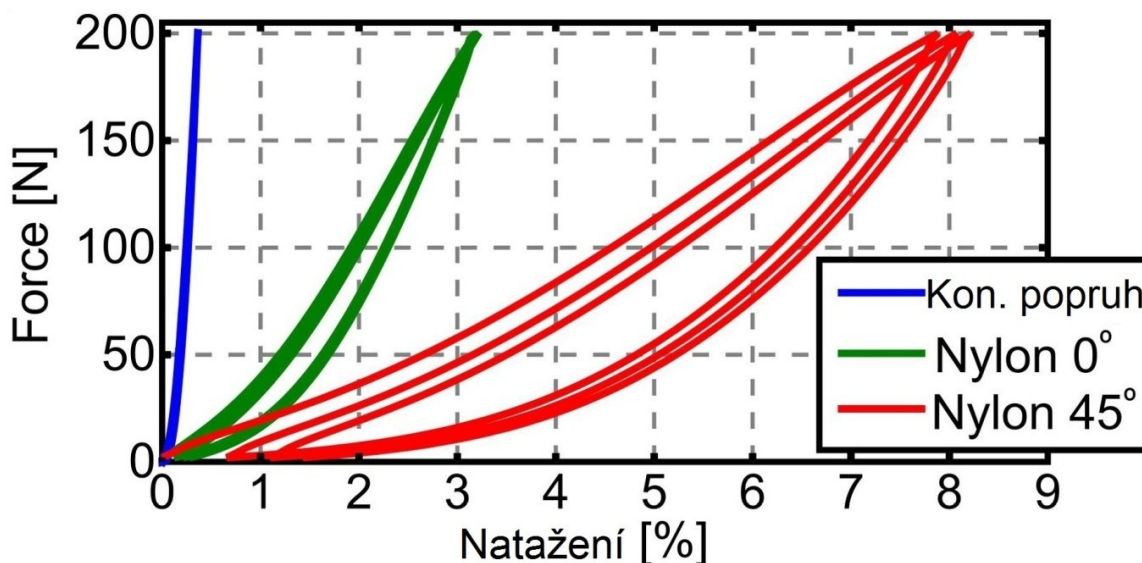


K dosažení této distribuce využijeme část obleku (obr. 21). Strukturovaný pás se skládá z 3 různých textilií vrstvené a orientované v různých směrech. Většina tkaniny je plátňová vazba nylonu, který byl vybrán vzhledem k jeho vysoké rozměrové stálosti a jeho vyšší tuhost v prodloužení ve srovnání s jinými látkami. Tato tkanina, jako všechny tkané látky má vlákna ve dvou kolmých směrech, ve kterých je nejsilnější a nejtuzší (princip *fabric axes*- látkové osy, osy tkanin) jelikož v nich jsou nitě nataženy podélně. Obr. 22 ukazuje jednotlivé prameny tkanin zatížené tahovými silami. Jedná se o 5 cm širokou tkaninu testovanou na trhacím stroji Instron.



Obr. 21 Strukturovaná textilie [4]

Napnutí tkaniny při zatížení je velmi důležité, protože velká deformace bude snižovat tuhost *exosuits* a vyžaduje zvýšení síly při pohonu. Nylonová základní vrstva je dále vyztužena konopnými popruhy v hlavní distribuční cestě zatížení po celém těle a kolem boku nohy. Jak ukazuje obr. 22 konopný popruh má mnohem nižší napnutí než nylonová tkanina, díky své husté vazební struktuře a zvýšené tloušťce (1,2 mm), ale za cenu snížené přizpůsobivosti. Nakonec použijeme elastická vlákna přes lopatky kyčelní pánve pro eliminaci vertikální smykové síly. [1]



Obr. 22 Namáhání různých materiálů [4]

## 4. Dolní končetiny

Obecně platí, že výkon a konstrukční kritéria se liší v závislosti na končetině. Hlavní funkcí horní končetiny je manipulace, proto kinematický řetězec spočívá v kloubu ramene, loktu, zápěstí spolu s horní částí paže, předloktí a segmentů dlaně se značnou pohyblivostí. Účelem je zajištění vysokého stupně obratnosti při manipulaci. To klade přísné požadavky, pokud jde o kinematickou kompatibilitu mezi robotem a člověkem.

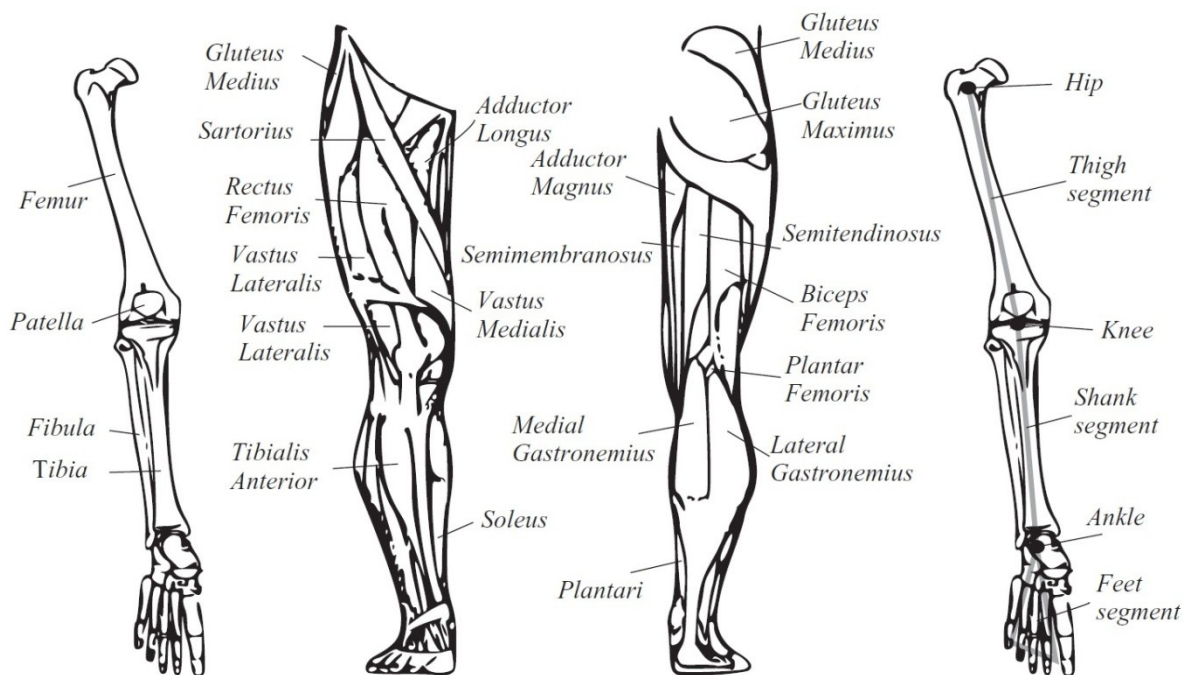
Dolní končetina je obecně méně složitá než horní končetina. Hlavní funkcí dolních končetin je poskytovat podporu, stabilitu a schopnost pohybu. Lidská chůze může být vnímána jako cyklický proces, zahrnující stojné fáze a fáze výkyvu.

### 4.1 Anatomie

Dolní končetiny umožňují lidem stát a pohybovat se. Jsou součástí lidského těla, která se nachází v oblasti od hýžd'ového svalstva až k patě a je připojena k dolní části trupu. Skládá se z následujících kostí:

- pánev (kyčelní, stydká, sedací kost)
- stehenní (fémur)
- bercové kosti (holenní a lýtkové kosti)
- nohy (patní, zánártní, nártní a články prstů)

Tři hlavní klouby jsou kyčle, kolena a kotníky. Kolenní kloub je jeden z největších opěrných kloubů v celém těle. Zkřížené vazy zabraňují posunutí holenní kosti vůči stehenní kosti dopředu nebo dozadu a mají význam pro stabilitu kolena. Nejdůležitější sval podílející se na stabilizaci kolenního kloubu je *quadriceps femoris*. Kromě toho se v koleni nacházejí menisky (vnitřní a vnější), které tvoří chrupavku a působí jako tlumiče. [3]



Obr. 23 Anatomie dolní končetiny [3]

## 5. Budoucí vývoj

Exoskeletony a lehké exosuity procházejí v posledních několika letech velkým technickým a konstrukčním vývojem. I přes řadu revolučních pokroků a inovací v oblasti strojního inženýrství a nositelné robotiky lze stále objevovat nové možnosti. Největší možnosti pokroku se nabízejí v oblasti řízení, snímání a napájení exoskeletu.

V současné době se řada technických a inženýrských týmů snaží zdokonalovat systémy řízení. Lze předpokládat, že zařízení bude řízeno výkonnými procesory a naprogramovanými algoritmy, které budou napodobovat a podporovat přirozené pohyby uživatele. Velkou výzvou představuje nasimulování přirození chůze, manipulace s předměty apod.

V oblasti snímání se pro budoucí použití nejvíce nabízí řízení bioelektrickými signály. Tato technologie není nová, ale pro praktické a komerční využití je třeba ji zdokonalit a upravit. Hlavním problémem je stabilita signálu a zajištění bezpečnosti před poraněním elektrickým proudem. Snímání bioelektrických signálů má v budoucnu velký potenciál z hlediska použitelnosti a univerzálnosti v mnoha oblastech zdravotní a vojenské techniky.

Pro snížení váhy a zvýšení tuhosti lze předpokládat použití lehkých konstrukčních materiálů, kompozitů a slitin. Hlavním cílem bude snížit hmotnost všech komponent na nezbytné minimum, při zachování nebo zvýšení tuhosti a pevnosti celého zařízení. Uživatel bude moci nosit exoskelet celý den bez námahy. Jako budoucí materiály pro rámy exoskeletů a exosuitů můžeme očekávat uhlíková vlákna, slitiny hliníku, duralu nebo kompozity lehkých kovů a tvrzených plastů.

V oblasti motorů a aktuátorů bude snaha konstruktérů směřovat k minimalizaci zařízení, při zachování nebo zvýšení výkonu motorů.

Největším nedostatkem poháněných exoskeletů je v současné době kapacita, rozměry a hmotnost energetických článků. Budoucí baterie pro nositelnou robotiku budou muset podléhat vysokým požadavkům:

- možnost tvarovat baterii podle potřeby
- dlouhá výdrž baterie
- dlouhá životnost
- rychlé nabíjení
- nízká hmotnost

V současné době je průkopníkem v oblasti palivových článků společnost Tesla. Jejich nejnovější projekt se nazývá Powerwall nebo větší Powerpack a slibuje osvobození domácností a zařízení od fosilních paliv.

Náhled na budoucnost exoskeletů nám často umožňují filmová plátna. Budoucí *wearable robots* mohou vypadat jako brnění komiksového hrdiny z filmu Iron Man. Řízení bioelektrickými signály dosáhne takové technické úrovně, že bude možné ovládat uměle vytvořenou postavu jako ve filmu Avatar. Potenciál exoskeletů a exosuitů je neomezený.

## 6. Rámcový návrh kolenního exoskeletonu

### 6.1 Kolenní ortéza

Pro vytvoření vlastního návrhu exoskeletonu využijeme jako předlohu kolenní ortézu. Novodobé ortézy využívají unikátní fyziologický kolenní kloub, založený na principu 4-osého kloubu. Ten lépe napodobuje valivý pohyb kolene a zajišťuje perfektní stabilitu. Ortéza je využívána jako rehabilitační pomůcka pooperačních stavů (operace vazů včetně zkřížení vazů), ruptury postranních i zkřížených vazů nebo jako vyztužující člen při sportovních aktivitách.



Obr. 24 Kolenní ortéza

Ortéza je tvořena z lehkých materiálů např. plast, lehké kovy a jejich slitiny. Rám je vybaven polstrováním z měkkého materiálu pro snadné a pohodlné nošení. Připojení ke končetině je provedeno popruhy se suchými zipy.

Fyziologický kloub propojuje horní a dolní část rámu, které se pohybují ve stejném úhlu ke kloubu díky vzájemnému propojení. Pohybujeme-li horní částí rámu, dolní část se pohybuje synchronně s ní. Tuto skutečnost lze využít pro volbu pohonu a polohování při snížené pohyblivosti. Při navrhování konstrukce rehabilitační pomůcky je třeba zohlednit nezbytné požadavky:

- lehká a pevná konstrukce
- dostatečně silný výkon pro polohování
- snímání
- univerzálnost
- ergonomie
- nastavitelnost
- nízké výrobní náklady

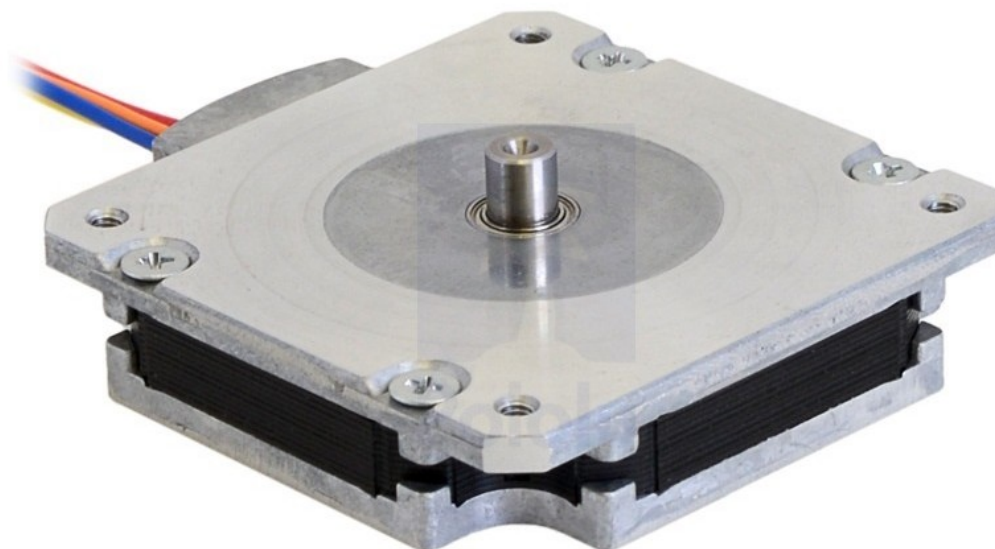


Obr. 25 Fyziologický kolenní kloub

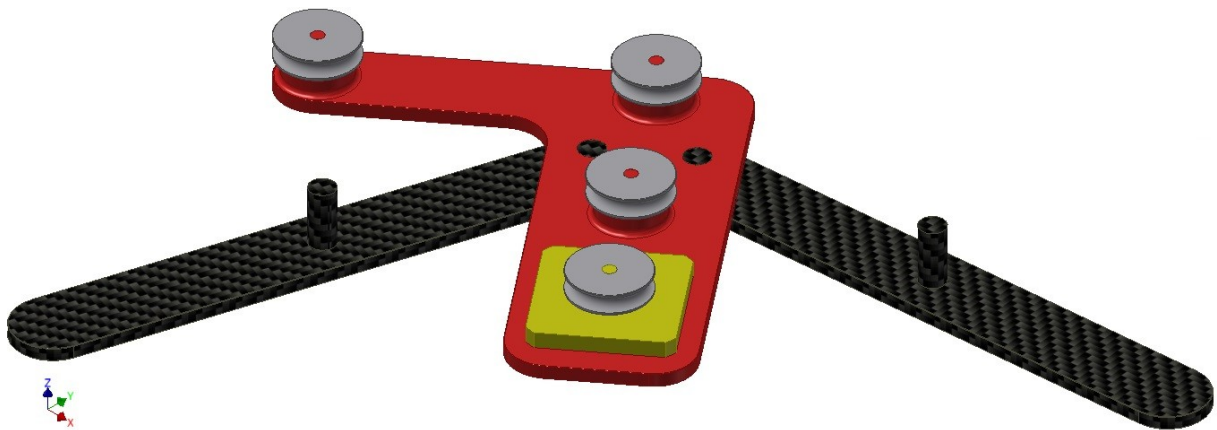
## 6.2 Ortéza s krokovým motorem

První návrh ukazuje polohování rámu exoskeletonu pomocí plochého krokového motoru, který zajišťuje pohon pro řídicí řemen, ozubený řemen nebo řetěz. Řemen je k rámu pevně připojen a tvoří uzavřenou smyčku. Rotačním pohybem hřídele krokového motoru dochází k podélnému pohybu řemene a následnému polohování horní a dolní části rámu. Díky fyziologickému kolennímu kloubu je možné polohovat pouze jednu část rámu, druhá se pohybuje synchronně s ní. Krokový motor lze použít pro natažení, ale i pro pokrčení končetiny.

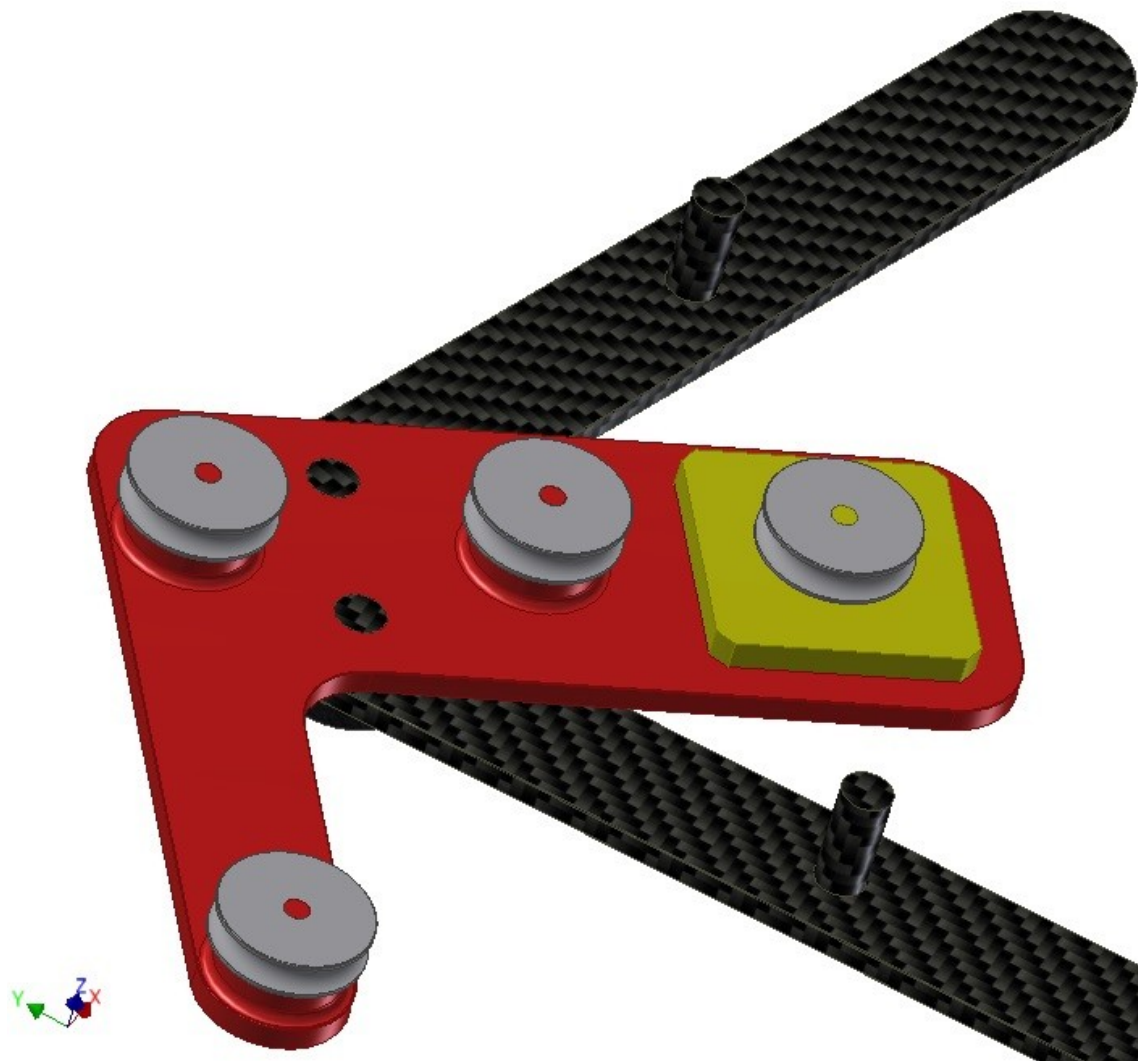
Plochý krokový motor je velmi kompaktní pro své malé rozměry. V závislosti na požadované síle při pohybu je možné připojení jednoho motoru nebo dalšího na druhý kloub ortézy. Pro náš návrh je vhodný motor s 200 kroky na otáčku, přidáním vhodné převodovky lze pohyb ještě dále korigovat.



Obr. 26 Plochý krokový motor [24]



Obr. 27 Ortéza s krokovým motorem



Obr. 28 Ortéza s krokovým motorem- detail

Návrh ortézy je složen z částí:

- plochý krokový motor (žlutý) s řemenicí
- horní část rámu (černý) s kolíkem pro pevné připojení řemenu (řetězu)
- dolní část rámu (černý)
- deska pro uchycení aktuátoru a vodících kol
- vodící kola
- řemen nebo řetěz

Na obr. 27 a 28 je vytvořený konstrukční návrh modelu pro řízení řemenem nebo řetězem. Aby bylo možné plochý krokový motor připojit k ortéze, je třeba vytvořit lehkou a pevnou desku pro uchycení motoru a řemenic. Pro lepší vedení řídicího členu (řemenu) je vhodnější krokový motor zapustit, aby řemenice a vodící kola byli ve vzájemně stejné rovině. Pro správné fungování řemenu je potřeba dosáhnout dostatečného úhlu opásání, aby vlivem nedostatečného tření nedocházelo k prokluzu. Toho lze dosáhnout několika způsoby:

- několik smyček paralelně řazených řemenů
- použití ozubených řemenů
- použití válečkových řetězů
- zvětšení velikosti řemenic
- kombinací těchto způsobů

V případě, že není třeba obousměrného pohybu řemene, lze nahradit řemen Bovdenovým lankem. Následně funguje pohon krokového motoru jako naviják a narovnáva nebo ohýbá ortézu podle vedení lanka. Pro obousměrné řízení by bylo zapotřebí použití dvou krokových motorů, aby každý obstarával pohyb v jednom směru. Tento způsob by však mohl být hlučný v porovnání s řemenem, který je jako převod tichý a plynulý.

V případě Bovdenových lanek platí stejné pravidlo o úhlu opásání. Řešení lze provést podobným způsobem. Z hlediska bezpečnosti, by reálný návrh obsahoval plastový kryt, aby nedošlo k namotání oděvu nebo zranění částí těla např. prstů.

### 6.3 Ortéza s převodovým motorem

V druhém konstrukčním návrhu je použito převodového motoru válcového tvaru. Jeho umístění je vzhledem k jeho větším rozměrům komplikovanější než v předchozím případě. Převodový motor má vyšší krouticí moment než krokový motor.

Přímé propojení s fyziologickým kolenním kloubem lze realizovat jako u již existujícího exoskeletonu HAL-3, ale umístění a rozměry aktuátorů jsou nežádoucí vzhledem k ergonomii. Proto pro náš návrh umístíme převodový motor na horní část rámu ortézy. Tuto část rámu je třeba upravit nebo vyrobit např. pomocí 3D tisku.

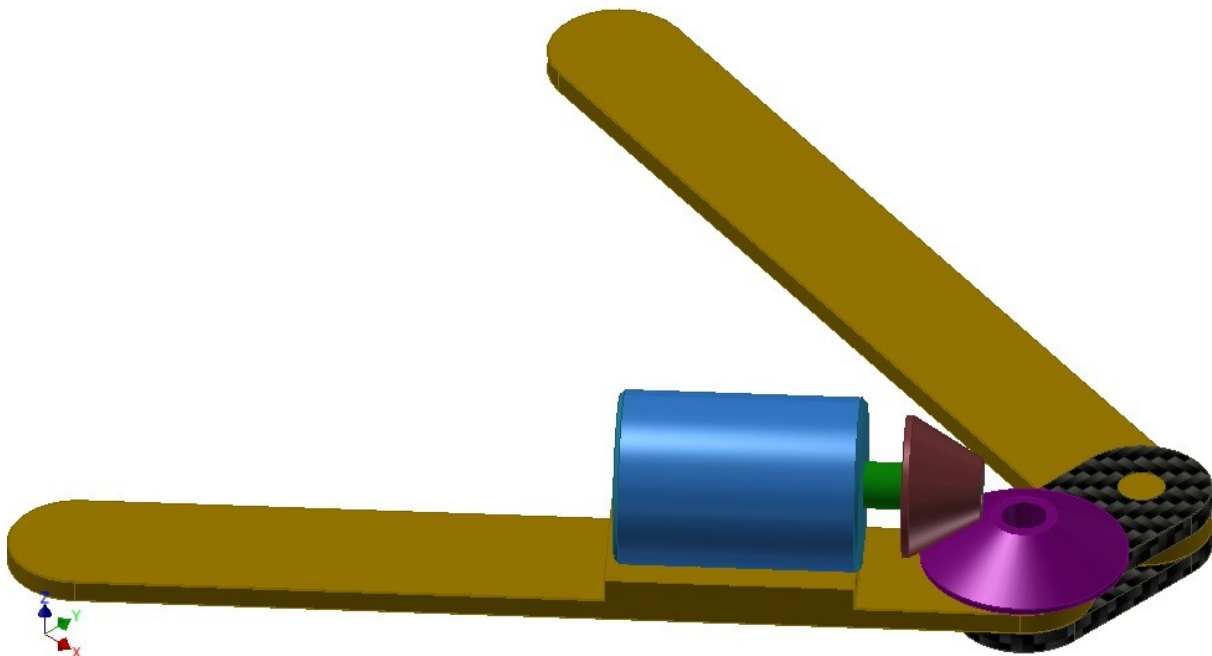
Přenos momentu lze realizovat pomocí kuželových ozubených kol. První kuželové kolo je pevně spojené s rotační hřídelí převodového motoru, druhé kolo je pevně umístěno na boční desce fyziologického kloubu bez možnosti otočného pohybu. Horní část ortézy se úhlově polohuje vlivem ozubeného kuželového převodu. Rotační pohyb prvního kuželového kola zajišťuje převodový motor.



Obr. 29 Převodový motor [25]

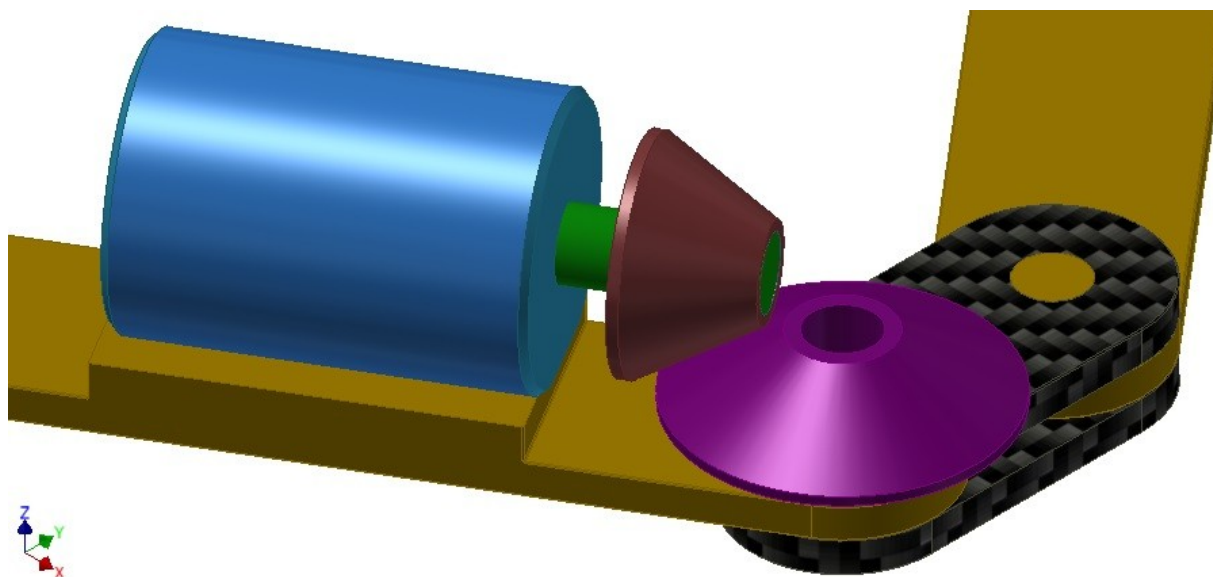
Osa pevného kuželového kola je totožná s osou čepu spojovací kloub a rám ortézy, aby bylo možné zajistit stálý kontakt spoluzabírajících ozubených kol. Pro náš případ bude lepší variantou kuželové ozubení s přímými zuby.

Boky zubů budou velmi namáhány na opotřebení, jejich trvanlivost je dána únosností v otěru a v zadírání. Pro zvýšení životnosti a trvanlivosti kuželových kol se boky zubů tepelně upravují nebo povlakuji tvrdými a odolnými termochemickými vrstvami. Povlaky jsou tvořeny oxidy, karbidy, nitridy případně jejich kombinací.



Obr. 30 Ortéza s převodovým motorem





Obr. 31 Ortéma s převodovým motorem- detail

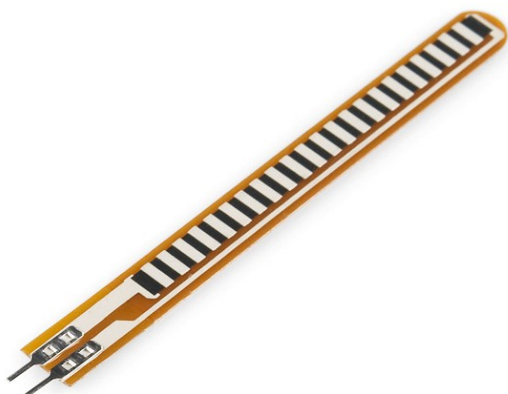
## 6.4 Ovládání ortézy

Oba návrhy jsou poháněny elektrickou energií. Zdrojem energie by mohli být bateriové články umístěné v oblasti pasu (připojené popruhy nebo k opasku). Ovládání poháněné ortézy je možné realizovat třemi způsoby:

- snímání změny odporu flex senzorů
- manuální řízení joystickem
- řízení bioelektrickými signály

### 6.4.1 Snímání Flex senzory

Jedná se o analogové rezistory, které pracují jako variabilní analogové děliče napětí. Flex senzory mění svůj odpor v závislosti na velikosti ohybu. Čím větší je ohnutí senzoru tím větší hodnota odporu. Senzory mohou být jednosměrné nebo obousměrné. Pro náš případ lze Flex snímač umístit na vnitřní stranu popruhů ortézy k určení pohyblivosti končetin. Působením tlakové síly na senzor způsobí změnu odporu, která vyšle signál řídicí desce Arduino pro zapojení pohonu krokového nebo převodového motoru.



Obr. 32 Flex senzor [26]



Obr. 33 Arduino [27]

### 6.4.2 Manuální řízení joystickem

Jednodušším z hlediska programování a nastavení je řízení pohonu joystickem. Jako řídicí mikropočítačovou desku použijeme jako u předchozího řešení Arduino. Tuto řídicí desku propojíme s joystickem a opatříme plastovým krytem pro lepší ergonomii. Uživatel si joystickem dle potřeby může řídit polohování ortézy.



Obr. 34 Joystick [28]

### 6.4.3 Řízení bioelektrickými signály

Tento způsob řízení a snímání je velmi komplikovaný. Vzhledem k našim možnostem a prostředkům by převedení do skutečného modelu nebyla možná. Vytvořit návrh opatřený bioelektrickým snímáním svalové aktivity a jeho následné převedení na řízení krokového nebo převodového motoru je mimo naše možnosti a zaměření.

## 7. Závěr

V bakalářské práci byla provedena rešerše exoskeletonů a jejich aplikací v oblasti zdravotnictví (rehabilitační technika), vojenské techniky, apod. V rešerši byl podán stručný přehled historie, vývoje v oboru, popis vybraných aplikací exoskeletonů, popis parametrů a srovnání výhod a nevýhod jednotlivých koncepcí.

V závěru rešerše je na základě literárních pramenů naznačen výhled do budoucna a identifikované trendy.

V praktické části práce je věnovaná pozornost kolennímu exoskeletonu pro podporu chůze osob s handicapem dolní končetiny. Je rámcově naznačeno několik konstrukčních návrhů pohonu exoskeletonu a naznačen způsob řízení pomocí manuálního řízení intervencí uživatele a autonomního řízení pomocí senzorů detekujících pohyb končetiny.

Další vývoj zařízení by mohl být směřován k detailnímu rozpracování konstrukčních návrhů, laboratorním ověření na prototypu a ověřování v reálných podmínkách za účasti pacientů- dobrovolníků.

## 8. Seznam použité literatury

### 8.1 Knižní publikace

- [1] SICILIANO, Bruno. *Springer handbook of robotics*. 1st ed. New York, NY: Springer Heidelberg, 2007, p. cm. ISBN 978-354-0239-574.
- [2] PONS, Eduardo Rocon and José L. *Exoskeletons in rehabilitation robotics: tremor suppression*. 1. Ed. Berlin: Springer, 2011. ISBN 978-364-2176-586.

### 8.2 Publikace na internetu

- [3] PONS, José L. *Wearable robots: biomechatronic exoskeletons* [online]. Hoboken, N.J.: Wiley, c2008, xviii, 338 p. [cit. 2015-06-24]. ISBN 978-047-0512-944.
- [4] Asbeck, A.T.; De Rossi, S.M.M.; Galiana, I.; Ye Ding; Walsh, C.J., "Stronger, Smarter, Softer: NextGeneration Wearable Robots," *Robotics & Automation Magazine, IEEE*, vol.21, no.4, pp.22-33, Dec. 2014
- [5] [online]. [cit. 2015-06-24]. Dostupné z: <http://bleex.me.berkeley.edu/>
- [6] *Exoskeleton allows paraplegics to walk* [online]. [cit. 2015-06-24]. Dostupné z: <http://edition.cnn.com/2013/03/13/tech/innovation/original-ideas-exoskeleton/index.html>
- [7] *Exoskeleton boots improve on evolution* [online]. [cit. 2015-06-24]. Dostupné z: <http://www.nature.com/news/exoskeleton-boots-improve-on-evolution-1.17237>
- [8] *Raytheon XOS 2 Exoskeleton, Second-Generation Robotics Suit, United States of America*[online]. [cit. 2015-06-24]. Dostupné z: <http://www.army-technology.com/projects/raytheon-xos-2-exoskeleton-us/>
- [9] *HAL: Hybrid Assistive Limb based on Cybernics* [online]. [cit. 2015-06-24]. Dostupné z: [http://sanlab.kz.tsukuba.ac.jp/sonota/ISSR\\_Sankai.pdf](http://sanlab.kz.tsukuba.ac.jp/sonota/ISSR_Sankai.pdf)
- [10] *Exoskeletons: New and old* [online]. [cit. 2015-06-24]. Dostupné z: <http://robohub.org/exoskeletons-new-and-older/>
- [11] [online]. [cit. 2015-06-24]. Dostupné z: <http://www.redorbit.com/news/technology/1113233473/jetpack-and-exoskeleton-receive-darpa-funding-091414/>
- [12] [online]. [cit. 2015-06-24]. Dostupné z: <http://www.google.com/patents/US420179>
- [13] [online]. [cit. 2015-06-24]. Dostupné z: <http://www.google.com/patents/US440684>
- [14] [online]. [cit. 2015-06-24]. Dostupné z: <https://www.google.com/patents/US1308675>

- [15] [online]. [cit. 2015-06-24]. Dostupné z: <https://en.wikipedia.org/wiki/Hardiman>
- [16] [online]. [cit. 2015-06-24]. Dostupné z:  
[https://cs.wikipedia.org/wiki/Orientace\\_na\\_lidském\\_těle](https://cs.wikipedia.org/wiki/Orientace_na_lidském_těle)
- [17] *Walk With Less Effort And Save Energy With These Exoskeleton Boots* [online]. [cit. 2015-06-24]. Dostupné z:  
<http://techfrag.com/2015/04/04/walk-less-effort-save-energy-exoskeleton-boots/>
- [18] *Harvard's "Wearable Robot" is Literally Straight From the Future* [online]. [cit. 2015-06-24]. Dostupné z:  
<http://www.complex.com/sneakers/2014/09/harvards-wearable-robot-is-literally-straight-from-the-future>
- [19] [online]. [cit. 2015-06-24]. Dostupné z: <http://stage.eksobionics.com/ekso>
- [20] [online]. [cit. 2015-06-24]. Dostupné z:  
<http://www.oobject.com/exoskeletons/hal-3/2308/>
- [21] *Cyberdyne HAL-5 – exoskeleton robot* [online]. [cit. 2015-06-24]. Dostupné z:  
<http://www.robaid.com/bionics/cyberdyne-hal-5-exoskeleton-robot.htm>
- [22] [online]. [cit. 2015-06-24]. Dostupné z:  
<http://www.snailshop.cz/akumulatory/1519-lithium-ion-battery-3-7v-2000mah.html>
- [23] [online]. [cit. 2015-06-24]. Dostupné z: <http://www.model-space.com/nz/articles/what-is-a-formula-1-car-made-of/>
- [24] [online]. [cit. 2015-06-24]. Dostupné z: <http://www.snailshop.cz/krokove/1593-sanyo-pancake-stepper-motor-bipolar-200-stepsrev-5011mm-45v-1-aphase.html>
- [25] [online]. [cit. 2015-06-24]. Dostupné z: <http://www.snailshop.cz/prevodove-37-mm-ttmotor/660-gm37-14.html>
- [26] [online]. [cit. 2015-06-24]. Dostupné z: <http://www.pvelectronic.eu/Flex-Sensor-2-2-d425.htm>
- [27] [online]. [cit. 2015-06-24]. Dostupné z: <http://www.snailshop.cz/klasicke/827-arduino-ethernet.html>
- [28] [online]. [cit. 2015-06-24]. Dostupné z: <http://shop.protoneer.co.nz/PS2-Joystick>
- [29] *Lab Report XVI* [online]. [cit. 2015-06-24]. Dostupné z:  
<http://www.metropolismag.com/Point-of-View/December-2011/Lab-Report-XVI>