



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE
FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ
Katedra biomedicínské techniky

Konstrukce pomocného exoskeletu dolní končetiny

Construction of the auxiliary exoskeleton of the lower limb

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika
Studijní obor: Informační a komunikační technologie v lékařství
Autor práce: Petr Šrotýř
Vedoucí práce: doc. Ing. Patrik Kutílek, Ph.D.

Katedra biomedicínské techniky

Akademický rok: 2019/2020

Kladno 2018



ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Šrotýř** Jméno: **Petr** Osobní číslo: **426078**
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**
Garantující katedra: **Katedra informačních a komunikačních technologií v lékařství**
Studijní program: **Biomedicínská a klinická technika**
Studijní obor: **Informační a komunikační technologie v lékařství**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

Konstrukce pomocného exoskeletu dolní končetiny

Název bakalářské práce anglicky:

Construction of the auxiliary exoskeleton of the lower limb

Pokyny pro vypracování:

Navrhněte vhodný design pomocného exoskeletu dolní končetiny. Exoskelet dolní končetiny bude navržen v souladu s pohybovými možnostmi dolních končetin a obsahovat podpěrnou konstrukci zahrnující klouby a chodidla. Zvolte vhodné umístění akčních členů na konstrukci a proveďte návrh přenosu momentových účinků na končetinu. Proveďte kinematickou a pevnostní analýzu konstrukce a navrhněte vhodné úpravy tak, aby byla konstrukce hmotnostně optimalizovaná. Úpravy vytvořte ve více variantách optimalizovaných pro odlišné váhové kategorie populace. Na základě výsledků realizujte reálnou konstrukci pro vybranou váhovou kategorii populace. Výsledné návrhy zhodnoťte a vytvořte návod použití pomocného exoskeletu v praxi.

Seznam doporučené literatury:

- [1] Daniel M., Experimentální biomechanika, ed. skripta, 2008, ČVUT v Praze, 9788001039823
- [2] Novák Petr, Mobilní roboty - pohony, senzory, řízení, ed. 1, 2005, BEN - technická literatura, 9788073001414
- [3] Rainbert M., Legged Robots That Balance, ed. 1, číslo 1, 1986, MIT Press, 9780262181174

Jméno a příjmení vedoucí(ho) bakalářské práce:

doc. Ing. Patrik Kutílek, MSc., Ph.D.

Jméno a příjmení konzultanta(ky) bakalářské práce:

Bc. Jan Hýbl

Datum zadání bakalářské práce: **17.01.2020**

Platnost zadání bakalářské práce: **19.09.2021**

doc. Ing. Karel Hána, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) katedry

prof. MUDr. Ivan Dylevský, DrSc.
podpis děkana(ky)

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem Konstrukce pomocného exoskeletu dolní končetiny vypracoval samostatně a použil k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k bakalářské práci.

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

V Kladně 17.1.2020

.....

Petr Šrotýř

PODĚKOVÁNÍ

Rád bych poděkoval panu doc. Ing. Patriku Kutílkovi, MSc, Ph.D. a panu Bc. Janu Hýblovi za mimořádně cenné připomínky, odborné rady, trpělivost a ochotu při vypracování bakalářské práce, a také svojí rodině za veškerou podporu při studiu.

ABSTRAKT

Konstrukce pomocného exoskeletu dolní končetiny

Práce se zabývá návrhem, realizací a otestováním konstrukce pomocného exoskeletu dolní končetiny. Exoskelet dolní končetiny je navržen v souladu s pohybovými možnostmi dolních končetin a obsahuje podpěrnou konstrukci zahrnující klouby a chodidla. V práci je popsáno vhodné umístění akčních členů na konstrukci a uveden návrh přenosu momentových účinků na končetinu. Dále je uvedena kinematická a pevnostní analýza konstrukce, a ukázána hmotnostní optimalizace s ohledem na odlišné váhové kategorie populace. Na základě výsledků je popsána realizovaná reálná konstrukce pro vybranou váhovou kategorii populace. Pro navrženou konstrukci je vytvořen návod použití pomocného exoskeletu v praxi.

Klíčová slova

kolenní kloub, exoskelet, rehabilitace, konstrukce, dolní končetiny

ABSTRACT

Construction of the auxiliary exoskeleton of the lower limb

This thesis deals with the design, implementation and testing of the construction of the auxiliary exoskeleton of the lower limb. The exoskeleton of the lower limb is designed in accordance with movement possibilities of the lower limbs and contains a support structure including joints and feet. Thesis describes the appropriate placement for the transmission of momentary effects on limb. The kinematic and strength analysis of the structure is presented, and the mass optimization with respect to different weight categories of population is shown. Based on result is described realized construction for the selected weight category. For the use of the auxiliary exoskeleton in practice was created use manual.

Keywords

Knee joint, exoskeleton, rehabilitation, construction, lower limbs

Obsah

Seznam symbolů a zkratk	9
1. Úvod	10
2. Přehled současného stavu konstrukcí exoskeletů	10
2.1. Pohybové možnosti konstrukce současných exoskeletů	10
2.2. Struktury konstrukcí současných exoskeletů	11
2.3. Druhy konstrukcí kloubů současných exoskeletů	15
2.4. Druhy umístění akčních členů a přenosu momentových účinků exoskeletů	16
2.5. Metody pro kinematickou analýzu exoskeletů	19
2.6. Metody pro pevnostní analýzu a hmotnostní optimalizaci	20
2.7. Metody individualizace konstrukce exoskeletů pro odlišné váhové kategorie	20
2.8. Závěr kapitoly	22
3. Cíle práce	24
4. Návrh konstrukce a metod testování	25
4.1. Určení a návrh pohybových možností konstrukce	25
4.2. Návrh struktury konstrukce exoskeletu	26
4.3. Návrh konstrukce kloubů	27
4.4. Návrh umístění akčních členů a přenosu momentových účinků	30
4.5. Definování metod pro kinematickou analýzu	32
4.6. Definování metod pro pevnostní analýzu	33
4.7. Redukce hmotnosti a volba materiálu	34
4.7.1. Volba vhodného materiálu pro strukturu konstrukce exoskeletu	34
4.7.2. Volba vhodného materiálu navrhovaného kloubu	35
4.8. Návrh vhodné konstrukce pro odlišné váhové kategorie populace	35
4.9. Závěr kapitoly	36
5. Realizace a testování konstrukce exoskeletu	37
5.1. Realizace pohybových možností konstrukce	37
5.2. Realizace struktury konstrukce exoskeletu	38
5.3. Realizace konstrukce kloubů	39
5.4. Konstrukce pro umístění akčních členů a přenosu momentových účinků	39
5.5. Aplikace metod pro kinematickou analýzu	40

5.6. Aplikace metod pro pevnostní analýzu	41
5.7. Optimalizovaná konstrukce s respektem k hmotnosti skeletu	42
5.8. Realizace konstrukčních úprav a modulů pro odlišné váhové kategorie populace	43
5.9. Závěr kapitoly	43
6. Výsledky testování návrhu konstrukce.....	44
6.1. Výsledky testování kinematických analýz	44
6.2. Výsledky pevnostních analýz.....	45
6.2.1. Pevnostní analýza 1. Varianty	45
6.2.2. Pevnostní analýza 2. varianty	46
6.2.3. Pevnostní analýza 3. varianty	47
6.3. Výsledky testů konstrukčních úprav a modulů pro odlišné váhové kategorie populace	48
6.4. Závěr kapitoly	49
7. Diskuse	50
7.1. Naplnění cílů práce.....	50
7.2. Perspektivní navazující práce.....	50
8. Závěr	50
Seznam použité literatury	52
Seznam obrázků.....	59
Seznam tabulek	61
Seznam příloh.....	62

Seznam symbolů a zkratk

Seznam symbolů

Zkratka	Význam
R_e	Mez kluzu je hodnota napětí, při kterém se dané těleso začne výrazně deformovat
R_m	Mez pevnosti, při překročení této hodnoty dochází ke zničení materiálu
ρ	objemová hustota materiálu, představuje hodnotu veličiny vztažené k jednotkovému objemu

1. Úvod

Chůze patří mezi přirozené pohyby člověka, do které se zapojuje mnoho svalů a důležité klouby. Pokud nějaký sval nebo kloub nepracuje správně je omezen nebo úplně znemožněn pohyb. V mnoha případech je potřebná rehabilitace, která mnohdy trvá dlouho. Avšak rehabilitační čas lze zkrátit pomocí exoskeletu

Tato práce se zabývá návrhem, realizací a otestováním konstrukce exoskeletu, jenž je určen pro rehabilitační účely. Exoskelet se skládá z hliníkových profilů (nosných prvků), kolenního kloubu, hlezenního kloubu a chodidla. Konstrukce exoskeletu je navržena tak, aby byla pevná, ergonomická a s možností fixování úhlu kloubu v jakémkoliv bodě rozsahu pohybu. Konstrukce exoskeletu je navržena ve třech variantách rozdělených podle zjištěných antropologických hodnot české populace, přičemž realizována byla varianta, jejichž parametry jsou nejbližší průměrným hodnotám české populace. Jednotlivé varianty jsou také otestovány na pevnost.

Hlavním cílem této práce je navrhnout, realizovat optimalizovanou konstrukci exoskeletu splňující konkrétní požadavky a tuto konstrukci otestovat.

2. Přehled současného stavu konstrukcí exoskeletů

2.1. Pohybové možnosti konstrukce současných exoskeletů

U současných exoskeletů jsou většinou pohybové možnosti závislé na možnostech kloubů. Na dolní končetině se nachází kloub kyčelní, kolenní a hlezenní. Každý z těchto kloubů má jiné stupně volnosti. Biomechanika kloubů je zaměřena na princip, rozsah a mechanismus pohybů těchto kloubů.

Pohyby kyčelního kloubu lze rozdělit na flexi, extenzi, abdukci, addukci a rotaci. Hlavice kyčelního kloubu se pohybuje otáčivě v kloubní jamce. Flexe je možná do 120 °, avšak může být zvětšena o současně probíhající abdukci. Extenze je možná do 13 °, v dalším pohybu ji je zabráněno napětím v ligamentum iliofemorale. Abdukce neboli odtažení od osy těla je možná do 40 °, avšak u některých lidí může být i o více stupňů. Addukce neboli přitažení k ose těla je možná až do 10 °. Rotace kyčelního kloubu je ve dvou směrech, a to v zevním o 15 ° a vnitřním o 35 °.^[1]

Pohyby kolenního kloubu lze rozdělit na flexi, extenzi a rotační pohyb, přičemž rotační pohyb je součástí flexe. Flexe neboli ohnutí má 4 fáze: 1. počáteční rotace (5 °) 2. valivý pohyb (10 ° až 20 °) 3. posuvný pohyb (od 20 ° až do 140 °) 4. závěrečná rotace. Extenze je analogicky stejný pohyb jako flexe pouze v opačném pořadí [2], přičemž plná extenze je základním postavením. Maximální možná flexe je zhruba 160 °, avšak aktivně využíváme 140 °. Fyziologický rozsah je notně individuální a je limitován svalstvem na zadní straně stehna.^{[3][4]}

Pohyby hlezenního kloubu lze rozdělit na dorzální flexi, plantární flexi, inverzi, everzi, abdukci a addukci. Při dorzální flexi dochází k ohybu chodidla do 30 ° směrem k holeni a při plantární flexi dochází k ohybu chodidla do 45 ° směrem k chodidlu. Inverzní pohyb je pohyb složený skládající se z plantární flexe a zevní rotace. Everzní pohyb je také složený a skládá se z dorsální flexe s vnitřní rotací. Také je nutno poznamenat, že inverze a everze jsou navíc zkombinované s rotací dolní končetiny podél osy, která je kolmo k podlaze.

Každý z uvedených kloubů má definované stupně volnosti, které jsou shrnuty v tabulce 2.1.

Tab. 2.1: Stupně volnosti u kloubů dolních končetin (upraveno) [5]

Kloub	Stupně volnosti	Pohyby
Kyčelní	3	Flexe – extenze
		Abdukce – addukce
		Zevní – vnitřní rotace
Kolenní	2	Flexe – extenze
		Rotace
Hlezenní	3	Plantární flexe – dorzální flexe
		Inverze – everze
		Rotace

2.2. Struktury konstrukcí současných exoskeletů

Exoskelety byly dlouhou dobu řazený do žánru sci-fi, především z důvodu, že je bylo vidět hlavně ve filmech z budoucnosti. I když skutečné exoskelety se v historii začali vyskytovat již v roce 1960 v Americe. Jeden z prvních skutečných exoskeletů zvaný „Hardiman“ byl vytvořen ve spolupráci firmy General electric a Amerických ozbrojených sil. Oblek byl poháněn hydraulicky a elektricky, přičemž zvyšoval nositelovu sílu až 25x, takže náklad o hmotnosti 100 kg v obleku vážil 4 kg. Bohužel hlavními limitacemi „Hardimana“ byla vysoká hmotnost 680 kg [6], pomalá doba odezvy obleku na pohyby operátora a pomalá rychlost chůze, která se pohybovala okolo

0,76 m/s. Další fáze vývoje doplatily na technické limitace své doby a projekt neuspěl ^[7].

Po 26 letech od prvního výskytu exoskeletu byl navržen exoskelet „Lifesuit“ americkým veteránem Monty Reedem, který si vážně poranil záda při seskoku s padákem. Při zotavování v nemocnici se dostal k četbě hvězdné pěchoty od Roberta A. Heinleina a inspiroval ho popis mobilních pěchotních energetických obleků ^[8]. Avšak na samotném vývoji exoskeletu začal pracovat na plný úvazek až v roce 2001. V roce 2005 demonstroval svůj exoskelet ke dni svatého Patrika v Seattlu a stanovil rychlostní rekord pro chůzi v robotickém obleku dokončením závodu v délce 4,8 km, při průměrné rychlosti 4 km/h ^[9].

Exoskelety lze rozdělit podle odvětví, pro které jsou určeny (viz tabulka 2.1). V dnešní době se dělí především na lékařské, vojenské a průmyslové. Zájem o výrobu a vývoj průmyslových exoskeletů, které zvyšují lidskou výkonost a snižují poruchy pohybového aparátu, neustále roste. V průmyslu se exoskelet uchytil například v automobilce Ford nebo Hyundai, kde pomáhá dělníkům montující auta, se zvedáním těžkých dílů, ^[10] ale i ve skladištích při manipulaci s těžkými předměty. Ve výrobním podniku společnosti Ford jsou využívány konkrétní exoskelety od firmy Ekso Bionics. Například od této společnosti EksoBionics je používán lehký exoskelet na podporu zad a rukou ExoVest, určený pro podporu opakovaného zvedání rukou. Tímto se snižuje námaha uživatele a současně dopomáhá k správnému držení těla. Společnost Hyundai používá vlastní exoskelet H-CEX (Hyundai chairless exoskeleton), který šetří především kolena uživatele, a to v případě delší práce v sedě. Využití exoskeletů v průmyslu přináší mnoho výhod. Mezi hlavní patří snížení počtu zranění při práci a zvýšení efektivity zaměstnanců ^[11]. Průmyslové exoskelety lze rozdělit dle jejich konkrétního zaměření do kategorií: práce s těžšími nástroji, podpora v sedě, podpora zad, podpora rukou, celotělové a rozšiřující ^[12].

V lékařském prostředí dříve exoskelety sloužily především zdravotníkům při zvedání a přesunu pacientů. Avšak netrvalo dlouho a vývoj se přesunul směrem k podpoře a rehabilitaci hendikepovaných pacientů. Nicméně exoskeletové technologie se dnes zaměřují také na zvýšení přesnosti při chirurgických zákrocích ^{[13][14]}. Exoskelety pro lékařské účely lze rozdělit na rehabilitační a podpůrné. Rehabilitační exoskelety slouží k rozšíření rehabilitačního programu a po ukončení programu je pacient dále nevyužívá. Naproti tomu podpůrné exoskelety jsou plánovány pro dlouhodobější použití, přičemž se z exoskeletu stává augmentativní zařízení. Jedním z prvních schválených prototypů je Esko GT od firmy Ekso Bionics, určený především pro pacienty po mozkové příhodě ^[15]. Dále vznikly také univerzální exoskelety VI-Bot ^[16] a CAPIO ^[17], vynalezené v Německém výzkumném středisku pro umělou inteligenci určené především k teleoperacím.

Vojenské exoskelety jsou zaměřeny především na vývoj celotělových exoskeletů pro posílení vojáků na bojištích. Agentura DARPA (Defense advanced research projects agency) spustila v roce 2011 program Warrior Web, díky kterému vyvinula a zafinancovala několik prototypů exoskeletů. Nejznámějším vzniklým exoskeletem z tohoto projektu se stal TALOS (Tactical Light Operator Suit) [18]. TALOS by měl uživatele posilovat, chránit a současně obsahovat elektrické vybavení pro monitoraci uživatele (viz např. zdravotnické senzory) [19].

Typy exoskeletů lze rozlišovat podle těchto pěti kritérií, a to: 1. Pro jakou část lidského těla je exoskelet určen, 2. Jakým elementem je exoskelet poháněn, 3. Jakým způsobem je exoskelet upevněn, 4. Jakým způsobem je exoskelet ovládán, 5. Z čeho je exoskelet sestaven [20]

1. Kritérium – Pro jakou část lidského těla je exoskelet určen. Dle tohoto kritéria lze exoskelety rozdělit na úplné a částečné. Úplné exoskelety jsou celotělové a pracují s celým pohybovým aparátem. Hlavní výhodou úplného exoskeletu je jeho větší stabilita, která je získána právě díky obejmutím celého těla uživatele. Nutno podotknout, že hlavní nevýhodou úplného exoskeletu je jeho poměrně vysoká váha a vysoká cena. Částečné exoskelety pracují pouze s určenými částmi těla, jako jsou nohy nebo paže. Hlavní výhody částečného exoskeletu jsou malá velikost, nízká váha a nižší cena. Na druhou stranu jeho hlavní nevýhodou je menší stabilita, jelikož např. konstrukci pro dolní končetiny nelze upevnit na zádech.
2. Kritérium – Jakým elementem je exoskelet poháněn. Dle tohoto kritéria lze exoskelety rozdělit na poháněné, pasivní a hybridní. Poháněné exoskelety používají ke svému pohonu akční členy a velmi často jsou doplněné o senzory. Pasivní exoskelety nejsou poháněné žádným elektrickým akčním členem, ale jsou poháněné především mechanickými prvky (pružinou, pístem apod.). Tyto exoskelety slouží například k zachycení energie, tlumení nárazů nebo tlumení vibrací. Hybridní exoskelety kombinují elektricky ovládané akční členy s funkční elektrickou stimulací. Funkční elektrická stimulace je způsob rehabilitace, při které je na periferní nerv aplikován elektrický proud, který způsobí svalovou kontrakci. Tímto způsobem může být stimulována např. dorzální flexe. Právě díky funkční elektrické stimulaci má tento typ exoskeletu veliký potenciál pro svalové rehabilitace.
3. Kritérium – Jakým způsobem je exoskelet upevněn. Dle tohoto kritéria lze exoskelety rozdělit na závěsné, s podporou a mobilní. Závěsné exoskelety mohou být připevněny ke zdi nebo zavěšeny na zdi pomocí držáku či pevného háčku s postrojem. Tyto typy jsou často používány pro rehabilitace dolních končetin, přičemž jsou zavěšeny nad běžícím pásem. Exoskelety s podporou jsou velmi často připojené ke kolejnici s pevným rámem kolem sebe. Kolejnice umožňuje pohyb v jejím rozsahu. Na pevném rámu mohou být umístěny např.

silnější motory, ovladače, nebo baterie jakožto užitečné rozšíření výkonu. Mobilní exoskelety jsou navrhovány tak, aby umožnily uživateli plný a volný rozsah pohybů.

4. Kritérium – Jakým způsobem je exoskelet ovládán. Exoskelet může být ovládán ovladačem, ovládacím panelem, myslí nebo pouze fyzicky uživatelem. Ovladač je umístěn přímo na exoskeletu (například páčka) a uživatel používající exoskelet má nad exoskeletem plnou kontrolu. V případě ovládacího panelu je exoskelet ovládán jiným člověkem v blízkosti nebo je ovládací panel zabudován přímo do exoskeletu. Exoskelety ovládané myslí jsou ovládány pomocí speciální elektrodové lebeční čepice EEG snímající mozkové impulsy. Exoskelety ovládané pouze fyzicky nemají žádné akční členy. Jedná se o jednodušší typy exoskeletu sloužící převážně jako podpora při dlouhodobější činnosti uživatele.
5. Kritérium – Z čeho je exoskelet sestaven. Exoskelet může být sestaven z pevných nebo pružných materiálů. Mezi pevné materiály patří především kovy a uhlíková vlákna. Mezi pružné materiály se řadí především materiály vyrobené 3D tiskem.

Tab. 2.2: Souhrnná tabulka typů exoskeletů
Typy konstrukcí exoskeletů

	Celotělový	Částečný pro horní končetinu nebo trup	Částečný pro dolní končetinu
Typ pohánění	Poháněný, hybridní	Poháněný, pasivní, hybridní	Poháněný, pasivní
Způsob upevnění	Závěsný, s podporou, mobilní	Mobilní, s podporou	Závěsný, s podporou, mobilní
Typ ovládání	S elektronickým ovladačem řízený manuálně, řízený expertním SW	Mechanicky řízený segmenty těla, řízený expertním SW	S elektronickým ovladačem řízený manuálně, mechanicky řízený segmenty těla
Materiál	Pevný, pružný	Pevný, pružný	Pevný, pružný
Příklady	TALOS ^[18] , BLEEX ^[21]	CAPIO ^[17] , VI-bot ^[16] , ExoVest ^[15]	H-cex ^[11]

Exoskelety podle odvětví

	Lékařské	Armádní	Průmyslové
Využití	podpora při zvedání nebo přesunu pacienta, rehabilitace, podpora při operacích	zvýšení nosnosti vojáka, snížení únavy při přesunu na delší vzdálenosti, zvýšení přesnosti	podpora při zvedání těžších břemen, podpora při opakujících se úkonech
Příklady	CAPIO ^[17] , VI-bot ^[16]	TALOS ^[18]	ExoVest ^[15] , H-cex ^[11]

2.3. Druhy konstrukcí kloubů současných exoskeletů

Kolenní klouby pro exoskelety jsou na rozdíl od endoprotézy kolenního kloubu dislokovány mimo tělo, přičemž jsou navrhovány tak, aby měly podobné vlastnosti jako normální kloub. Kolenní kloub je u návrhu exoskeletu velmi často řešen po vzoru kolenní ortézy. Je to především proto, že ortéza je vyrobena z lehkých materiálů (z plastů nebo ze slitin lehkých kovů), přičemž rám je polstrovaný pro pohodlné používání. V dnešní době jsou ortézy řešeny unikátním fyziologickým kloubem, který je založen na principu 4-osého kloubu. Tento typ kloubu dobře kopíruje valivý pohyb kolene a rozložením sil zajišťuje stabilitu (viz obrázek 2.1) [22][23].



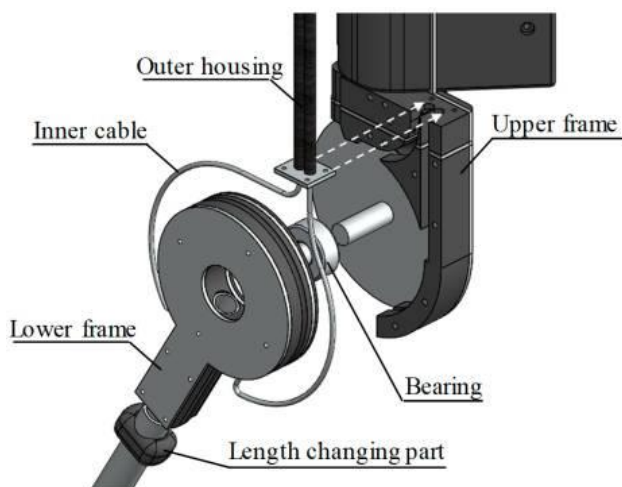
Obr. 2.1: Příklad 4-osé ortézy (převzato z [24])

Kolenní kloub lze také řešit zjednodušenou biomechanickou strukturou, která je tvořena dvěma upevňujícími prvky a čtyřmístným mechanismem. Upevňující prvky jsou propojeny mechanismem (viz obrázek 2.2) a jsou upevněny na dolní končetiny. Tento mechanismus je velmi jednoduchý a přenáší pouze část síly z horní končetiny na dolní končetinu přes vnější strukturu, avšak v této struktuře nelze fixovat úhel [25].



Obr. 2.2: Příklad mechanického kloubu (převzato z [25])

Kloub navržen přesněji podle biomechaniky kolenního kloubu je složitější, ale umožňuje nastavit potřebný rozsah pohybu kloubu. Rozsah kloubu je v případě ^[26] řešen dorazem v daných uhlech, což zamezí pohybu kloubu za hranice rozsahu.



Obr. 2.3: Příklad biomechanického kloubu (převzato z ^[26])

Tab. 2.3: Souhrnná tabulka konstrukčních možností kloubů

	Ortéza	Biomechanický zjednodušený	Biomechanický složitější
Možnost přidání akčního členu	nelze	lze	lze
Možnost nastavení rozsahu	lze	nelze	lze
Možnost fixace úhlu	nelze	nelze	lze
Příklady	RoboKnee ^[27] WPAL ^[28]	4KARE ^[25]	TALOS ^[18]

2.4. Druhy umístění akčních členů a přenosu momentových účinků exoskeletů

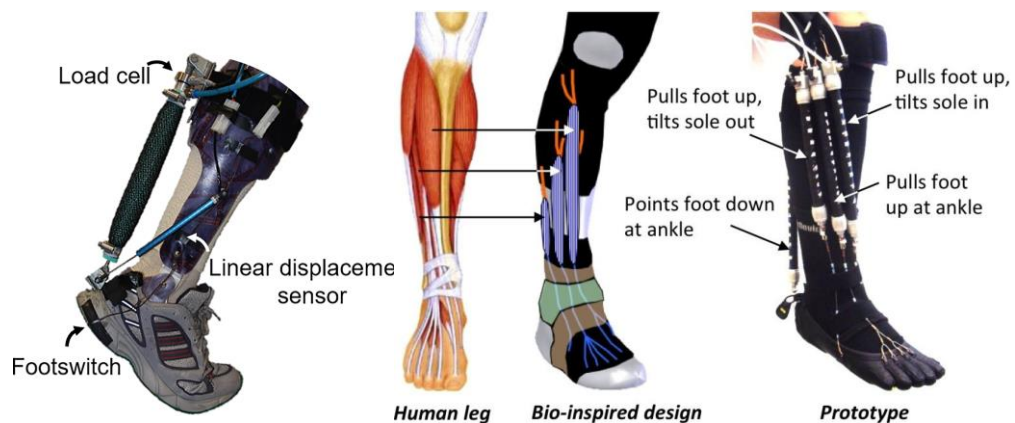
Akční členy jsou u exoskeletu většinou umístěny externě a jsou připojeny tak, aby bylo jejich využití co možná nejlepší. Velmi často se jedná o prvek (např. pružina, píst apod.) s podobnou funkcí jako svaly. Nejčastějším umístěním akčních členů je analogické poloze svalů, tedy mezi dva prvky, kterým má pomáhat nebo je posilovat. Avšak záleží také na tom, o jaký typ pohonu se jedná, protože například elektrický akční člen nelze připojit podobně jako svaly.

Čistě mechanicky poháněný exoskelet je navržen tak, že využívá pouze mechanických prvků (pružin, lanek apod.) bez přídavného motoru či kompresoru [29]. Mechanické prvky jsou často přímo součástí exoskeletu. Akčním členem může být pružina umístěná externě mezi dvěma prvky, kterým má pomáhat (např. připojena do předem připravených záchyťů na exoskeletu, jedním koncem na kotník a druhým na bérce). Na obrázku 2.4 lze vidět příklad mechanického exoskeletu bez pohonu.



Obr. 2.4: Příklad čistě mechanického exoskeletu (převzato z [30][31])

Pneumatikky nebo hydraulicky poháněný exoskelet je navržen s pneumatickými nebo hydraulickými prvky (viz obrázek 2.5). Tyto akční členy jsou na exoskelet připojeny podobně jako u mechanického exoskeletu, tedy externě mezi dvě místa, kde mají pracovat (např. jeden konec pístu připojen na bérce a druhý konec na stehno). Výhodou těchto exoskeletů je pro pneumatický pohon plynulost nastavení rychlostí a sil, bezpečnost provozu ve výbušném prostředí (vzduch je jako médium nevybušný) a jednoduchá montáž. [32] Nevýhodami jsou stlačitelnost vzduchu (nerovnoměrný pohyb pístů), nutnost čistého nezaneseného vzduchu, hlučnost a nutnost namazaných pístů. Výhody hydraulických pohonů jsou velmi vysoké výkony při malých rozměrech, přesnost řízení a regulace, poměrně tichý chod, vysoká nosnost a vysoká životnost. Nevýhodami jsou náchylnost na znečištění, značná hmotnost provedení, velké namáhání hadic tlakem a vysoké pořizovací a provozní náklady.



Obr. 2.5: Příklad pneumatického exoskeletu (převzato z [33][34])

Elektricky poháněný exoskelet je navržen tak aby na něj bylo možné připevnit elektromechanický akční člen pro pohon exoskeletu. Akční člen lze na exoskelet připevnit externě na konstrukci nebo zabudovat do konstrukce. Akční člen je nejčastěji umístován nad místem kde by měl pracovat. Navíc u takto navrženého exoskeletu je lehké zavedení snímacích prvků, které na exoskeletu mohou zaznamenávat vícero funkcí. Hlavní výhodou takto navrženého exoskeletu je jednodušší řízení elektrického motoru nebo servomotoru, pevnost a v závislosti na zvoleném materiálu i jeho konečná cena. Nevýhodou tohoto exoskeletu je nižší nosnost v porovnání s hydraulickým nebo pneumatickým exoskeletem (viz obrázek 2.6) ^[35].



Obr. 2.6: Příklad elektrického exoskeletu (převzato z ^[36]^[37])

Vzhledem ke stále zdokonalujícím se elektronickým technologiím jsou elektrické exoskelety lehčí a výkonnější za stále přijatelné ceny.

Tab. 2.4: Souhrnná tabulka typů exoskeletů dle pohonu

	Mechanický	Pneumatický	Hydraulický	Elektrický
Akční člen	pružina, lanko	jednočinný nebo dvojčinný válec s pístem poháněný vzduchem	jednočinný nebo dvojčinný válec s pístem poháněný kapalinou	elektromotor, servomotor
Umístění akčního členu	Mezi dva prvky analogicky jako sval	Mezi dva prvky analogicky jako sval	Mezi dva prvky analogicky jako sval	Nad nebo pod poháněným prvkem nebo zabudován do konstrukce
Způsob upevnění akčního členu	Upevněn do záchytných na daných dvou prvcích	Upevněn do montážních otvorů na daných dvou prvcích	Upevněn do montážních otvorů na daných dvou prvcích	Upevněn na konstrukci pomocí specifického držáku nebo zabudován do konstrukce
Příklady	ExoVest ^[15] , H-CEX ^[11]	CAPIO ^[17]	Raytheon ^[38]	TALOS ^[18] , VI-bot ^[16]

2.5. Metody pro kinematickou analýzu exoskeletů

Záměrem kinematické analýzy je zachycení a analyzování pohybu, přičemž jsou zpracovávány základní veličiny charakterizující daný pohyb. Zpracovávanými pohyby jsou především dráha, rychlost a zrychlení. Kinematická analýza pro navrhovaný exoskelet vychází z pohybových možností reálného kloubu. Výsledný navržený exoskelet by měl umožnit uživateli maximální možný rozsah pohybů jako je tomu u běžných lidských pohybů, jako například při natažených nohách, v podřepu nebo v sedě.

Kinematickou analýzu lze provést pomocí MoCap systému. MoCap systém formuje a analyzuje kinematický záznam změn poloh analyzovaného předmětu pasivními a aktivními markery. Kamery musí být rozmístěny v prostoru tak, aby každý z markerů na předmětu byl během pohybu snímán alespoň dvěma kamerami. U kamerové čočky se nachází infračerveně vyzařující diody, jejichž paprsek dopadá na markery. Od markeru je paprsek odražen zpět do čočky. Střed i velikost markeru je vypočítán pomocí interpolačního algoritmu kamerou v reálném čase. Výsledkem takto získaných dat je zobrazení markerů ve 3D v počítači, kde je nainstalován potřebný software. Tento software zpracovává naměřená data s následným převodem do souřadného systému ^{[39][40]}. Další možností provedení kinematické analýzy je pomocí CAD systému. CAD systém umožňuje vytvoření 3D součástí, z kterých lze posléze vytvořit kompletní sestavu představující reálný objekt. U kompletní sestavy je nutné správné vytvoření

vazeb mezi součástmi, čímž lze zaručit správné chování sestavy. Hlavní výhodou CAD systému je 3D zobrazení navržené součástky, protože je rovnou i vizualizována a uživatel má tak přesnou představu, jak daná součástka může vypadat. Další nespornou výhodou je, že ze součástky nebo přímo ze sestavy je možné vytvořit softwarově výkres, což zefektivňuje kreslení technických výkresů. Některé dnešní CAD systémy jsou intuitivní a umožňují snadnější ovládání např. Catia, Autodesk inventor nebo SolidWorks. Největší nevýhodou CAD systému je, v případě provádění pevnostních a kinematických zkoušek, vysoké zatížení operační paměti počítače. Což má za následek vleklé počítání pevnostních analýz, které mohou mnohdy trvat i desítky minut. Výsledky vypočítané CAD systémem lze exportovat do jiného softwaru a následně zpracovávat (např. v Matlabu) ^[41]. Mezi nejznámější CAD systémy patří AutoCad ^[42], Catia ^[43], Rhino 3D ^[44], Autodesk inventor ^[45] a SolidWorks ^[46].

2.6. Metody pro pevnostní analýzu a hmotnostní optimalizaci

Pevnostní analýza je neoddelitelná součást téměř jakéhokoliv návrhu výrobku. Díky pevnostní analýze lze odhalit případné nedostatky již v návrhu a lze je tedy před realizací minimalizovat, nebo úplně odstranit. Jedním z nejefektivnějších způsobů pro uskutečnění pevnostní analýzy je v dnešní době metoda konečných prvků, která může ušetřit mnoho času, a i zefektivnit proces od návrhu po realizaci ^{[47][48]}. Metoda konečných prvků je hojně používána i při testování pevnostních analýz a optimalizací konstrukcí exoskeletů ^{[49][50]}.

Konstrukce navrhovaná v této práci je provedena v programu SolidWorks student edition, který umožňuje provést pevnostní analýzu metodou konečných prvků. Při správně navrhnutém modelu se zavede do modelu fixní bod a místo kde působí síla. Program následně zjistí, jak jsou komponenty exoskeletu namáhány. Hmotností optimalizace je provedena přidáním konkrétního materiálu se specifickými vlastnostmi a programově je zjištěna celková váha modelu. Podle výsledků provedené pevnostní analýzy se může provést případná úprava tak, aby byl exoskelet navržen co možná nejoptimálněji.

2.7. Metody individualizace konstrukce exoskeletů pro odlišné váhové kategorie

V české republice se provádí různé antropologické výzkumy. V některých výzkumech je zakomponován poměrně malý vzorek vůči celé populaci, což zavádí do této problematiky i jisté riziko chybného průměru. V následujících odstavcích jsou shrnuty relevantní informace pro následné kapitoly.

Dle antropologického výzkumu z roku 2014, který byl realizován v rámci projektu „Pohybová aktivita v české republice“^[51] byla zjištěna průměrná výška mužské populace 177,4 cm a průměrná výška ženské populace 168,8 cm. V jiném výzkumu^[52] byla zjištěna průměrná výška a hmotnost muže 178,58 cm a 80,86 kg, zatímco u žen byla průměrná výška a váha 165,99 cm a 65,67 kg. Přičemž bylo zjištěno, že současní muži měří o 10,61 cm a 9,01 kg více než muži v roce 1895 a ženy měří o 9,43 cm více, ale naopak váží o 0,58 kg méně než ženy z roku 1895.

Dle dalšího výzkumu, který byl získán z oblasti nábytkářského průmyslu, respektive z jeho informačního systému se pohybuje průměrná tělesná výška a průměrná váha kolem 173,3 cm a 74,7 kg, průměr není rozdělen na mužský a ženský, ale je vzat celkový průměr z obou pohlaví^[53]. Z daného antropometrického měření bylo získáno mnoho dat. Vybraná důležitá data jsou vypsána v tabulce. 2.5.

Tab. 2.5: Výsledky antropometrického měření (upraveno)^[53]

	Aritmetický průměr	Medián	Dolní hranice rozšířené normy (25. Percentil)	Horní hranice rozšířené normy (75. Percentil)	Hodnota pod hranicí běžného rozložení (3. Percentil)	Hodnota nad hranicí běžného rozložení (97. Percentil)
Tělesná hmotnost (kg)	74,7	73,5	62,7	83,7	51,6	91,8
Tělesná výška (cm)	173,3	173,0	165,5	181,0	157,3	191,1
Výška kolene v sedě (od podlahy k hornímu okraji česky) (cm)	53,0	52,6	50,1	55,2	46,7	59,5
Délka stehna k podkolení v sedě (vzdálenost hýždě – zákolenní jáma) (cm)	49,0	48,9	47,0	50,8	44,2	54,7
Délka stehna ke kolenu v sedě (vzdálenost hýždě – česka) (cm)	60,1	60,2	57,9	62,2	54,3	66,8

V roce 2018 bylo zjištěno, že více jak 18,5 % české populace trpí nadváhou. Z větší části se jedná o muže, kteří konzumují méně ovoce a zeleniny než ženy. Průměrná hodnota indexu BMI obyvatel české republiky byla v roce 2017 25,5, což je hodnota mírně za hodnotou horní hranice zdravé váhy. Přičemž mírnou nadváhou trpí 47 % mužů a 33 % žen^[54].

Dalším důležitým faktorem při návrhu variant je typ úrazu, pro který je zvolena rehabilitace pomocí exoskeletu. V České republice jsou nejčastější úrazy u adolescentů úrazy sportovní, domácí a školní, přičemž četnost sportovních úrazů je 28 %, domácích

19 % a školních 16 %. Zatímco četnost úrazů u dospělých je v domácnosti 21 %, při sportu 19 % a v práci 13 %. Avšak u dospělých je navíc nárůst dopravních úrazů. Ve všech těchto případech byla nejčastějším typem úrazu zlomenina ^[55] ^[56].

Dále je nutné shrnout jaké typy rehabilitací jsou v České republice aplikovány po úrazu dolních končetin. Poúrazovou rehabilitaci lze rozdělit na pasivní, aktivní a pomocí přístrojů. Rehabilitace pasivních pohybů jsou zaměřeny na prevenci kontraktur a k zachování pohybových rozsahů jednotlivých kloubů. Pasivní pohyby by neměli v akutních fázích přesáhnout dvě třetiny fyziologického rozsahu kloubu, z důvodu snížení rizika poranění měkkých tkání. Do pasivních pohybů patří také tzv. centrace kloubů (především ramenních a kyčelních), která je zaměřena na vyvíjení kontinuálního tlaku na končetinu ve směru osy do kloubní jamky. Tímto způsobem jsou stimulovány kloubní proprioreceptory v kloubní jamce a do oblasti míšního přerušeni jsou vyslány aferentní impulsy s potenciální reparační schopností. Rehabilitace aktivních pohybů je zaměřena na svaly s částečnou nebo plně zachovanou funkcí. Slouží k regeneraci svalové síly a ke správnému zapojení svalů tak, aby byla postupně obnovena funkce svalů. K rehabilitacím jsou používány i speciální přístroje. Mezi nejpoužívanější přístroje patří ergometry, motodlahy, motomedy, vertikalizační stojany a závěsy. Motodlaha je motorem poháněné zařízení, které pomáhá s pohybem konkrétního kloubu v nastaveném rozsahu, čímž se kloub postupně rozvíjí. Motomed je přístroj s pedály pro horní i dolní končetinu a lze jej použít v sedě i v leže. Tento přístroj je určen k pasivnímu i aktivnímu cvičení, u kterých přístroj může dopomáhat nebo klást odpor. Vertikalizační stojan slouží jako podpůrný přístroj pro pacienty, kteří nejsou schopni samostatného stoje a chůze. Závěsy jsou zaměřeny na posílení konkrétních oslabených skupin. Postižená končetina je upevněna do závěsu. V tomto závěsu je prostřednictvím kladek a závaží postupně zvyšována zátěž ^[57] ^[58].

2.8. Závěr kapitoly

Z definovaných pohybů kolenního a hlezenního kloubu jsou pro tuto práci nejdůležitější flexe a extenze. Pro další vývoj exoskeletu by bylo dobré zaměřit se na správnou funkci kloubů ve flexi a extenzi, jelikož tvoří největší část pohybu kloubu. Exoskelet by měl být co možná nejlehčí, proto volím pro návrh elektricky poháněný exoskelet z lehkých materiálů. Akčním členem u elektricky poháněného exoskeletu bude elektrický motor nebo servomotor. Kinematická studie bude provedena v CAD systému. Pevnostní analýza bude provedena programově metodou konečných prvků v CAD systému. Individualizace konstrukcí vychází z antropologických výzkumů, ze kterých definují jednotlivé varianty exoskeletů. V následující tabulce 2.6 jsou shrnuty zjištěné poznatky pro další postup.

Tab. 2.6: Shrnutí důležitých dat pro další postup

	fáze	flexe	extenze	rotace
Kolenní kloub	1. rotační pohyb	0 °	180 °	5 °
	2. valivý pohyb	10 až 20 °	170 až 160 °	0 °
	3. posuvný pohyb	20 až 160 °	160 až 20 °	0 °
	4. rotační pohyb	160 °	20 °	5 °
Hlezenní kloub	1. základní postavení	0 °		
	2. dorzální flexe	30 °		
	3. plantární flexe	45 °		

	Aritmetický průměr	Dolní Hranice rozšířené normy (25. Percentil)	Horní Hranice rozšířené normy (25. Percentil)
Tělesná hmotnost (kg)	74,7	62,7	83,7
Tělesná výška (cm)	173,3	165,5	181,0
Délka dolních končetin (cm)	113,1	108,0	113,0

3. Cíle práce

Ze zadání práce mohu definovat následující konkrétní cíle:

Návrh optimalizované konstrukce pomocného exoskeletu dolní končetiny

Konstrukce, navrhovaná v této práci musí splňovat následující požadavky:

- Pevná, ergonomická a rozměrově optimalizovaná konstrukce v souladu s pohybovými možnostmi dolních končetin,
- možnost nastavení rozsahu pohybu,
- univerzálnost montážních částí pro snadné upevnění doplňkových prvků (např. senzorů nebo snímačů) k exoskeletu

Volba vhodného umístění akčního členu

Zvolení vhodného umístění akčního členu pro pohon kloubu a provedení návrhu přenosu momentových účinků

Kinematická a pevnostní zkouška konstrukce

Tato část práce by měla obsahovat provedení kinematické a pevnostní zkoušky navržené konstrukce a navržení takové technické úpravy, aby byla konstrukce hmotnostně optimalizovaná pro odlišné váhové kategorie populace.

Realizace konstrukce

Na základě zjištěných výsledků realizovat konstrukci pro vybranou váhovou kategorii

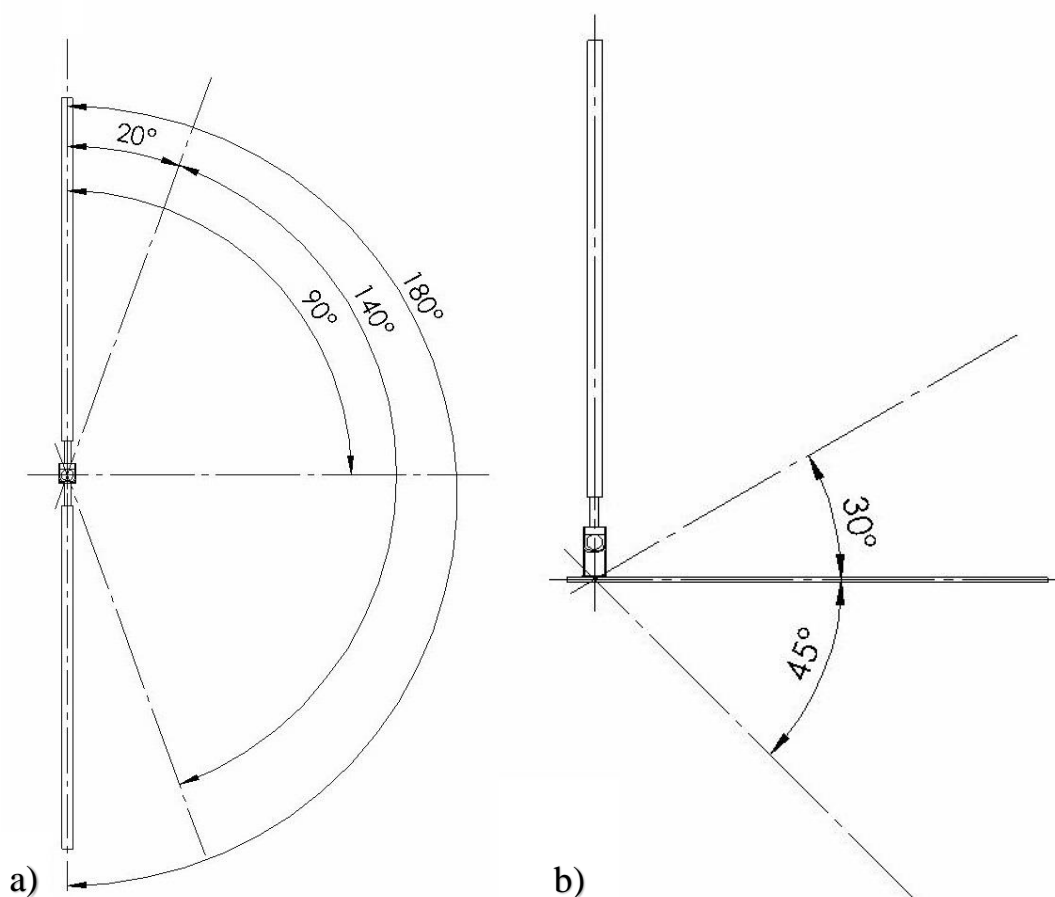
Zhodnocení výsledných návrhů a vytvoření návodu

Výsledné návrhy zhodnotit a vytvořit návod použití pomocného exoskeletu v praxi

4. Návrh konstrukce a metod testování

4.1. Určení a návrh pohybových možností konstrukce

Pohybové možnosti konstrukce vychází z pasivních pohybových možností dolní končetiny u zdravého člověka. Pasivním pohybem dolní končetiny je myšlen pohyb prováděný jinou osobou nebo přístrojem za plně uvolněných svalů. Typické pasivní pohyby jsou do směrů charakteristických pro kloub ^[59]. Při návrhu pohybových možností bylo vycházeno s kapitoly 2.1 a souhrnné tabulky 2.6. Dle této tabulky se jeví nejvhodnějším zvolení maximálně možného úhlu flexe-extenze na 160° přičemž základní úhel extenze vůči holenní části (vzpřímené postavení) je 180° (viz obrázek 4.1).



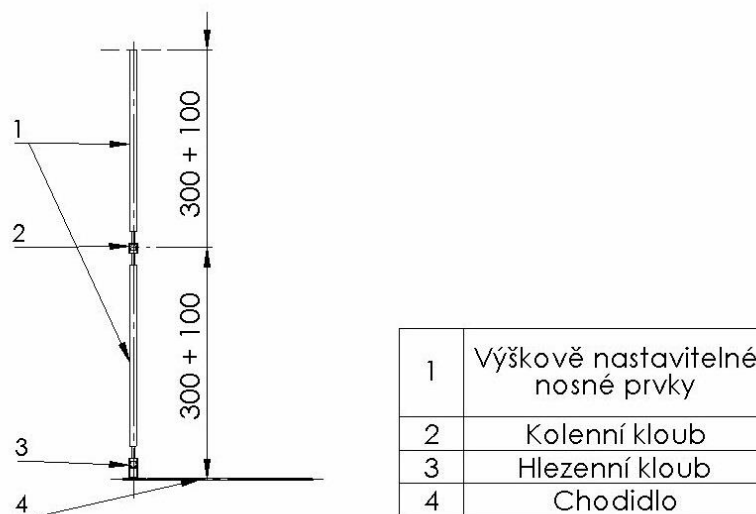
Obr. 4.1: Návrh pohybových možností konstrukce. a) pohybové možnosti kolenního kloubu, b) pohybové možnosti hlezenního kloubu.

Při vzpřímeném postoji má exoskelet základní rozložení úhlu 180° mezi stehenní a holenní částí, což je také maximální možná extenze (natažení) exoskeletu. První fázi pohybu tvoří valivý pohyb, který je v rozsahu 10° až 20° . V následné fázi se jedná o posuvný pohyb, který je v rozsahu 20° až 140° . Maximální možný úhel flexe (ohnutí) je

160° (viz obrázek 4.1 vlevo). S ohledem na kapitulu 2.1 lze kloub realizovat s vypuštěním rotačního pohybu a nahrazením valivého pohybu pohybem posuvným bez újmy na funkci kloubu. Základní postavení hlezenního kloubu je při úhlu 90° mezi holenní částí a chodidlem. Maximální ohnutí chodidla směrem nahoru je 30° a směrem dolů 45°. Dalšími pohyby vykonávané hlezenním kloubem je inverze a everze. Tyto pohyby lze bez újmy na funkci kloubu navrhovaného exoskeletu vyloučit, a tím zjednodušit návrh kloubu. Exoskelet by měl umožňovat fixaci jakéhokoliv úhlu v dovoleném rozsahu.

4.2. Návrh struktury konstrukce exoskeletu

Celková struktura konstrukce by měla být navržena tak, aby splňovala dané požadavky z kapitoly 3. Velikost konstrukce je odvozena od průměrné výšky české populace (viz kapitola 2.7) s přihlédnutím na možné nastavení výšky stehenní a lýtkové části exoskeletu (viz obrázek 4.2). Z tohoto důvodu byly zvoleny rozměry segmentů 30 cm, s tím že je lze prodloužit na 40 cm.



Obr. 4.2: Návrh konstrukce exoskeletu

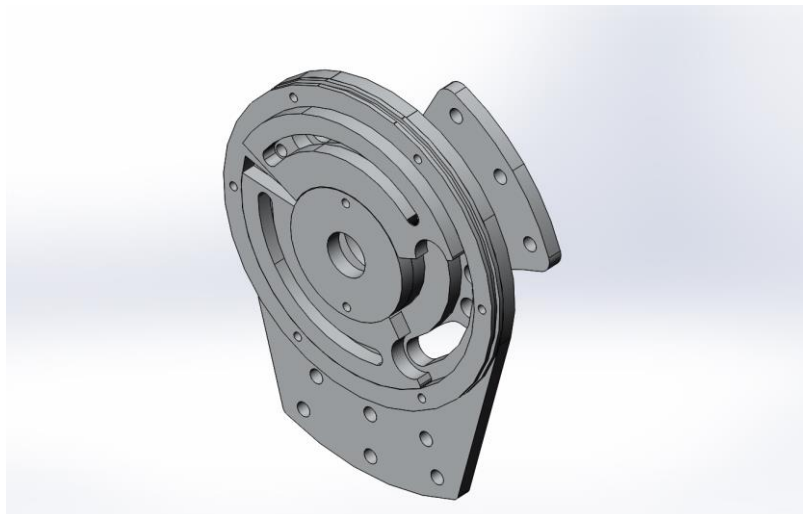
Konstrukce by se měla skládat z nosných prvků, kloubů a chodidla. Nosné prvky musí být správně dimenzovány tak, aby unesly váhu exoskeletu a současně i váhu uživatele. Dále musejí být nosné prvky výškově nastavitelné tak, aby je mohla použít větší sorta uživatelů. Výškovou nastavitelnost lze řešit teleskopicky, nebo vytvořením dutého profilu do kterého je zasouván nosný prvek a fixován na dané výšce. Nosné prvky musejí být také řešeny tak, aby na ně bylo možné lehce připojit akční členy nebo senzory. Klouby spojující nosné prvky musí splňovat požadavky definované v kap. 4.1 a musí být z dostatečně pevného materiálu. Chodidlo je k exoskeletu připevněno

pomocí hlezenního kloubu, který je obdobný jako kloub kolenní. Chodidlo je navrženo tak, aby do něj bylo možné vložit botu a pevně zafixovat. Velikost chodidla může být o fixní průměrné velikosti nebo nastavitelná pomocí nastavovacích nástavců, popřípadě může být řešena stylem nasazovacího popruhu do kterého se pevně zafixuje bota.

4.3. Návrh konstrukce kloubů

Pro správnou funkci navrhovaného kolenního kloubu je nutno vycházet z reálného kolenního kloubu tak, aby navrhovaný kloub měl stejné, nebo podobné rozsahy a mechanismy pohybu jako kloub reálný. Pro řešení kolenního a hlezenního kloubu byla dle rešerše navržena původní konstrukce s ohledem na splnění kinematických požadavků kloubu. Návrh vychází z koncepcí biomechanického kloubu [60][61] a [62].

Navrhovaný kloub se skládá z pěti částí. Hlavními částmi jsou disk, držák čepu a schod, které doplňují dvě lamely pro dosažení nebo zamknutí fixního úhlu kloubu. Poslední část je pro zakrytí a připevnění ložiska uprostřed kloubu. Celková koncepce je ukázána na obr 4.3.

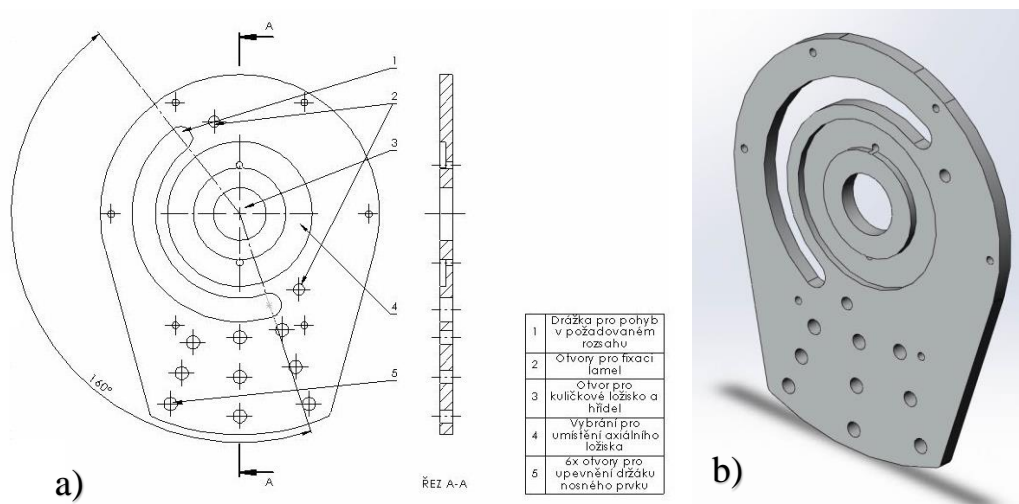


Obr. 4.3: 3D celková koncepce kloubu

K disku lze pomocí držáku disku (viz obrázek 4.4) připevnit nosnou holenní část exoskeletu. Vnitřní díra je určena pro umístění hřídele a ložiska. Drážka vytvořená v disku je určena pro pohyb čepu, přičemž maximální dovolený úhel je 160° . Na disk se připevní držák čepu mezi obě části je vloženo axiální ložisko do předem připravených mírných vybrání (viz obrázek 4.5).

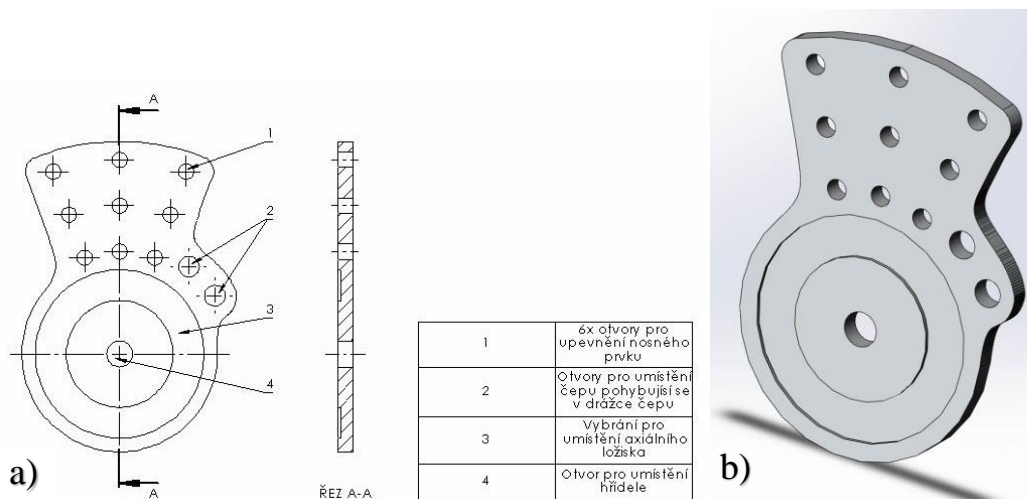


Obr. 4.4: a) Popis konstrukce držáku disku b) axonometrická projekce



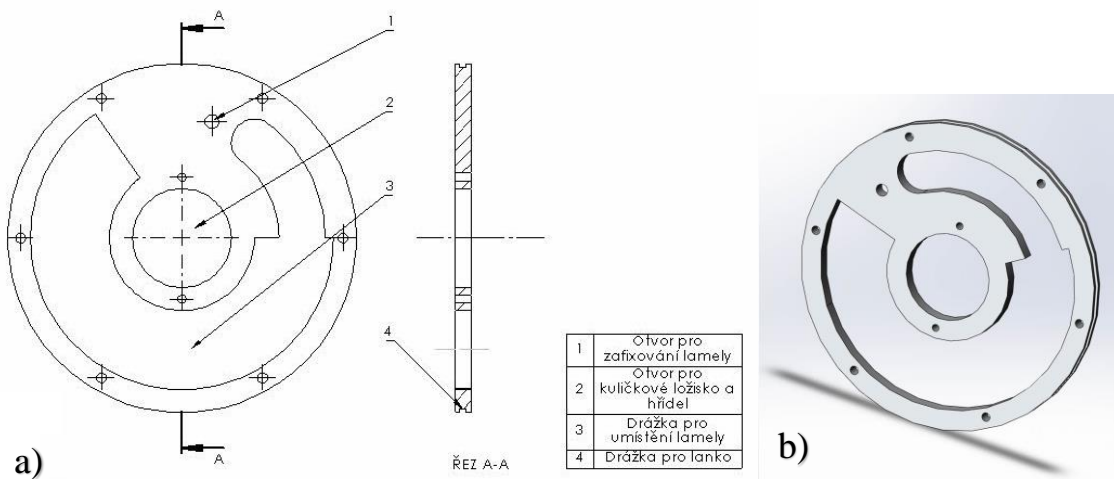
Obr. 4.5: a) Popis konstrukce disku b) axonometrická projekce

K držáku čepu lze na pevně přišroubovat nosnou stehenní část exoskeletu. V držáku je více otvorů, díky kterým lze nosný prvek exoskeletu přimontovat do většího množství poloh (viz obrázek 4.6). Na držáku jsou vyvrtány otvory pro vložení čepu. Tento čep je vložen do drážky na disku a tím je zajištěno dodržení úhlu. Stejně jako u disku je i zde vybrání pro axiální ložisko, které zajišťuje volnější pohyb mezi diskem a držákem čepu.



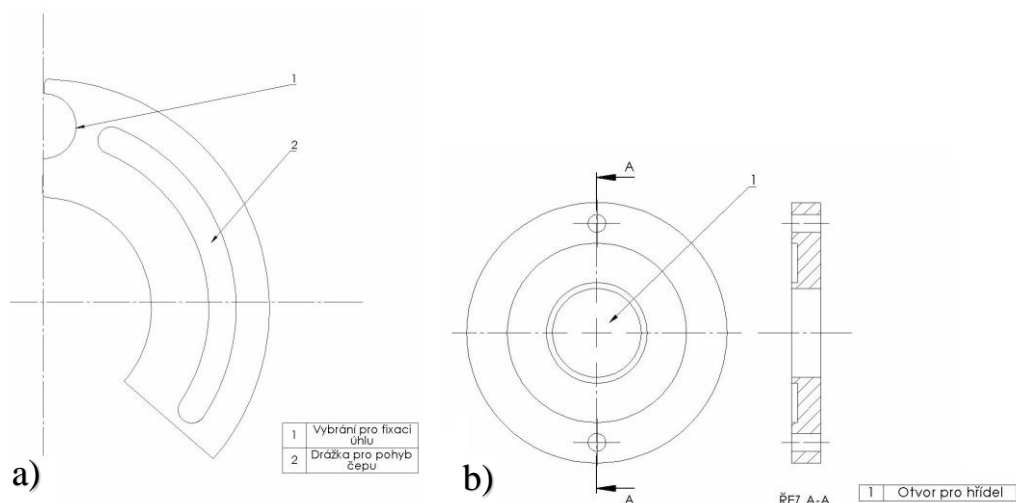
Obr. 4.6: a) Popis konstrukce držáku čepu, b) axonometrická projekce

Konstrukční prvek schod je na pevno přišroubován z vnější strany k disku a do vnitřní díry je vložena hřídel s ložiskem. Na vnějším okraji schodu je nataženo lanko, které je připojeno na konstrukční část ozubeného kola exoskeletu, a tím přenáší sílu z motoru na dolní končetinu. Na schodu je vytvořen otvor pro zafixování lamely a také vyfrézovaná drážka pro lamelu (viz obrázek 4.7).



Obr. 4.7: a) popis konstrukce schodu, b) axonometrická projekce

Lamela je umístěna na vnější straně kloubu. Jedna lamela je přímo vložena do schodu a druhá je umístěna na disku. V lamele je vytvořeno vybrání, které zajišťuje zafixování úhlu (viz obrázek 4.8). Kryt ložiska zajišťuje fixaci ložiska na daném místě v kloubu.

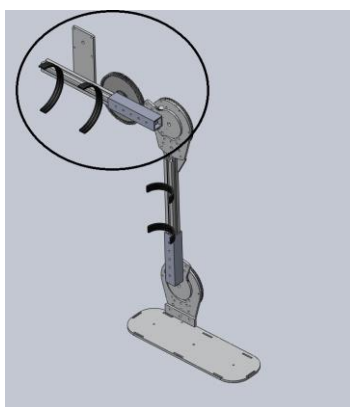


Obr. 4.8: a) popis konstrukce lamely b) popis krytu ložiska

Tento kloub je navržen tak, že jej lze použít i na kloub hlezenní u kterého se pouze změní pohybové možnosti pomocí lamel.

4.4. Návrh umístění akčních členů a přenosu momentových účinků

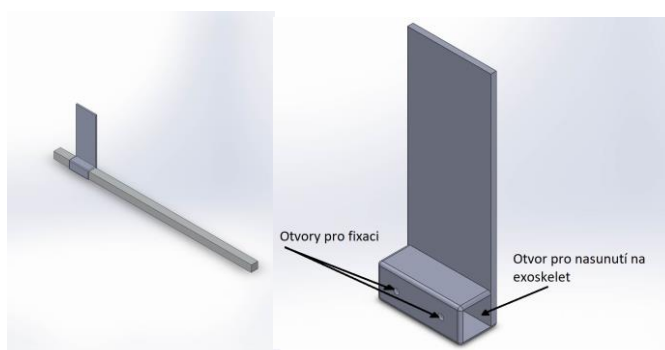
Elektrické akční členy lze dle kapitoly 2.4. umístit na exoskelet externě. Externí připojení je možné pomocí pevného držáku pro akční člen vytvarovaného tak, aby na něj bylo možné akční člen lehce připevnit. Konstrukce byla zvolena obdobně jako u exoskeletu Exo-H3^[63], avšak vlastní konstrukce byla upravena tak, aby splnila hmotnostní a rozměrové požadavky. Na obrázku 4.9 je zobrazena celková koncepce umístění akčního členu na exoskeletu. Akční člen je umístěn do navrženého držáku. Na akční člen je připevněn pastorek, který pomocí řemenu pohání ozubené kolo. Takto poháněné ozubené kolo je spojeno pomocí lanka s konstrukčním prvkem schod, které přenáší momentové účinky na kloub.



Obr. 4.9: Celková koncepce umístění akčního členu

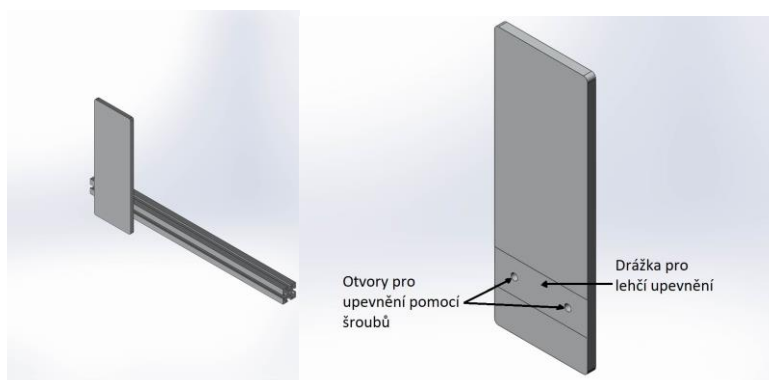
Akční člen lze na exoskelet umístit ve dvou variantách:

První varianta navrženého držáku je koncipována jako volně nasunutelný prvek. Držák lze k exoskeletu nasunout vytvarovaným otvorem pro nasunutí (viz obrázek 4.10). Ve vytvarovaném otvoru jsou potom vyvrtány otvory pro fixaci držáku na konkrétním místě.



Obr. 4.10: Příklad první varianty držáku

Druhá varianta je koncipována formou desky s definovanou drážkou, do které je umístěn nosný prvek. Držák poté lze na exoskelet připevnit pomocí specificky tvarovaných matek a šroubů. (viz obrázek 4.11)



Obr. 4.11: Příklad druhé varianty držáku

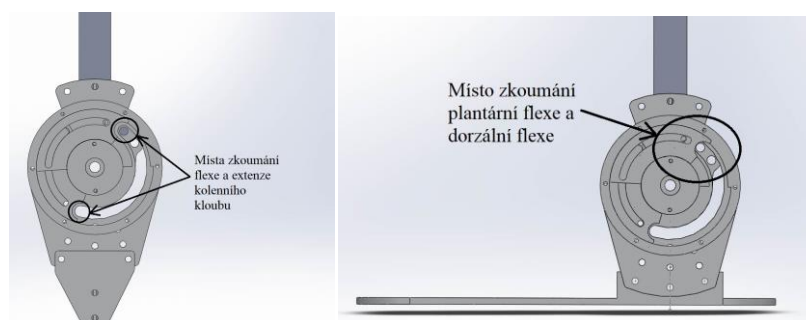
Nejvhodnějším umístěním je poblíž kloubu, u kterého je přenos řešen pastorkem umístěným na držáku a ozubeným kolem umístěným na nosném prvku. Zde je nutno vzít v potaz délku řemene, který bude použit na převod mezi ozubeným kolem a pastorkem, a také velikost kloubu, ke kterému je pomocí lanka připojeno ozubené kolo.

4.5. Definování metod pro kinematickou analýzu

Kinematická analýza bude provedena dle kapitoly 2.5 v CAD systému SolidWorks. Analýza se bude zabývat především zda je u exoskeletu splněn požadovaný rozsah pohybů definovaných v kapitolách 4.1 a 4.2 a zda během pohybů do krajních poloh nedochází ke kolizím. Zkoumanými pohyby budou:

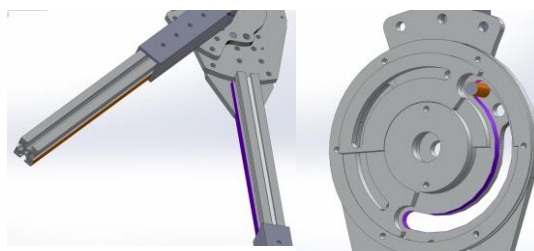
- Flexe a extenze kolenního kloubu – pro rozsah 0° až 160° ,
- dorzální flexe hlezenního kloubu – pro rozsah 0° až 30° ,
- plantární flexe hlezenního kloubu – pro rozsah 0° až 45° .

Kolenní i hlezenní kloub je zkoumán v krajních bodech pohybu. Konkrétní zkoumaná místa jsou zobrazena na obrázku 4.12.



Obr. 4.12: Místa zkoumání kinematiky pohybu pro koleno (vlevo) a hlezenní kloub (vpravo)

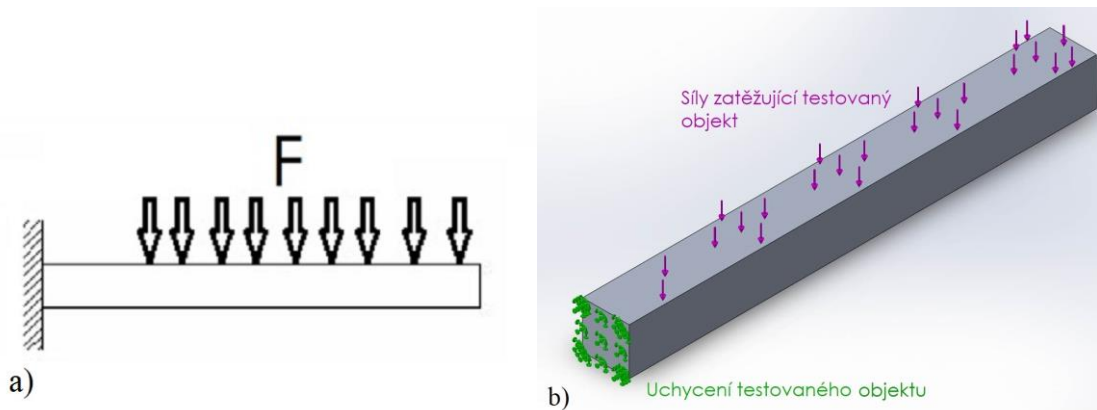
Do modelu jsou vloženy vazby, pomocí kterých lze nastavit potřebný úhel a pomocí kinematické studie lze zjistit, zda se pohyby konají bez kolizí s jinou částí exoskeletu. Příklad takových vazeb je na obrázku 4.13. Vazba, která je mezi drážkou a čepem je stejná i u hlezenního kloubu.



Obr. 4.13: Exoskelet s vyznačenými vazbami pro kinematickou analýzu.

4.6. Definování metod pro pevnostní analýzu

Pevnostní analýza se může dle rešerše provedené v kap. 2.6, provést pomocí metody konečných prvků. V navrhnutém modelu se vyberou fixní prvky, ke kterým bude vztažena deformace (viz obrázek 4.14). Deformace je vyvolána silou umístěnou v místě působení na konstrukci. Program následně vytvoří materiálovou síť a metodou konečných prvků zjistí, jak hodně je materiál namáhán a kde dochází k případné deformaci.



Obr. 4.14: a) Příklad zatížení běžného vetknutého nosníku, b) příklad simulace vetknutého nosníku v programu

Pro uvedenou pevnostní analýzu pomocí metody konečných prvků volím tyto konstrukční části, a to podle výběru primárně zatěžovaných nosných prvků. Bude se jednat o:

- Kolenní kloub,
- stehenní nosný prvek,
- holenní nosný prvek,
- hlezenní kloub.



Obr. 4.15: Segmenty zkoumání zatížení konstrukce.

Testování bude provedeno na vybraných segmentech (viz obrázek 4.15). Segmenty exoskeletu jsou rozděleny na horní část a dolní část. Horní část zahrnuje Stehenní nosný prvek, kolenní kloub a holenní nosný prvek. Dolní část zahrnuje holenní nosný prvek, hlezenní kloub a chodidlo.

4.7. Redukce hmotnosti a volba materiálu

Redukce hmotnosti celkové konstrukce vychází z volby správného materiálu a zvolené tloušťky jednotlivých konstrukčních prvků s ohledem na zatížení konstrukce od těla uživatele.

4.7.1. Volba vhodného materiálu pro strukturu konstrukce exoskeletu

Pro správné fungování celého exoskeletu je třeba zvolit vhodný materiál pro podpůrné prvky. Podpůrné prvky exoskeletu musí být dimenzovány tak, aby unesly váhu celého exoskeletu a zároveň aby unesly váhu uživatele. Navrhovanými materiály pro strukturu konstrukce jsou ocel, hliník a uhlíková vlákna. Uhlíková vlákna jsou velmi lehký materiál s průměrnou hustotou materiálu $1,75 \text{ kg/dm}^3$ a s velmi vysokou mezí pevnosti v řádu GPa (např. karbonizovaná mají pevnost 5,5 GPa a nanovlákna 7 GPa).^[64] Cena uhlíkových vláken se liší dle odvětví, pro které jsou určeny, přičemž uhlíková vlákna pro letectví patří mezi nejdražší. V současné době se průměrná cena uhlíkových ocelí pohybuje kolem 500 Kč/kg. Uhlíková vlákna byla pro návrh zavržena z důvodu vysoké ceny.

Při porovnání ocele a hliníku (viz tabulka 4.1) je velmi důležitý rozdíl v hustotě (měrná hmotnost) materiálu. Ocel má velmi přijatelnou mez kluzu i mez pevnosti, ale v porovnání s hliníkem je podstatně těžší. Hmotnost je jedním z důležitých parametrů exoskeletu, a tak se ke konstrukci hodí více hliník, který má sice nižší pevnostní parametry, ale oproti oceli je podstatně lehčí. V případě materiálu EN AW 2011 a EN AW 6082 jsou pevnostní parametry přijatelné pro konstrukci exoskeletu.

Tab. 4.1: Tabulky s materiály pro konstrukci (upraveno) ^{[65][66]}

Jakost ocele	Složení	R _m (MPa)	R _e (MPa)	ρ (kg/dm ³)	Cena (Kč/kg)
11375	S235JR	363 až 441	196	7,85	31
14220	16MnCrS5	640 až 930	440	7,85	100

Označení	Složení	R _m (MPa)	R _e (MPa)	ρ (kg/dm ³)	Cena (Kč/kg)
ENAW 6060	AlMgSi	245	195	2,7	128
ENAW 6082	AlSi1MgMn	310	260	2,7	104
ENAW 2011	AlCu6BiPb	380	270	2,8	163

4.7.2. Volba vhodného materiálu navrhovaného kloubu

Pro správnou funkci kloubu bylo třeba zvolit vhodný materiál. Pro tento návrh kloubu bylo vybíráno ze tří materiálů ocele, hliníku a uhlíkových vláken. I v případě kloubu jsou uhlíková vlákna stejně problematická jako v kapitole 4.7.1.

Ocelové desky jsou v porovnání s hliníkovými pevnější, ale hliníkové desky jsou podstatně lehčí (viz tabulka 4.2). Nejpevnější hliníkový materiál ENAW 7075 má mez pevnosti 455 MPa, což je pevnější v porovnání s ocelovou deskou EN 11375. U volby materiálu je nutno vzít v potaz jak cenu za kilogram, tak měrnou hustotu, která určuje výslednou hmotnost.

Tab. 4.2: Tabulky s materiály pro kloub (upraveno) ^{[65][66]}

Ocelové desky	složení	R _m (MPa)	R _e (MPa)	ρ (kg/dm ³)	Cena (Kč/kg)
11375	S235JR	363 až 441	196	7,85	31
17240	X5CrNi18-10	520 až 720	250	7,9	120

Hliníkové desky	složení	R _m (MPa)	R _e (MPa)	ρ (kg/dm ³)	Cena (Kč/kg)
ENAW 5083	AlMg4,5Mn0,7	270	120	2,66	92
ENAW 6082	AlSi1MgMn	310	260	2,7	104
ENAW 7075	AlZn5,5MgCu	455	385	2,8	115

4.8. Návrh vhodné konstrukce pro odlišné váhové kategorie populace

Podle zjištěných dat z kapitoly 2 byly zvoleny tři varianty. První varianta je určena pro osoby do 70 kg (převážně pro ženy), druhá varianta byla zvolena, dle průměru vycházejících studií, pro osoby od 70 kg do 90 kg a třetí varianta pro osoby od 100 kg a více. Vybrané varianty se od sebe liší použitým materiálem a velikostí jednotlivých komponentů, a to především z důvodu nosnosti. Délky nosných prvků

konstrukce (viz tabulka 4.3) jsou navrženy tak, aby je bylo možné přizpůsobit výšce uživatele, tj. nastavitelné délky nosných tyčí.

Tab. 4.3: Předpokládané parametry tří variant podpěrné konstrukce

	1. Varianta	2. Varianta	3. Varianta
Nosnost	min. 65 kg	min. 85 kg	min. 110 kg
Nastavitelná výška holenní části	od 30 do 40 cm	od 35 do 45 cm	od 35 do 45 cm
Nastavitelná výška stehenní části	od 30 do 40 cm	od 35 do 45 cm	od 35 do 45 cm
Celková výška exoskeletu	min. 90 cm	min. 100 cm	min. 100 cm
Hmotnost celku	max. 20 kg	max. 30 kg	max. 40 kg
Možnosti zpevnění	pevnější materiál, zvětšení tloušťky materiálu		

4.9. Závěr kapitoly

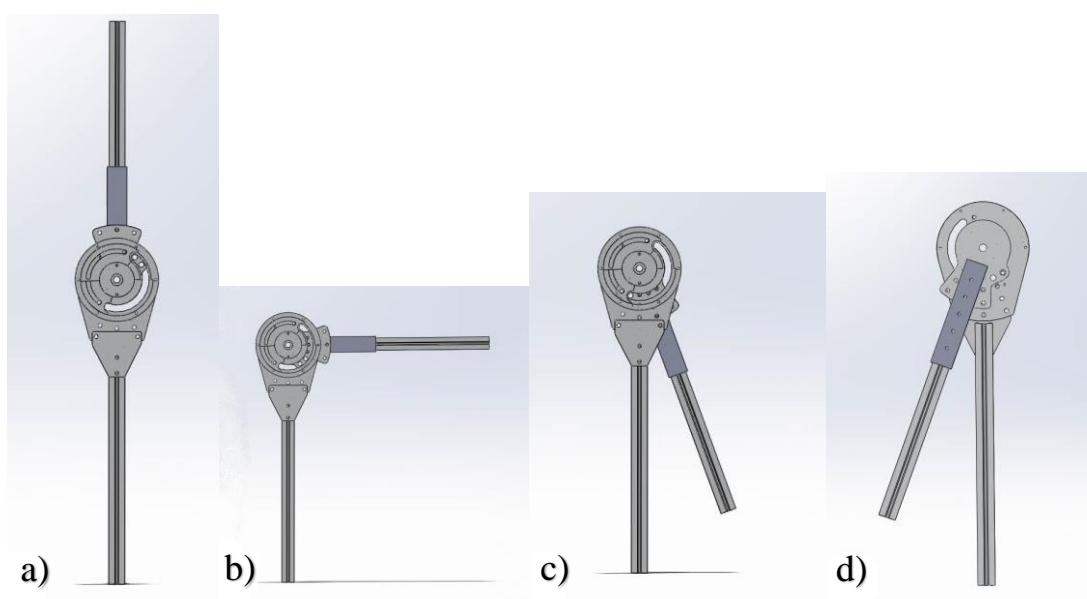
V této kapitole jsou navrženy pohybové možnosti konstrukce pro jednotlivé rozsahy podle tab. 2.5. Dále je zde navržena základní konstrukce exoskeletu s výškově nastavitelnými prvky. Nejlepší pro další vývoj bude využití konstrukčních materiálů, které umožňují lehčí montáž samotného exoskeletu, ale i dalších elektrických prvků. Kloub je navržen v souladu s požadovanými parametry. Zda navržený kloub splňuje požadované rozsahy bude zjištěno pomocí kinematické studie. Pro samotnou konstrukci exoskeletu bude nejlepší volba hliníkových materiálů, a to především pro jejich dobré fyzikální a pevnostní vlastnosti.

5. Realizace a testování konstrukce exoskeletu

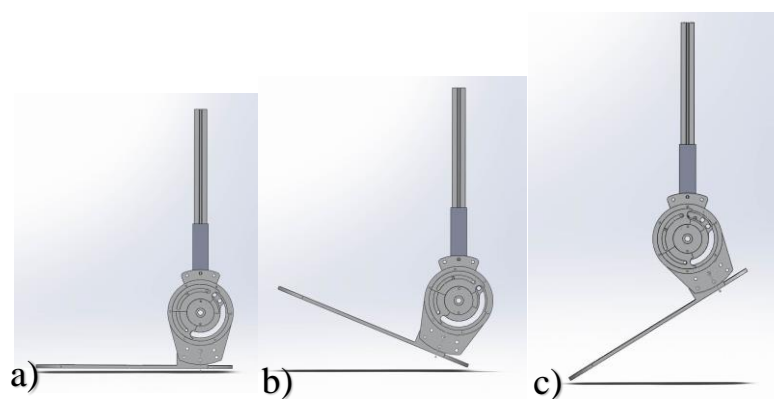
Exoskelet byl realizován pro 2. variantu, a to z důvodu toho, že je nejbližší průměrným hodnotám české populace.

5.1. Realizace pohybových možností konstrukce

Pohybové možnosti konstrukce byly realizovány pomocí použití navrženého kloubu v kapitole 4.3. Ke kloubu lze lehce připojit nosné prvky. Model realizovaných pohybových možností konstrukce lze vidět na obrázcích 5.1 a 5.2.



Obr. 5.1: Realizované pohybové možnosti konstrukce v oblasti kolenního kloubu, a) plná extenze 180°, b) flexe 90°, c) maximální flexe 20° z levé strany exoskeletu, d) maximální flexe 20° z pravé strany exoskeletu



Obr. 5.2: Realizované pohybové možnosti konstrukce v oblasti hlezenního kloubu a) základní postavení b) dorzální flexe 30° c) plantární flexe 45°

5.2. Realizace struktury konstrukce exoskeletu

Podle zjištěných informací z kapitoly 2 a 4 byl pro návrh zvolen elektricky poháněný exoskelet. Tento typ byl zvolen především kvůli dobrým vlastnostem elektricky poháněných exoskeletů. Na tento typ exoskeletu mohou být připevněny snímače, které mohou snímat důležité informace o uživateli. Na exoskeletu mohou být připevněny i senzory pro kontrolu správně prováděných pohybů v kloubech a pro zvýšení bezpečnosti.

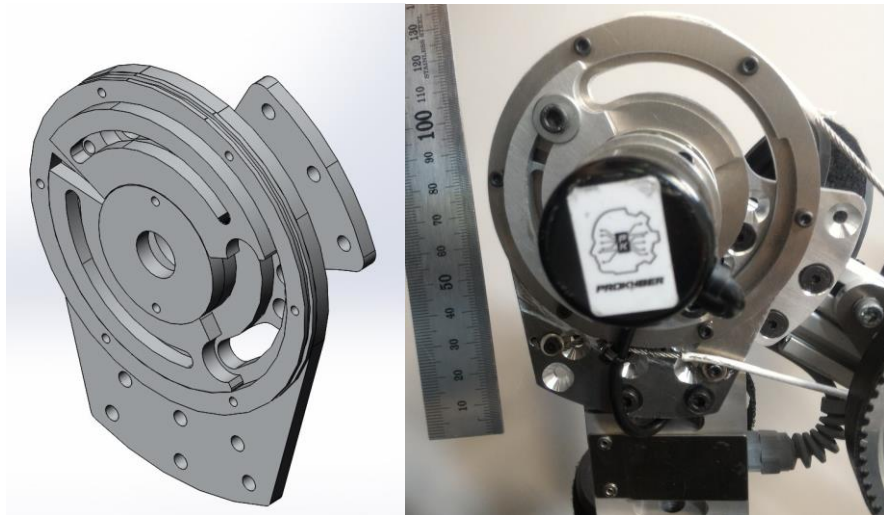
Konstrukce byla realizována z materiálu ENAW 6082 (viz kapitola 4.7.1), který má dobré pevnostní a fyzikální vlastnosti. Tento materiál se používá pro výrobu konstrukčních profilů, jenž jsou vhodné pro strukturu tohoto exoskeletu především proto, že dovolují lehké připojení akčních členů, snímačů nebo sensorů. Tento konstrukční profil lze také snadno připevnit k navrženému kloubu. Pro uživatelské pohodlí je k nosnému prvku připevněna plastová objímka pro pohodlné upevnění končetiny. Na obrázku 5.3 je zobrazena realizovaná konstrukce se všemi zmíněnými prvky.



Obr. 5.3: Realizovaná konstrukce

5.3. Realizace konstrukce kloubů

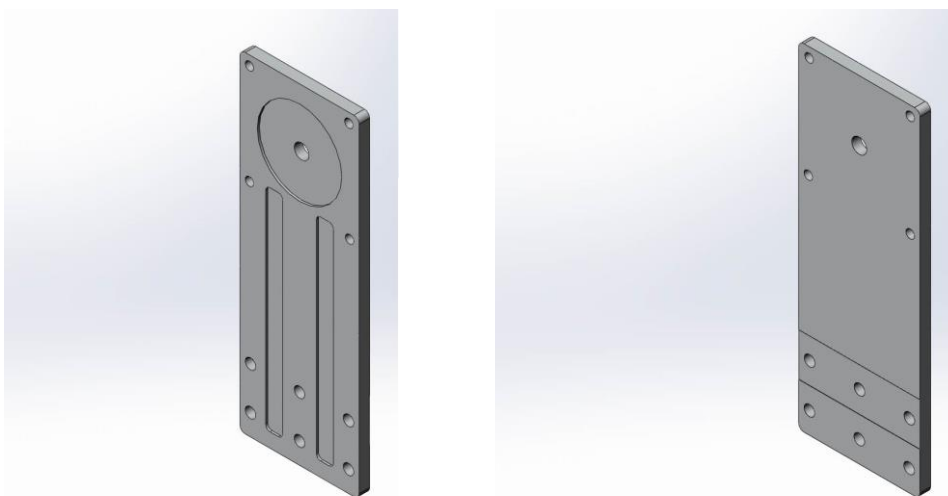
Klouby byly zrealizovány podle návrhových výkresů z kapitoly 4.3 z materiálu ENAW 7075, který má velmi dobré pevnostní a fyzikální vlastnosti. Vymodelovaný model lze porovnat s realizovaným obrázkem 5.4.



Obr. 5.4: Axonometrická projekce kloubu (vlevo) a realizovaný kloub (vpravo)

5.4. Konstrukce pro umístění akčních členů a přenosu momentových účinků

Při realizaci byl použit hliníkový konstrukční materiál, což umožňuje snadné připevnění akčního členu externě. V tomto případě byl vyroben speciální držák na elektrický motor (viz obrázek 5.5).



Obr. 5.5: Model realizovaného držáku pro motor

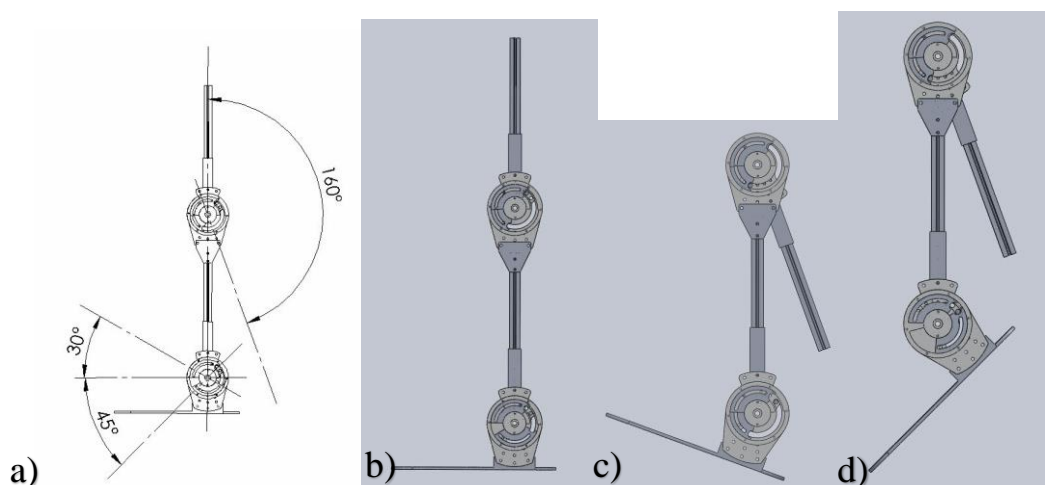
Držák je vytvarován podle vzoru v kapitole 4.4 obrázek 4.5. Přenos momentových účinků je proveden pomocí řemenu, který je natažen na pastorek u motoru a ozubené kolo umístěné na nosném prvku. Z ozubeného kola je vyvedeno lanko, které je připevněno do drážky na konstrukčním prvku schod (viz obrázek 5.6).



Obr. 5.6: Realizovaný systém přenosu momentových účinků na exoskeletu

5.5. Aplikace metod pro kinematickou analýzu

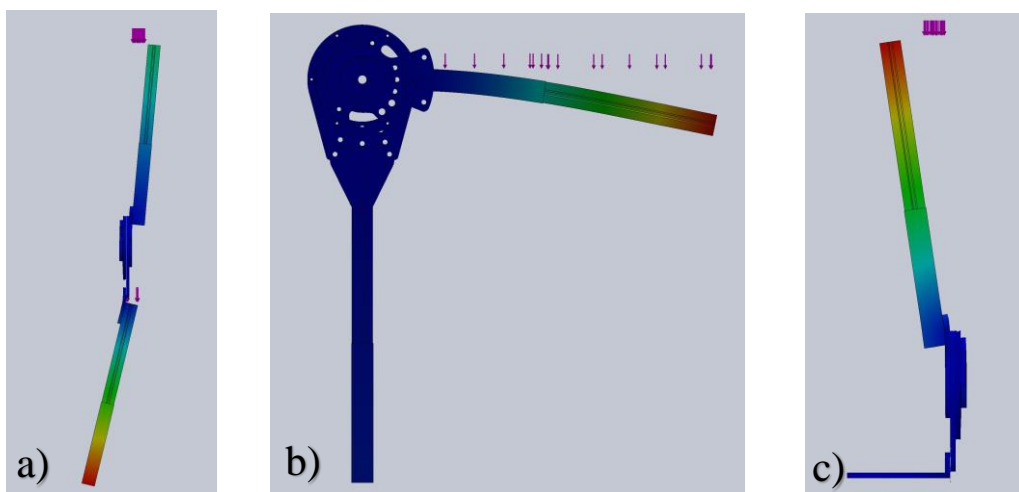
Jednotlivé části exoskeletu byly vymodelovány a sestaveny v programu SolidWorks student edition. Sestavený model exoskeletu lze kinematicky otestovat, jestli splňuje veškeré požadavky. V programu jsou provedeny všechny požadované pohybové úkony a následně je zjištěno, zda jsou všechny pohyby v pořádku a zda nedochází ke kolizím v krajních bodech pohybů. Ukázka takových výsledků je na obrázku 5.7.



Obr. 5.7: Ukázky výsledků pohybové studie a) zjištěný měřicí rozsah exoskeletu, b) ukázka měřicího rozsahu pro exoskelet ve vzpřímeném postavení, c) ukázka měřicího rozsahu pro exoskelet ve 20 ° flexi kolenního kloubu a 30 ° dorzální flexi hlezenního kloubu, d) ukázka měřicího rozsahu pro exoskelet ve 20 ° flexi kolenního kloubu a 45 ° plantární flexi hlezenního kloubu

5.6. Aplikace metod pro pevnostní analýzu

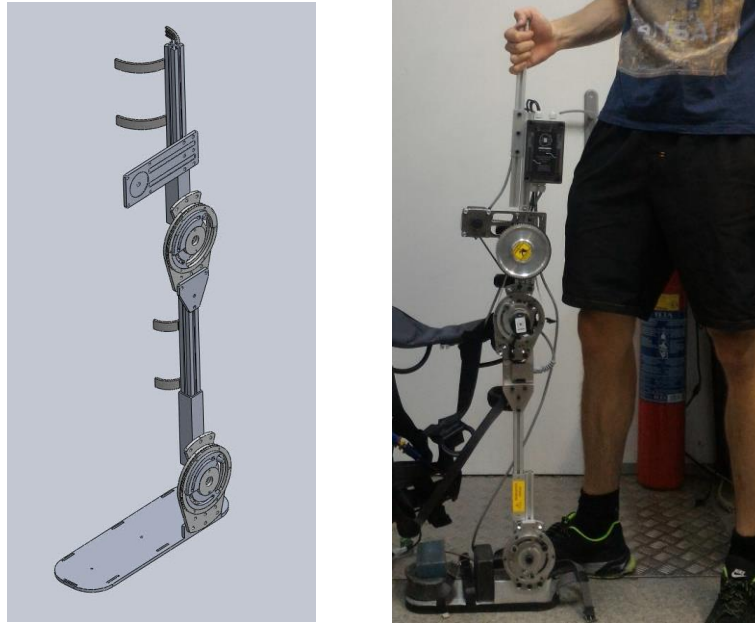
U sestaveného modelu exoskeletu jsou stanoveny fixní prvky a body, kde je na sestavu vyvíjena síla, z čehož se následně zjistí, zda je navržená konstrukce pevná a zda je dostatečně pevná i při daném zatížení. Maximální zatížení na exoskelet vychází z požadavku na jeho nosnost. Z exoskeletu je otestován kolenní kloub ve vzpřímené poloze a v sedu pod 90° a hlezenní kloub ve vzpřímené poloze. Pevnostní analýza je provedena pro všechny varianty, přičemž každá varianta má jiné maximální zatížení. Např. 1. varianta má požadovanou minimální nosnost 65 kg, přičemž při pevnostní analýze v programu je do zatížení zahrnuta i váha samotného exoskeletu. Na obrázcích 5.10 je zobrazena barevná mapa při zatížení kloubů exoskeletu. Na obrázku 5.8 a) je kloub ve 180° postavení a na kloub působí síla kolmo na horní tyč, přičemž lze vidět, že nejvíce působí na spodní části exoskeletu. Na obrázku 5.8 b) je kloub v 90° postavení a síla působí kolmo na tyč. Zde lze vidět, že síla působí nejvíce v pravé části exoskeletu, kde případný uživatel sedí. Na obrázku 5.8 c) je namáhán hlezenní kloub. Na hlezenní kloub působí síla zhora, přičemž je tato síla zvětšena o váhu horního exoskeletu.



Obr. 5.8: Barevná mapa zatížení a) kolenního kloubu v 180° postavení, b) kolenního kloubu v 90° sedu c) hlezenního kloubu

5.7. Optimalizovaná konstrukce s respektem k hmotnosti skeletu

Realizovaná 2. varianta exosketu, byla optimalizována tak, aby byla co možná nejlehčí a zároveň aby na ni bylo možné lehce připevnit doplňující prvky (viz obrázek 5.9). Pro dosažení nejvhodnější konstrukce byly provedeny některé úpravy na exosketu.



Obr. 5.9: Model optimalizované konstrukce (vlevo) a realizovaná optimalizovaná konstrukce (vpravo)

K úpravám došlo u těchto konstrukčních prvků

- Kolenní a hlezenní kloub vyroben z lehkého hliníku ENAW 7075
- Na nosné prvky použit hliníkový materiál namísto těžké ocele
- Použit konstrukční hliníkový profil 20x20 namísto většího konstrukčního hliníkového profilu 30x30

5.8. Realizace konstrukčních úprav a modulů pro odlišné váhové kategorie populace

Konstrukční úpravy jednotlivých variant se týkají především použití pevnějšího hliníkového materiálu. Pro 1. variantu byl zvolen materiál ENAW 6082, který má dostatečné mechanické vlastnosti (mez kluzu 260 MPa) pro tuto variantu a je levnější než materiál ENAW 7075 (viz kapitola 4.7.2 tabulka 4.2). Pro 2. variantu byl zvolen pevnější materiál ENAW 7075, především kvůli zvýšení nosnosti exoskeletu. Tento materiál byl zvolen i u 3. varianty. V případě robustnější 3. varianty byla navíc zvětšena tloušťka konstrukčních částí disk a držák čepu. (viz tabulka 5.1).

Tab. 5.1: Realizovatelné parametry tří variant podpěrné konstrukce

	1. Varianta	2. Varianta	3. Varianta
Nosnost	min. 65 kg	min. 85 kg	min. 110 kg
Nastavitelná výška holenní části	30 až 40 cm	30 až 40 cm	30 až 40 cm
Nastavitelná výška stehenní části	30 až 40 cm	30 až 40 cm	30 až 40 cm
Celková výška exoskeletu	min. 90 cm	min. 100 cm	min. 100 cm
Materiál kloubů	ENAW 6082	ENAW 7075	ENAW 7075
Materiál nosných prvků	ENAW 6082	ENAW 6082	ENAW 2011
Tloušťka jednotlivých částí kloubu (disku a držáku čepu)	5 mm	5 mm	10 mm
Velikost nosného prvku	20x20	20x20	30x30

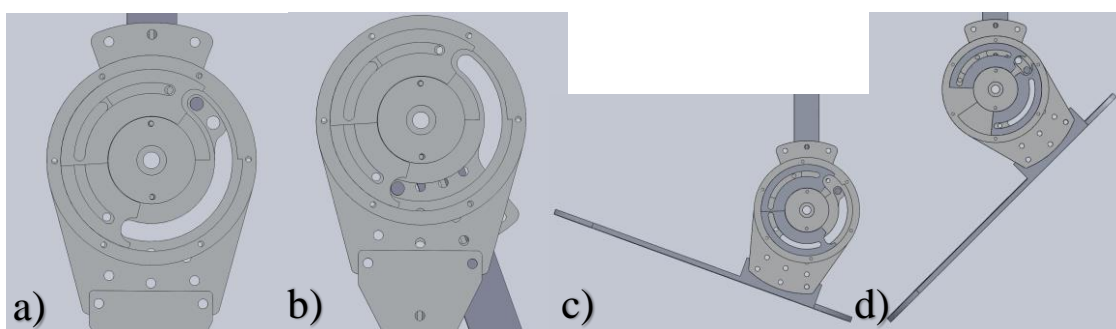
5.9. Závěr kapitoly

V této kapitole je navržena samotná realizace exoskeletu. Současně jsou porovnány navrhované a realizované prvky exoskeletu. Dále jsou zde aplikovány metody pro kontrolu návrhu a navrženy realizovatelné parametry pro jednotlivé varianty exoskeletu.

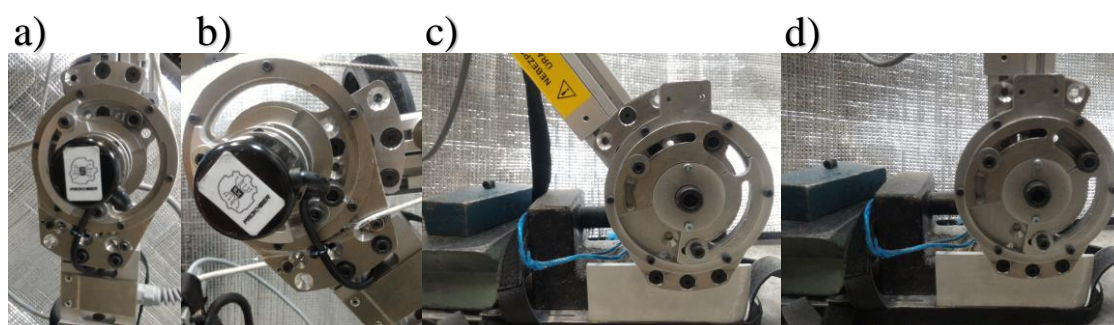
6. Výsledky testování návrhu konstrukce

6.1. Výsledky testování kinematických analýz

Při kinematické analýze kolenního kloubu nebyla programem zjištěna žádná kolize. Kolenní kloub umožňuje pohyb v plném požadovaném rozsahu viz obrázky 6.1 Plná extenze 180° je výchozí poloha a nedochází u ní k žádné kolizi (obrázek 6.1 a). Při plné flexi je úhel mezi nosnými prvky 20° a ani v tomto bodě nedošlo k žádné kolizi (obrázek 6.1 b). Hlezenní kloub také umožňuje pohyb v plném požadovaném rozsahu. Při dorzální flexi je hlezenní kloub ohnut o 30° směrem nahoru (obrázek 6.1 c). Při tomto pohybu nedochází k žádné kolizi. Při plantární flexi dochází k pohybu hlezenního kloubu o 45° směrem dolů (obrázek 6.1 d) a ani při tomto pohybu nebyli zaznamenány kolize. Pohyby lze porovnat s realizovaným exoskeletem na obrázku 6.2.



Obr. 6.1: Výsledky pohybové studie v krajních bodech pohybu a) Kolenní kloub ve 180° postavení, b) Kolenní kloub v krajní 20° poloze, c) hlezenní kloub v dorzálním 30° ohnutí, d) hlezenní kloub v plantárním 45° ohnutí



Obr. 6.2: Reálné provedení exoskeletu v krajních bodech pohybu a) Kolenní kloub ve 180° postavení, b) Kolenní kloub v krajní 20° poloze, c) hlezenní kloub v dorzálním 30° ohnutí, d) hlezenní kloub v základním postavení

Tab. 6.1: Výsledky pohybové studie

testovaný kloub	prováděný pohyb	rozsah pohybu	kolize
Kolenní kloub	flexe	180° až 20°	ne
	extenze	20° až 180°	ne
Hlezenní kloub	Dorzální flexe	0° až 30°	ne
	Plantární flexe	0° až 45°	ne

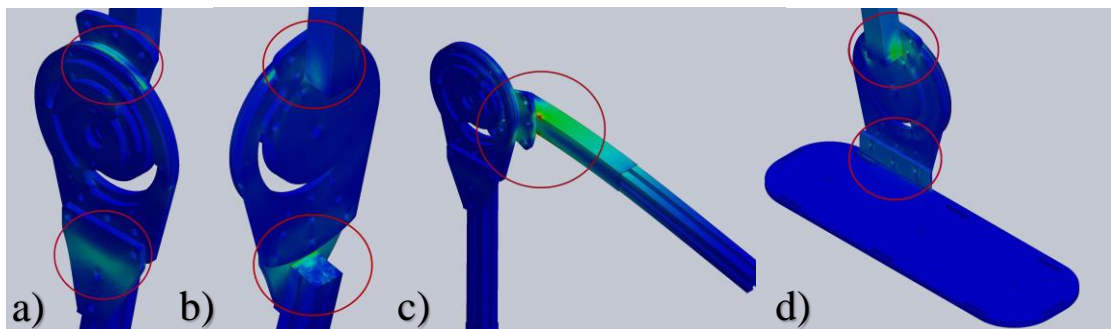
6.2. Výsledky pevnostních analýz

Výsledky pevnostních analýz jsou prezentovány barevnou mapou a tabulkou s výsledky simulace. Na barevné mapě je zvýrazněná deformace pomocí barev. Odstíny modré znamenají žádnou, nebo minimální deformaci v dané oblasti. Odstíny zelené značí oblasti, kde dochází k mírné deformaci, ale nedochází k poškození materiálu. Odstíny červené označují velmi namáhaná místa, u kterých může v krajním případě dojít až k poškození materiálu. V tabulkách výsledků pro jednotlivé varianty jsou výsledky pevnostní analýzy konkrétního segmentu v dané pozici. Důležitými parametry v této analýze jsou:

- Působící síla
- Výsledná síla (vzniklá působící silou a silou váhy exoskeletu)
- Maximální napětí (Vyvinuté silami působící na exoskelet)
- Maximální posunutí (jehož hodnota ukazuje o kolik milimetrů se odchýlila pozice namáhaného prvku oproti původní pozici)

6.2.1. Pevnostní analýza 1. Varianty

První varianta má stanovenou minimální nosnost 65 kg. Pro tuto variantu je zvolen materiál ENAW 6082. V programu je do samotné analýzy zahrnuta i váha celku působící na analyzovaný segment. Na obrázcích 6.3 lze vidět výslednou barevnou mapu zatížení daného prvku. Naměřené hodnoty 1. varianty exoskeletu jsou shrnuty v tabulce 6.2.



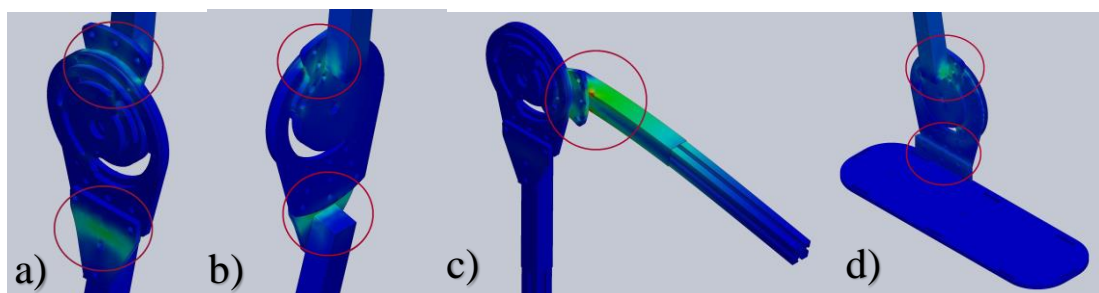
Obr. 6.3: Výsledná barevná mapa s označenými místy největšího namáhání pevnostní analýzy 1. varianty exoskeletu a) Kolenní kloub ve vzpřímeném postoji 180 ° zprava, b) Kolenní kloub ve vzpřímeném postoji zleva, c) Kolenní kloub v 90 ° postavení d) Hlezenní kloub ve vzpřímeném postoji

Tab. 6.2: Tabulka výsledků pevnostní analýzy 1. varianty exoskeletu

	Zkoumaný segment	Působící síla na exoskelet (N)	Výsledná působící síla (N)	R _m materiálu ENAW 6082 [66] (MPa)	Maximální napětí v konstrukci exoskeletu (MPa)	Maximální deformace materiálu (mm)
Exoskelet ve vzpřímeném postoji	Kolenní kloub	650	1000	260	59,31	0,49
	Hlezenní kloub	660	1549,9	260	102,03	0,73
Exoskelet v 90° postavení	Kolenní kloub	650	2399,9	260	151,28	1,07

6.2.2. Pevnostní analýza 2. varianty

Druhá varianta má stanovenou minimální nosnost 85 kg. Pro tuto variantu je zvolen materiál ENAW 7075. V programu je do samotné analýzy stejně jako u první varianty zahrnuta i váha celku působící na analyzovaný segment. Na obrázcích 6.4 lze vidět výslednou barevnou mapu zatížení daného prvku. Naměřené hodnoty 2. varianty



exoskeletu jsou shrnuty v tabulce 6.3.

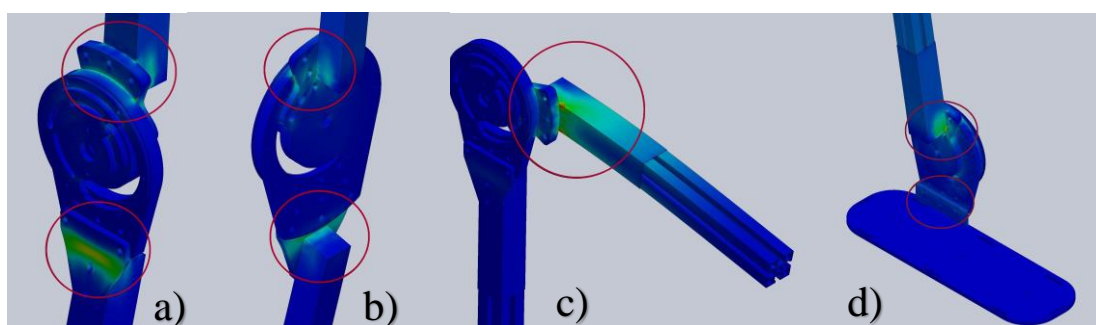
Obr. 6.4: Výsledná barevná mapa s označenými místy největšího namáhání pevnostní analýzy 2. varianty exoskeletu a) Kolenní kloub ve vzpřímeném postoji 180 ° zprava, b) Kolenní kloub ve vzpřímeném postoji zleva, c) Kolenní kloub v 90 ° postavení d) Hlezenní kloub ve vzpřímeném postoji

Tab. 6.3: Tabulka výsledků pevnostní analýzy 2. varianty exoskeletu

	Zkoumaný segment	Působící síla na exoskelet (N)	Výsledná působící síla (N)	R _m materiálu ENAW 7075 ^[66] (MPa)	Maximální napětí v konstrukci exoskeletu (MPa)	Maximální deformace materiálu (mm)
Exoskelet ve vzpřímeném postoji	Kolenní kloub	850	1300	385	75,42	0,51
	Hlezenní kloub	860	1900	385	136,61	0,72
Exoskelet v 90° postavení	Kolenní kloub	850	2600	385	220,3	1,53

6.2.3. Pevnostní analýza 3. varianty

Třetí varianta má stanovenou minimální nosnost 110 kg. Pro tuto variantu je zvolen materiál ENAW 7075. V programu je do samotné analýzy stejně jako u první varianty zahrnuta i váha celku působící na analyzovaný segment. Na obrázcích 6.5 lze vidět výslednou barevnou mapu zatížení daného prvku. Naměřené hodnoty 3. varianty



exoskeletu jsou shrnuty v tabulce 6.4.

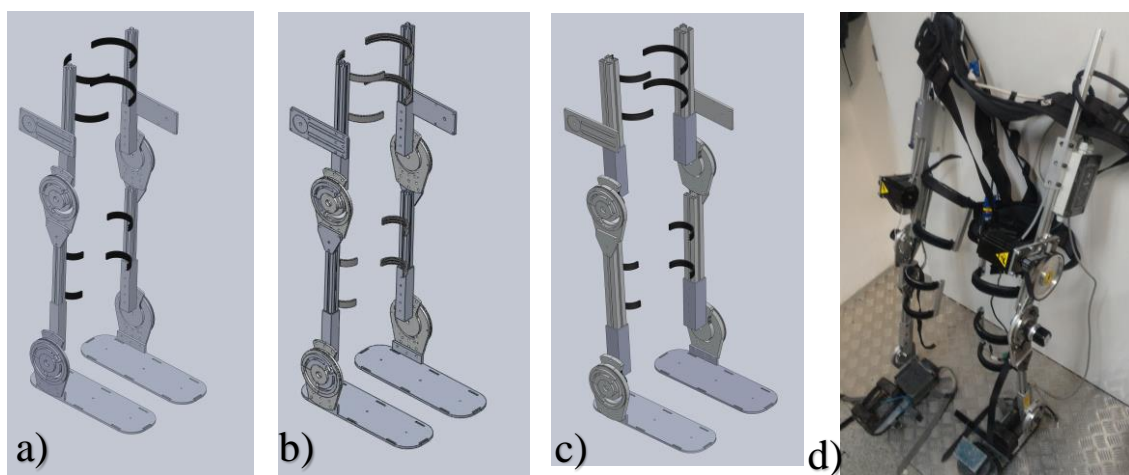
Obr. 6.5: Výsledná barevná mapa s označenými místy největšího namáhání pevnostní analýzy 3. varianty exoskeletu a) Kolenní kloub ve vzpřímeném postoji 180 ° zprava, b) Kolenní kloub ve vzpřímeném postoji zleva, c) Kolenní kloub v 90 ° postavení d) Hlezenní kloub ve vzpřímeném postoji

Tab. 6.4: Tabulka výsledků pevnostní analýzy 3. varianty exoskeletu

	Zkoumaný segment	Působící síla na exoskelet (N)	Výsledná působící síla (N)	R_m materiálu ENAW 7075 [66] (MPa)	Maximální napětí v konstrukci exoskeletu (MPa)	Maximální deformace materiálu (mm)
Exoskelet ve vzpřímeném postoji	Kolenní kloub	1000	1700	385	66,03	0,9
	Hlezenní kloub	1010	2150	385	99,39	1,2
Exoskelet v 90° postavení	Kolenní kloub	1000	2899,94	385	372,27	2,2

6.3. Výsledky testů konstrukčních úprav a modulů pro odlišné váhové kategorie populace

Z pohybových a pevnostních analýz lze potvrdit, že navrhované varianty exoskeletu jsou pevné a odolné. Navržené modely jednotlivých variant jsou zobrazeny na obrázku 6.6. Hlavními rozdíly mezi jednotlivými variantami je použitý materiál a velikost nosných tyčí. Jednotlivé parametry jsou shrnuty v tabulce 6.5



Obr. 6.6: Vymodelované varianty exoskeletu a) 1. varianta, b) 2. varianta, c) 3. varianta a d) realizovaná 2. varianta

Tab. 6.5: Výsledné a realizovatelné parametry tří variant podpěrné konstrukce

	1. Varianta	2. Varianta	3. Varianta
Minimální nosnost	65 kg	85 kg	110 kg
Nastavitelná výška holenní části	30 až 40 cm	30 až 40 cm	30 až 40 cm
Nastavitelná výška stehenní části	30 až 40 cm	35 až 45 cm	35 až 45 cm
Celková výška exoskeletu (neproloužená)	85 cm	90 cm	90 cm
Celková výška exoskeletu (prodloužená)	105 cm	110 cm	110 cm
Hmotnost modelu	10 kg	13 kg	18 kg
Materiál kloubů	ENAW 6082	ENAW 7075	ENAW 7075
Materiál nosných prvků	ENAW 6082	ENAW 6082	ENAW 2011
Tloušťka disku a držáku čepu	5 mm	5 mm	10 mm
Velikost konstrukčního hliníku	20x20	20x20	30x30

Realizovaný podpěrný exoskelet je určen pro rehabilitaci dolních končetin. Dolní končetiny je možné pevně zafixovat k exoskeletu pomocí objímek a pásek opatřených suchým zipem. Na základě pevnostní analýzy bylo zjištěno, že při běžném používání je exoskelet pevný ve vzpřímené poloze, tak i při poloze v sedu. V případě těžších uživatelů, kteří přesahují základní únosnost exoskeletu, je doporučeno nezatěžovat exoskelet plnou vahou, popřípadě exoskelet použít pasivně a pohyby nechat vykonávat samotný exoskelet (např. v sedu na židli). Exoskelet je poháněn elektrickým akčním členem, a bude ovládán pravděpodobně panelem s tlačítky. Elektrické akční členy a mechanické převody budou umístěné v krytu, který zamezí případnému úrazu a eventuálnímu poškození elektroniky.

6.4. Závěr kapitoly

Všechny tři varianty byly pohybově a pevnostně otestovány. Při těchto pohybových testech nebyl zjištěn žádný kolizní stav. Na základě těchto výsledků lze konstatovat, že exoskelet umožňuje bezproblémový rozsah všech pohybů dolní končetiny. U všech variant bylo zjištěno největší zatížení při postavení exoskeletu v 90 °. Ani při tomto postavení zatížení nepřekračuje maximální mez kluzu materiálu. Z uvedeného vyplývá, že konstrukce exoskeletu je dobře dimenzována a vydrží dané zatížení.

7. Diskuse

7.1. Naplnění cílů práce

Cílem této práce bylo navrhnout vhodný design pomocného exoskeletu dolní končetiny, jehož hlavní výhodou bude lehká, rozměrově optimalizovaná a rovněž cenově dostupná podpěrná konstrukce. V práci jsem navrhl tři možné varianty podpěrného exoskeletu, a to dle hmotnostních kategorií české populace.

V rámci návrhu jsem definoval pohybové možnosti dolních končetin, pro které je exoskelet určen. Exoskelet zahrnuje klouby, chodidlo a nosné prvky, které jsou nastavitelné podle výšky daného uživatele. Akční členy jsou na konstrukci umístěny tak, aby byly na exoskeletu co možná nejvhodněji využity.

Součástí práce je také 3D návrh jednotlivých komponentů i samotného exoskeletu v prostředí programu SolidWorks. V programu SolidWorks proběhlo také kinematické testování pohybů a testování pevnosti materiálu při maximálním zatížení.

Na základě výsledků byla realizována vybraná 2. varianta, u které lze konstatovat splnění veškerých požadavků. Ze zhodnocených návrhů byl vytvořen uživatelský návod pro používání exoskeletu.

7.2. Perspektivní navazující práce

Tato práce je zaměřena především na návrh samotného exoskeletu. Nicméně v této práci již není řešen typ elektrického akčního členu, což je také důležitý prvek fungujícího exoskeletu. Navazující práce se může zaměřit právě na tuto problematiku. Dnes se čím dál více využívá 3D tisk, což by mohlo podstatně zjednodušit návrh exoskeletu.

8. Závěr

Návrh, realizace a testování byly v této práci úspěšně provedeny. Navržený exoskelet pro dolní končetiny je určen pro rehabilitační účely, přičemž je navržen z lehkých a současně i pevných materiálů. Exoskelet je složen ze dvou kloubů, nosných prvků a chodidla. Pro tento exoskelet byl navržen univerzální kloub, který je aplikovatelný jak na kolenní, tak i na hlezenní kloub. Konstrukčně je kloub složen z více částí, které umožňují připojení akčního členu nebo fixaci úhlu v jakémkoliv bodě rozsahu. Na exoskelet lze, díky použití konstrukčního hliníku, snadno připojit elektrické zařízení (pro monitoraci, zabezpečení nebo měření). Pro umístění akčního členu je

navržen specifický držák, který je umístěn na horním nosném prvku. Tento držák lze nastavit na požadované místo a pevně zafixovat pro získání co možná nejvhodnějšího přenosu.

Konstrukce exoskeletu je navržena ve třech variantách, přičemž každá varianta je hmotnostně optimalizovaná pro konkrétní váhovou kategorii populace. Všechny varianty byly otestovány pohybovou i pevnostní analýzou. Současně jsou všechny tři varianty dostatečně dimenzovány na jejich maximální zatížení.

Seznam použité literatury

- [1] WikiSkripta. *Articulatio coaxe* [online]. 1. lékařská fakulta a Univerzita Karlova ©2019 [cit. 15.5.2020] Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/w/Articulatio_coxae
- [2] WikiSkripta. *Biomechanika kolenního kloubu* [online]. 1. lékařská fakulta a Univerzita Karlova ©2019 [cit. 13.12.2019] Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/w/Biomechanika_kolenního_kloubu
- [3] KRAJÍČEK, Tomáš. *Fyzioterapie po plastice ligamentum crurii anterius*. Praha, 2006. Bakalářská práce. UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE 2. lékařská fakulta. Vedoucí práce Mgr. Zdeněk Čech
- [4] MARIÁNKOVÁ, Hana. *Anatomie a traumatologie kolenního kloubu*. Brno, 2007. Bakalářská práce. MASARYKOVA UNIVERZITA Fakulta sportovních studií. Vedoucí práce Doc. MUDr. Jitka Hanzlová, CSc.
- [5] PAMUNGKAS, Daniel S, Wahyu CAESARENDRA, Hendawan SOEBAKTI, Riska ANALIA a Susanto SUSANTO. *Overview: Types of Lower Limb Exoskeletons. Electronics* [online]. 2019, 8(11) [cit. 15.5.2020]. DOI: 10.3390/electronics8111283. ISSN 2079-9292. Dostupné z: <https://www.mdpi.com/2079-9292/8/11/1283>
- [6] GE Reports. GE | Imagination at Work. *Do You Even Lift, Bro? Hardiman Was GE's Muscular Take On The Human-Machine Interface* [online]. ©2019 General Electric [cit. 13.12.2019]. Dostupné z: <https://www.ge.com/reports/do-you-even-lift-bro-hardiman-and-the-human-machine-interface/>
- [7] General electric Company. *Final report on hardiman I prototype for machine augmentation of human strength and endurance* [online]. Schenectady: Speciality materials handling products operation ©1971 [cit. 8.12.2019]. Dostupné z: <https://apps.dtic.mil/dtic/tr/fulltext/u2/739735.pdf>
- [8] They Shall Walk. *Giving the Gift of Walking - a 501 C3 non profit* [online]. ©2019 They Shall Walk. All Rights Reserved. [cit. 8.12.2019]. Dostupné z: <http://www.theyshallwalk.org>
- [9] M. K. Reed, "LIFESUIT Exoskeleton Gives the Gift of Walking so They Shall Walk," IEEE Global Humanitarian Technology Conference (GHTC 2014), San Jose, CA, 2014 ,pp. 382-385. doi: 10.1109/GHTC.2014.6970309
- [10] Occupational Health & Safety. *Industrial Exoskeletons: What You're Not Hearing* [online]. 1105 media ©2019 [cit. 13.12.2019]. Dostupné

- z: <https://ohsonline.com/articles/2018/10/01/industrial-exoskeletons-what-youre-not-hearing.aspx>
- [11] Automatizace.HW.cz. *Průmyslové exoskelety pomáhají při práci* [online]. HW server s.r.o ©2019 [cit. 13.12.2019]. Dostupné z: <https://automatizace.hw.cz/prumyslove-exoskeletony-pomahaji-pri-praci.html>
- [12] Exoskeleton Report. *22 Exoskeletons For Work and Industry Into 6 Categories* [online]. Exoskeleton Report LLC ©2019 [cit.26.12.2019]. Dostupné z: <https://exoskeletonreport.com/2016/04/exoskeletons-for-industry-and-work/>
- [13] Automatizace.HW.cz. *Exoskeletony pro lékařské účely* [online]. HW server s.r.o ©2019 [cit. 8.12.2019]. Dostupné z: <https://automatizace.hw.cz/exoskeletony-pomahaji-postizenym-vratit-se-do-zivota.html>
- [14] New Atlas - New Technology & Science News. *Hand-mounted exoskeleton system helps surgeons get a grip* [online]. New Atlas ©2019 [cit. 25.12.2019]. Dostupné z: <https://newatlas.com/surgical-exoskeleton/48421/>
- [15] IEEE Spectrum. *Demo: The Ekso GT Robotic Exoskeleton for Paraplegics and Stroke Patients* [online]. IEEE Spectrum ©2016 [cit. 25.12.2019] Dostupné z: <https://spectrum.ieee.org/the-human-os/biomedical/bionics/paraplegic-man-walks-in-ekso-robotic-exoskeleton-to-demo-its-killer-app>
- [16] Robotics Innovation Center. *VI-Bot – Virtual immersion for holistic feedback control of semi-autonomous robots* [online]. DFKI GmbH ©2008-2010 [cit. 27.12.2019]. Dostupné z: <https://robotik.dfki-bremen.de/en/research/projects/vi-bot-1.html>
- [17] Robotics Innovation Center. *Capio Dual-arm exoskeleton* [online]. DFKI GmbH. © 2011-2013 [cit. 27.12.2019]. Dostupné z: <https://robotik.dfki-bremen.de/en/research/projects/capio-1.html>
- [18] Breaking defense – defense industry news. *SOCOM's Iron Man Must Die, So Iron Man Spinoffs Might Live* [online] Breaking Media Inc. ©2019 [cit. 27.12.2019]. Dostupné z: <https://breakingdefense.com/2019/05/socom-iron-man-must-die-so-iron-man-spinoffs-might-live/>
- [19] Popular Science. *Power-multiplying exoskeletons are slimming down for use on the battlefield* [online] Popular Science © 2018 [cit. 27.12.2019]. Dostupné z: <https://www.popsci.com/army-exoskeletons-lockheed-martin/>
- [20] ExR Exoskeleton Report. *Types And Classifications of Exoskeletons Exoskeleton Report* [online] Exoskeleton Report LLC ©2015 [cit. 17.5.2020]. Dostupné z: <https://exoskeletonreport.com/2015/08/types-and-classifications-of-exoskeletons/>
- [21] ZOISS, A.B., H. KAZEROONI a A. CHU. *Biomechanical design of the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX)*. IEEE/ASME Transactions on

- Mechatronics [online]. 2006, 11(2), 128-138 [cit. 17.5.2020]. DOI: 10.1109/TMECH.2006.871087. ISSN 1083-4435. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/1618670/>
- [22] TOMÁŠEK, Lukáš. *Exo-skeletony a jejich aplikace pro dolní končetiny*. Plzeň, 2015. Bakalářská práce. Západočeská univerzita v Plzni Fakulta strojní. Vedoucí práce Ing. Čermák, CSc.
- [23] Rehabilitační ústav Kladruby. *Nestacionární robotické exoskelety dolních končetin v ČR* [online]. Rehabilitační ústav Kladruby, ©2019 [cit. 8.12.2019]. Dostupné z: <http://www.rehabilitace.cz/pro-odbornou-verejnost/odborna-cinnost/clanky-a-odborne-publikace/nestacionarni-roboticke-exoskelety-dolnich-koncetin-v-cr/>
- [24] SANOMED. *Bandáže, ortézy, rehabilitační a sportovní pomůcky, volnočasové activity, designové vychytávky* [online] SANOMED s.r.o ©2020 [cit. 5.5.2020]. Dostupné z: <https://www.sanomed.cz/e-shop/bandaze-a-ortezy/koleno/ortezy-s-vyztuhou/0093654-comfort>
- [25] Instructables circuit. *4KARE (Knee joint exoskeleton)* [online]. Autodesk inc. ©2018 [cit. 5.5.2020]. Dostupné z: <https://www.instructables.com/id/4KARE/>
- [26] MOON, Dae-Hoon, Donghan KIM a Young-Dae HONG. *Development of a Single Leg Knee Exoskeleton and Sensing Knee Center of Rotation Change for Intention Detection*. Sensors [online]. 2019, 19(18) [cit. 5.5.2020]. DOI: 10.3390/s19183960. ISSN 1424-8220. Dostupné z: <https://www.mdpi.com/1424-8220/19/18/3960>
- [27] PRATT, Jerry E., et al. *The RoboKnee: an exoskeleton for enhancing strength and endurance during walking*. In: IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2004. Proceedings. ICRA'04. 2004. IEEE, 2004. p. 2430-2435.
- [28] TANABE, Shigeo, Eiichi SAITOH, Satoshi HIRANO, et al. *Design of the Wearable Power-Assist Locomotor (WPAL) for paraplegic gait reconstruction*. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology* [online]. 2012, 8(1), 84-91 [cit. 17.5.2020]. DOI: 10.3109/17483107.2012.688238. ISSN 1748-3107. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.3109/17483107.2012.688238>
- [29] SHAUJUN, Ma. *A mechanical exoskeleton* [online]. Lehigh university, 2016 [cit. 29.12.2019]. Dostupné z: <https://preserve.lehigh.edu/etd/2704>
- [30] DEŽMAN, Miha, Tadej DEBEVEC, Jan BABIČ a Andrej GAMS. *Effects of Passive Ankle Exoskeleton on Human Energy Expenditure: Pilot Evaluation*. RODIĆ, Aleksandar a Theodor BORANGIU, ed. *Advances in Robot Design and Intelligent Control* [online]. Cham: Springer International Publishing, 2017, 2017-11-29, s. 491-498 [cit. 30.12.2019]. Advances in Intelligent Systems and Computing. DOI: 10.1007/978-3-319-49058-8_53. ISBN 978-3-319-49057-1. Dostupné z: http://link.springer.com/10.1007/978-3-319-49058-8_53

- [31] Robohub. *Unpowered exoskeleton improves efficiency of human walking* [online] the National Science Foundation ©2015 [cit. 31.12.2019]. Dostupné z: <https://robohub.org/researchers-improve-efficiency-of-human-walking/>
- [32] SERGEYEV, A., N. ALARAJE, C. SEIDEL, Z. CARLSON a B. BREDA. *Design of a pneumatically powered wearable exoskeleton with biomimetic support and actuation*. In: 2013 IEEE Aerospace Conference [online]. IEEE, 2013, 2013, s. 1-8 [cit. 31.12.2019]. DOI: 10.1109/AERO.2013.6496857. ISBN 978-1-4673-1813-6. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6496857/>
- [33] ANTONELLIS, Prokopios, Samuel GALLE, Dirk DE CLERCQ, Philippe MALCOLM a Alena GRABOWSKI. *Altering gait variability with an ankle exoskeleton*. PLOS ONE [online]. 2018, 13(10) [cit. 23.3.2020]. DOI: 10.1371/journal.pone.0205088. ISSN 1932-6203. Dostupné z: <http://dx.plos.org/10.1371/journal.pone.0205088>
- [34] New Atlas - New Technology & Science News. *Soft pneumatic exoskeleton could be perfect for use in rehab* [online]. New Atlas © 2014 [cit. 31.12.2019]. Dostupné z: <https://newatlas.com/soft-exoskeleton-ankle-rehabilitation/30542/>
- [35] IEEE Spectrum. *Sarcos Demonstrates Powered Exosuit That Gives Workers Super Strength* [online] IEEE Spectrum ©2019 [cit. 31.12.2019]. Dostupné z: <https://spectrum.ieee.org/automaton/robotics/industrial-robots/sarcos-guardian-xo-powered-exoskeleton>
- [36] KAWAMOTO, H., T. HAYASHI, T. SAKURAI, K. EGUCHI a Y. SANKAI. *Development of single leg version of HAL for hemiplegia*. In: 2009 *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* [online]. IEEE, 2009, 2009, s. 5038-5043 [cit. 23.3.2020]. DOI: 10.1109/IEMBS.2009.5333698. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/5333698/>
- [37] New Atlas - New Technology & Science News. *Battery-powered, full-body exoskeleton lets users lift 200 pounds* [online]. New Atlas ©2019 [cit. 31.12.2019]. Dostupné z: <https://newatlas.com/sarcos-robotics-guardian-xo-exoskeleton/57847/>
- [38] New Atlas - New Technology & Science News. *Raytheon XOS2: second generation exoskeleton* [online]. New Atlas © 2010 [cit. 15.5.2020]. Dostupné z: <https://newatlas.com/raytheon-significantly-progresses-exoskeleton-design/16479/>
- [39] BUREŠOVÁ, Vendula. *Kinematická analýza testů dynamické neuromuskulární stabilizace u osob s vertebrogenním onemocněním*. 2015. Diplomová práce. Univerzita Karlova v Praze 2. Lékařská fakulta. Vedoucí práce Mgr. Petra Valouchová, Ph.D.

- [40] CHEN, Jianhua, Xihui MU a Fengpo DU. *Biomechanics analysis of human lower limb during walking for exoskeleton design*. Journal of Vibroengineering [online]. 2017, 19(7), 5527-5539 [cit. 8.5.2020]. DOI: 10.21595/jve.2017.18459. ISSN 1392-8716. Dostupné z: <http://www.jvejournals.com/Vibro/article/JVE-18459.html>
- [41] YAN, Qiang, Jianjun ZHANG, Bin LI a Liang ZHOU. *Kinematic Analysis and Dynamic Optimization Simulation of a Novel Unpowered Exoskeleton with Parallel Topology*. Journal of Robotics [online]. 2019, 2019, 1-12 [cit. 8.5.2020]. DOI: 10.1155/2019/2953830. ISSN 1687-9600. Dostupné z: <https://www.hindawi.com/journals/jr/2019/2953830>
- [42] AutoCAD pro Mac a Windows. *Autodesk Software pro 3D navrhování, projektování a zábavu* [online]. Autodesk Inc. ©2017 [cit. 15.5.2020]. Dostupné z: <https://www.autodesk.cz/products/autocad/overview?plc=ACDIST&term=1-YEAR&support=ADVANCED&quantity=1>
- [43] Dytron. *Catia – řešení pro 3D modelování* [online]. Dytron ©2020 [cit. 15.5.2020] Dostupné z: https://www.dytron.cz/products/catia/?gclid=EAIaIQobChMI-PammP2_6QIVNYBQBh3ySg7XEAAAYASAAEgJ6K_D_BwE
- [44] Digital media. *McNeel Rhinoceros 3D modely, vizualizace, CAD, CAM, CAE* [online]. Digital Media a McNeel ©2020 [cit. 15.5.2020] Dostupné z: <https://www.rhinocad.cz/products/rhino-3d/>
- [45] Autodesk. *Inventor – software pro strojírenské návrhy a 3D CAD* [online]. Autodesk Inc. ©2017 [cit. 15.5.2020] Dostupné z: <https://www.autodesk.cz/products/inventor/overview?plc=INVPROSA&term=1-YEAR&support=ADVANCED&quantity=1#internal-link-buy>
- [46] Dassault systemes. *Solidworks 2020 – vice inovací do vašich návrhů* [online]. Dassault Systèmes SolidWorks Corporation ©2019 [cit. 15.5.2020] Dostupné z: <https://www.solidworks.cz/>
- [47] OMASTA, Milan. *Pevnostní analýza protězy dolní končetiny*. Brno, 2009. Diplomová práce. Fakulta strojního inženýrství ústav konstruování. Vedoucí práce Ing. Paloušek Ph.D.
- [48] BAJTEK, Vojtěch. *Pevnostní analýza části zevního fixátoru pro nohu*. Ostrava 2014. diplomová práce. Technická univerzita Ostrava Fakulta strojní. Vedoucí práce doc. Ing. Karel Frydryšek Ph.D.
- [49] LIU, Fang, Wen-ming CHENG a Jian-bing SHAO. *Structure Optimization and Finite Element Analysis of the Human Body Exoskeletons Lower Limb Power*. GE, Shuzhi Sam, Oussama KHATIB, John-John CABIBIHAN, Reid SIMMONS a Mary-Anne WILLIAMS, ed. Social Robotics [online]. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2012, 2012, s. 631-640 [cit. 8.5.2020]. Lecture Notes in

- Computer Science. DOI: 10.1007/978-3-642-34103-8_64. ISBN 978-3-642-34102-1. Dostupné z: http://link.springer.com/10.1007/978-3-642-34103-8_64
- [50] CHERRY, Michael S., Sridhar KOTA a Daniel P. FERRIS. *An Elastic Exoskeleton for Assisting Human Running*. In: Volume 7: 33rd Mechanisms and Robotics Conference, Parts A and B [online]. ASMEDC, 2009, 2009-01-01, s. 727-738 [cit. 8.5.2020]. DOI: 10.1115/DETC2009-87355. ISBN 978-0-7918-4904-0. Dostupné z: <https://asmedigitalcollection.asme.org/IDETC-CIE/proceedings/IDETC-CIE2009/49040/727/342309>
- [51] GRASGRUBER, Pavel, Jaromír SEDLÁČEK a Josef MICHÁLEK. *Antropometrické charakteristiky české populace*. Studia Sportiva, Brno, Cejl 892/32: Masarykova univerzita, 2014, neuveden, č. 3, s. 85-134. ISSN 1802-7679
- [52] Časopis lékařů českých: Číslo 7. Praha: Česká lékařská společnost Jana Evangelisty Purkyně, 2016, ISSN 0008-7335
- [53] NIS - Nábytkářský informační systém. *Parametry populace* [online]. Nábytkářský informační systém ©2019 [cit. 13.3.2020]. Dostupné z: <http://www.n-is.cz/cz/parametry-populace/page/33/>
- [54] Český statistický úřad. *Průměrný Čech trpí nadváhou* [online]. Český statistický úřad ©2018 [cit. 13.3.2020] Dostupné z: <https://www.czso.cz/csu/czso/prumerny-cech-trpi-mirnou-nadvahou>
- [55] WikiSkripta. *Epidemiologie úrazů* [online]. 1. lékařská fakulta a Univerzita Karlova ©2015 [cit. 14.3.2020] Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/w/Epidemiologie_úrazů
- [56] Národní zdravotnický informační systém – ambulantní péče. *Zdravotnictví ČR Stručný přehled činnosti oboru zdravotnická záchranná služba (ZZS)* [online]. Zdravotnická záchranná služba ©2018 [cit. 14.3.2020]. Dostupné z: <https://www.uzis.cz/res/f/008292/nzis-rep-2019-k16-a038-zdravotnicka-zachranna-sluzba-2018.pdf>
- [57] HAJNÁ, Petra. *Fyzioterapie u pacientů po úrazech páteře a míchy*. České Budějovice, 2013. Bakalářská práce. Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích Zdravotně sociální fakulta. Vedoucí práce Zeman Marek PhDr. Ph.D
- [58] Rehabilitační ústav Kladruby. *Rehabilitace - procedury* [online]. Rehabilitační ústav Kladruby ©2020 [cit. 15.3.2020]. Dostupné z: <http://www.rehabilitace.cz/poskytovana-pece/rehabilitace-procedury/>
- [59] WikiSkripta. *Pasivní pohyby dolních končetin* [online]. 1. lékařská fakulta a Univerzita Karlova ©2019 [cit. 15.3.2020] Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/w/Pasivni_pohyby_dolnich_koncetin

- [60] ARAMI, Arash, Kamiar AMINIAN, David FORCHELET a Philippe RENAUD. *Implantable and wearable measurement system for smart knee prosthesis*. In: 2014 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS) Proceedings [online]. IEEE, 2014, 2014, s. 240-243 [cit. 8.2.2020]. DOI: 10.1109/BioCAS.2014.6981707. ISBN 978-1-4799-2346-5. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6981707/>
- [61] THANGAVEL, Pavithra, S. VIDHYA, Junhua LI, Effie CHEW, Anastasios BEZERIANOS a Haoyong YU. *Biomechanical effects of robot assisted walking on knee joint kinematics and muscle activation pattern*. In: 2017 International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR) [online]. IEEE, 2017, 2017, s. 252-257 [cit. 8.5.2020]. DOI: 10.1109/ICORR.2017.8009255. ISBN 978-1-5386-2296-4. Dostupné z: <https://ieeexplore.ieee.org/document/8009255/>
- [62] JHAWAR, Vaibhav. *Design of a Knee Exoskeleton for Gait Assistance*. 2018. PhD Thesis. Arizona State University.
- [63] Technaid - Leading Motion. *Robotic Exoskeleton Exo-H3* [online]. Technaid © 2020 [cit. 8.5.2020]. Dostupné z: <https://www.technaid.com/products/robotic-exoskeleton-exo-exoesqueleto-h3/>
- [64] BHAT, Gajanan (ed.). *Structure and properties of high-performance fibers*. Woodhead Publishing, 2016.
- [65] T-PROM. *Mechanické vlastnosti ocelí* [online] T-PROM s.r.o ©2009 [cit. 20.5.2020]. Dostupné z: <http://www.tprom.cz/mechanicke-vlastnosti-oceli>
- [66] Strojmetal aluminium forging. *Tabulka slitin* [online] Strojmetal aluminium forging s.r.o. [cit. 20.5.2020] Dostupné z: <https://www.strojmetal.cz/tabulka-slitin>

Seznam obrázků

Obr. 2.1: Příklad 4-osé ortézy (převzato z ^[24])	15
Obr. 2.2: Příklad mechanického kloubu (převzato z ^[25]).....	15
Obr. 2.3: Příklad biomechanického kloubu (převzato z ^[26]).....	16
Obr. 2.4: Příklad čistě mechanického exoskeletu (převzato z ^{[30][31]})	17
Obr. 2.5: Příklad pneumatického exoskeletu (převzato z ^{[33][34]}).....	17
Obr. 2.6: Příklad elektrického exoskeletu (převzato z ^{[36][37]}).....	18
Obr. 4.1: Návrh pohybových možností konstrukce. a) pohybové možnosti kolenního kloubu, b) pohybové možnosti hlezenního kloubu.....	25
Obr. 4.2: Návrh konstrukce exoskeletu	26
Obr. 4.3: 3D celková koncepce kloubu.....	27
Obr. 4.4: a) Popis konstrukce držáku disku b) axonometrická projekce	28
Obr. 4.5: a) Popis konstrukce disku b) axonometrická projekce	28
Obr. 4.6: a) Popis konstrukce držáku čepu, b) axonometrická projekce	29
Obr. 4.7: a) popis konstrukce schodu, b) axonometrická projekce.....	29
Obr. 4.8: a) popis konstrukce lamely b) popis krytu ložiska	30
Obr. 4.9: Celková koncepce umístění akčního členu.....	31
Obr. 4.10: Příklad první varianty držáku	31
Obr. 4.11: Příklad druhé varianty držáku	31
Obr. 4.12: Místa zkoumání kinematiky pohybu pro koleno (vlevo) a hlezenní kloub (vpravo).....	32
Obr. 4.13: Exoskelet s vyznačenými vazbami pro kinematickou analýzu.	32
Obr. 4.14: a) Příklad zatížení běžného vetknutého nosníku, b) příklad simulace vetknutého nosníku v programu	33
Obr. 4.15: Segmenty zkoumání zatížení konstrukce.	33
Obr. 5.1: Realizované pohybové možnosti konstrukce v oblasti kolenního kloubu, a) plná extenze 180 °, b) flexe 90 °, c) maximální flexe 20 ° z levé strany exoskeletu, d) maximální flexe 20 ° z pravé strany exoskeletu.....	37
Obr. 5.2: Realizované pohybové možnosti konstrukce v oblasti hlezenního kloubu a) základní postavení b) dorzální flexe 30 ° c) plantární flexe 45 °.....	37
Obr. 5.3: Realizovaná konstrukce.....	38
Obr. 5.4: Axonometrická projekce kloubu (vlevo) a realizovaný kloub (vpravo)	39

Obr. 5.5: Model realizovaného držáku pro motor	39
Obr. 5.6: Realizovaný systém přenosu momentových účinků na exoskeletu.....	40
Obr. 5.7: Ukázky výsledků pohybové studie a) zjištěný měřicí rozsah exoskeletu, b) ukázka měřicího rozsahu pro exoskelet ve vzpřímeném postavení, c) ukázka měřicího rozsahu pro exoskelet ve 20 ° flexi kolenního kloubu a 30 ° dorzální flexi hlezenního kloubu, d) ukázka měřicího rozsahu pro exoskelet ve 20 ° flexi kolenního kloubu a 45 ° plantární flexi hlezenního kloubu	40
Obr. 5.8: Barevná mapa zatížení a) kolenního kloubu v 180° postavení, b) kolenního kloubu v 90° sedu c) hlezenního kloubu.....	41
Obr. 5.9: Model optimalizované konstrukce (vlevo) a realizovaná optimalizovaná konstrukce (vpravo)	42
Obr. 6.1: Výsledky pohybové studie v krajních bodech pohybu a) Kolenní kloub ve 180° postavení, b) Kolenní kloub v krajní 20° poloze, c) hlezenní kloub v dorzálním 30° ohnutí, d) hlezenní kloub v plantárním 45° ohnutí	44
Obr. 6.2: Reálné provedení exoskeletu v krajních bodech pohybu a) Kolenní kloub ve 180° postavení, b) Kolenní kloub v krajní 20° poloze, c) hlezenní kloub v dorzálním 30° ohnutí, d) hlezenní kloub v plantárním 45° ohnutí	44
Obr. 6.3: Výsledná barevná mapa s označenými místy největšího namáhání pevnostní analýzy 1. varianty exoskeletu a) Kolenní kloub ve vzpřímeném postoji 180 ° zprava, b) Kolenní kloub ve vzpřímeném postoji zleva, c) Kolenní kloub v 90 ° postavení d) Hlezenní kloub ve vzpřímeném postoji	45
Obr. 6.4: Výsledná barevná mapa s označenými místy největšího namáhání pevnostní analýzy 2. varianty exoskeletu a) Kolenní kloub ve vzpřímeném postoji 180 ° zprava, b) Kolenní kloub ve vzpřímeném postoji zleva, c) Kolenní kloub v 90 ° postavení d) Hlezenní kloub ve vzpřímeném postoji	46
Obr. 6.5: Výsledná barevná mapa s označenými místy největšího namáhání pevnostní analýzy 3. varianty exoskeletu a) Kolenní kloub ve vzpřímeném postoji 180 ° zprava, b) Kolenní kloub ve vzpřímeném postoji zleva, c) Kolenní kloub v 90 ° postavení d) Hlezenní kloub ve vzpřímeném postoji	47
Obr. 6.6: Vymodelované varianty exoskeletu a) 1. varianta, b) 2. varianta, c) 3. varianta a d) realizovaná 2. varianta	48

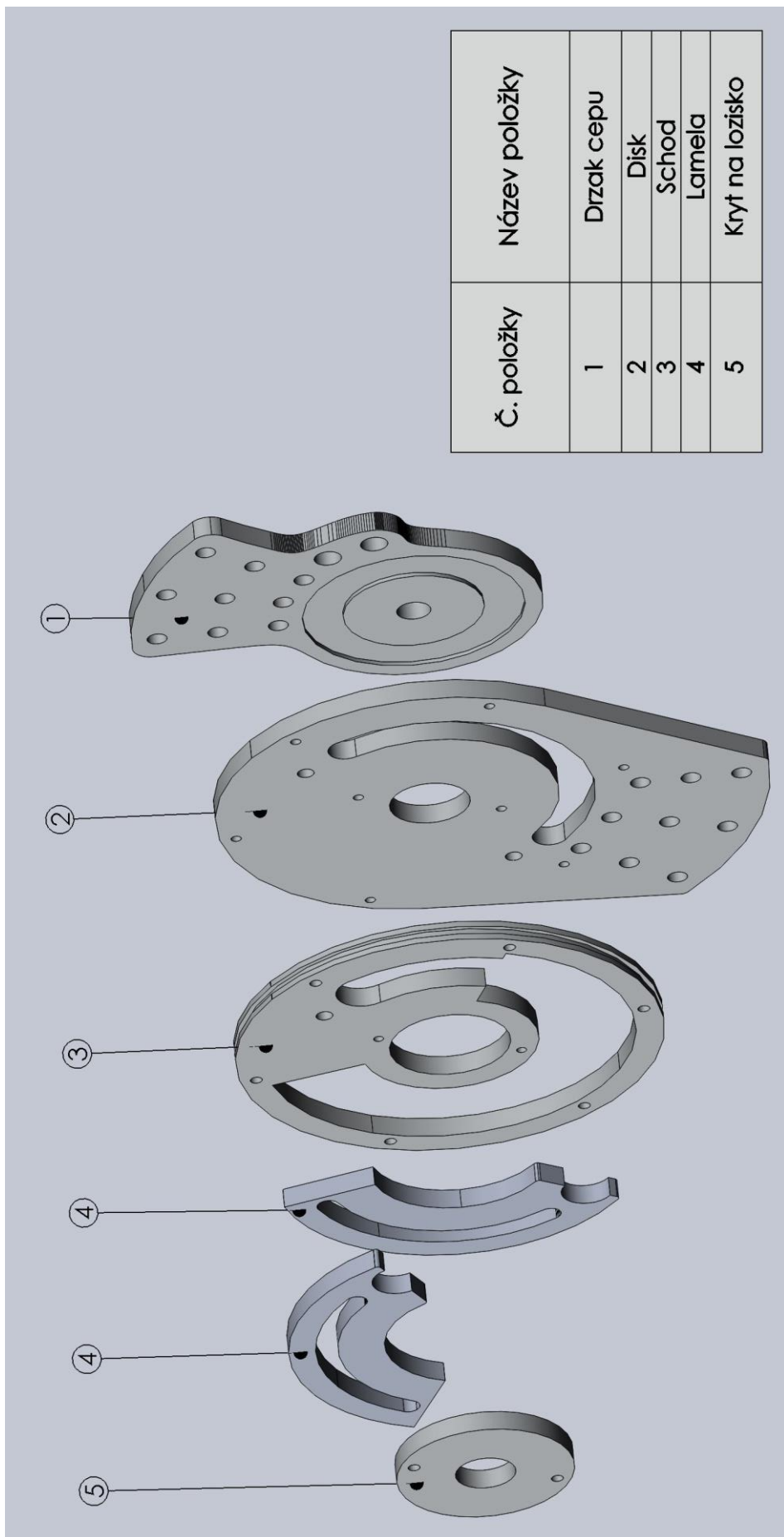
Seznam tabulek

Tab. 2.1: Stupně volnosti u kloubů dolních končetin (upraveno) ^[5]	11
Tab. 2.2: Souhrnná tabulka typů exoskeletů	14
Tab. 2.3: Souhrnná tabulka konstrukčních možností kloubů	16
Tab. 2.4: Souhrnná tabulka typů exoskeletů dle pohonu	19
Tab. 2.5: Výsledky antropometrického měření (upraveno) ^[53]	21
Tab. 2.6: Shrnutí důležitých dat pro další postup	23
Tab. 4.1: Tabulky s materiály pro konstrukci (upraveno) ^{[65][66]}	35
Tab. 4.2: Tabulky s materiály pro kloub (upraveno) ^{[65][66]}	35
Tab. 4.3: Předpokládané parametry tří variant podpěrné konstrukce	36
Tab. 5.1: Realizovatelné parametry tří variant podpěrné konstrukce	43
Tab. 6.1: Výsledky pohybové studie	44
Tab. 6.2: Tabulka výsledků pevnostní analýzy 1. varianty exoskeletu	46
Tab. 6.3: Tabulka výsledků pevnostní analýzy 2. varianty exoskeletu	47
Tab. 6.4: Tabulka výsledků pevnostní analýzy 3. varianty exoskeletu	48
Tab. 6.5: Výsledné a realizovatelné parametry tří variant podpěrné konstrukce	49

Seznam příloh

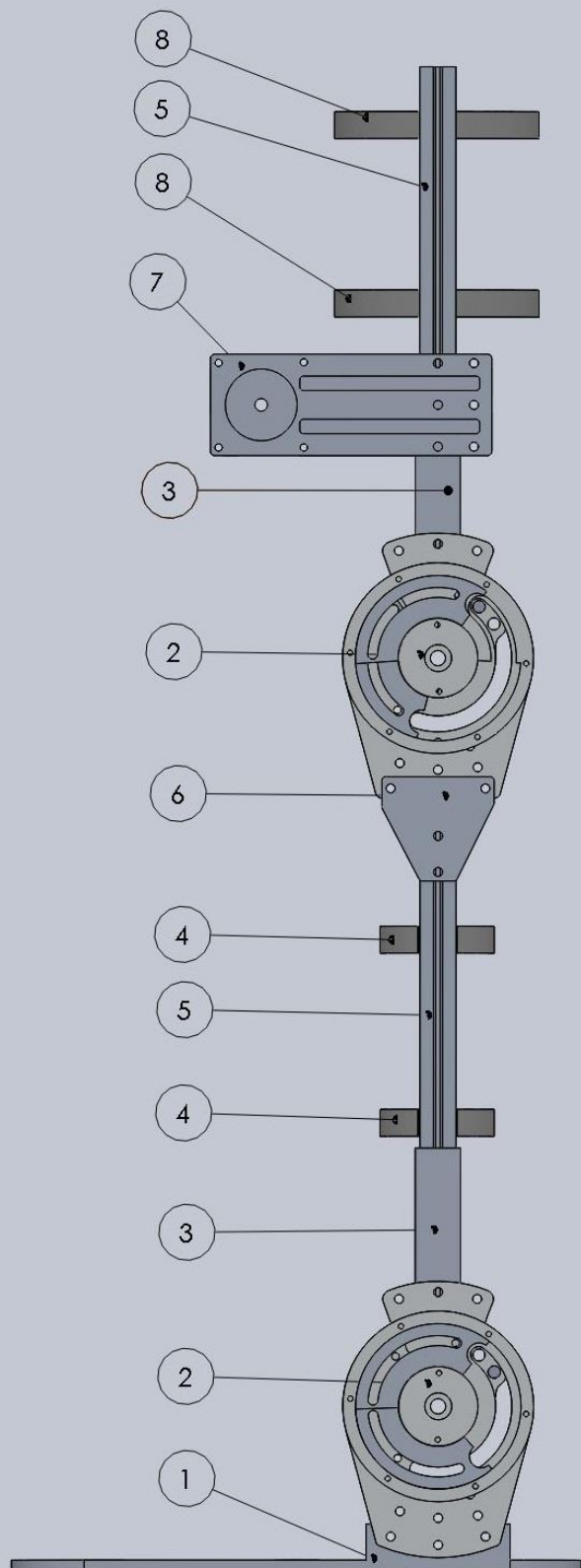
Příloha A: Rozložená sestava kloubu	I
Příloha B: 3D návrh exoskeletu	I
Příloha C: Technický výkres konstrukce držák čepu.....	I
Příloha D: Technický výkres konstrukce disku	I
Příloha E: Technický výkres konstrukce schodu	I
Příloha F: Technický výkres konstrukce lamely.....	I
Příloha G: Technický výkres konstrukce krytu na ložisko	I
Příloha H: Technický výkres konstrukce držáku disku	I
Příloha I: Technický výkres konstrukce chodidla.....	I

Přílohová část



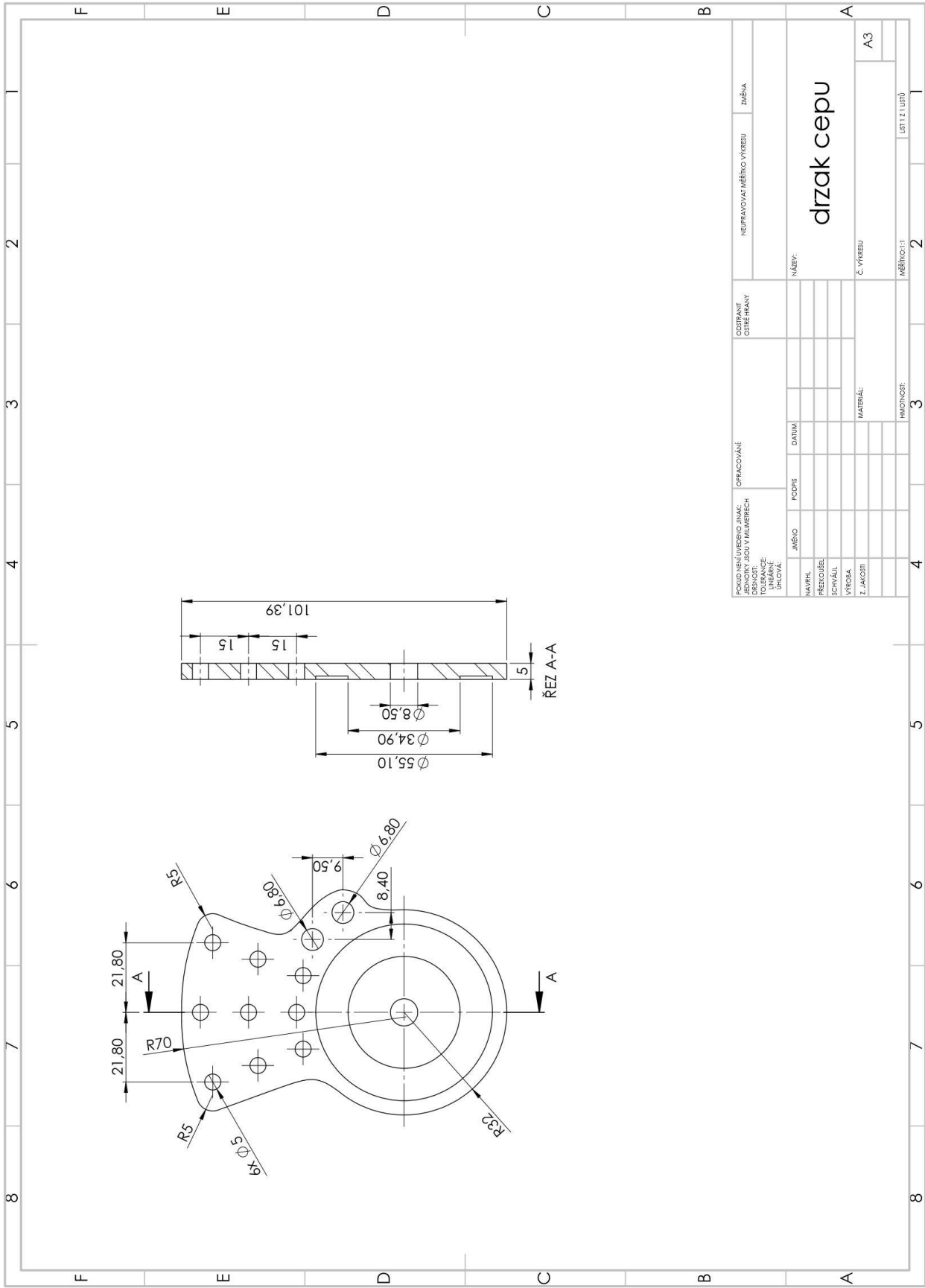
Č. položky	Název položky
1	Drzak cepu
2	Disk
3	Schod
4	Lamela
5	Kryt na lozisko

Příloha A: Rozložená sestava kloubu



Č. položky	Název položky
1	Chodidlo
2	Kloub
3	Profil pro prodloužení výšky
4	Holenní objímka
5	Nosný profil
6	Držák disku
7	Držák motoru
8	Stehenní objímka

Příloha B: 3D návrh exoskeletu

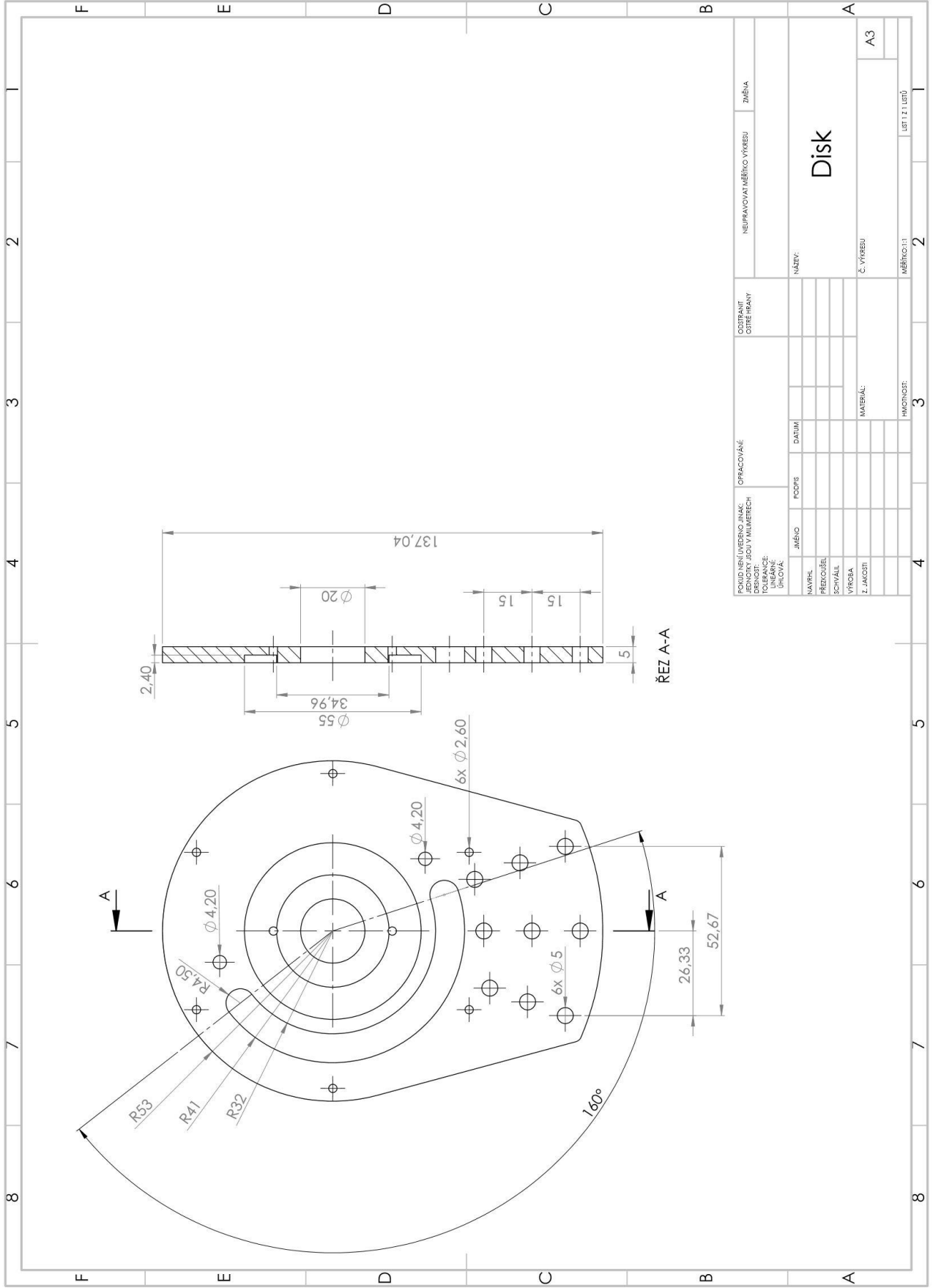


POKROUŠENÍ ÚVĚROVNĚNÍ PŘEDKROUŠENÍ DRSNOSTI TOLERANCE ÚHLŮVÁ:		OPRACOVÁNÍ:		OBSAHUJÍCÍ OPROJEKOVÁNÍ		NEUPRAVOVAT MĚŘITKO VÝKRESU		ZMĚNA	
JMÉNO	PODSIS	DATUM							
KAVRPL.									
PŘEKOUŠEL									
SCHVÁLIL									
VÝROBA									
Z JAKOSTI									
MATERIÁL:									
Č. VÝKRESU									
MĚŘITKO 1:1									
HMOTNOST:		3							
LST 1 Z 1UBO		2							

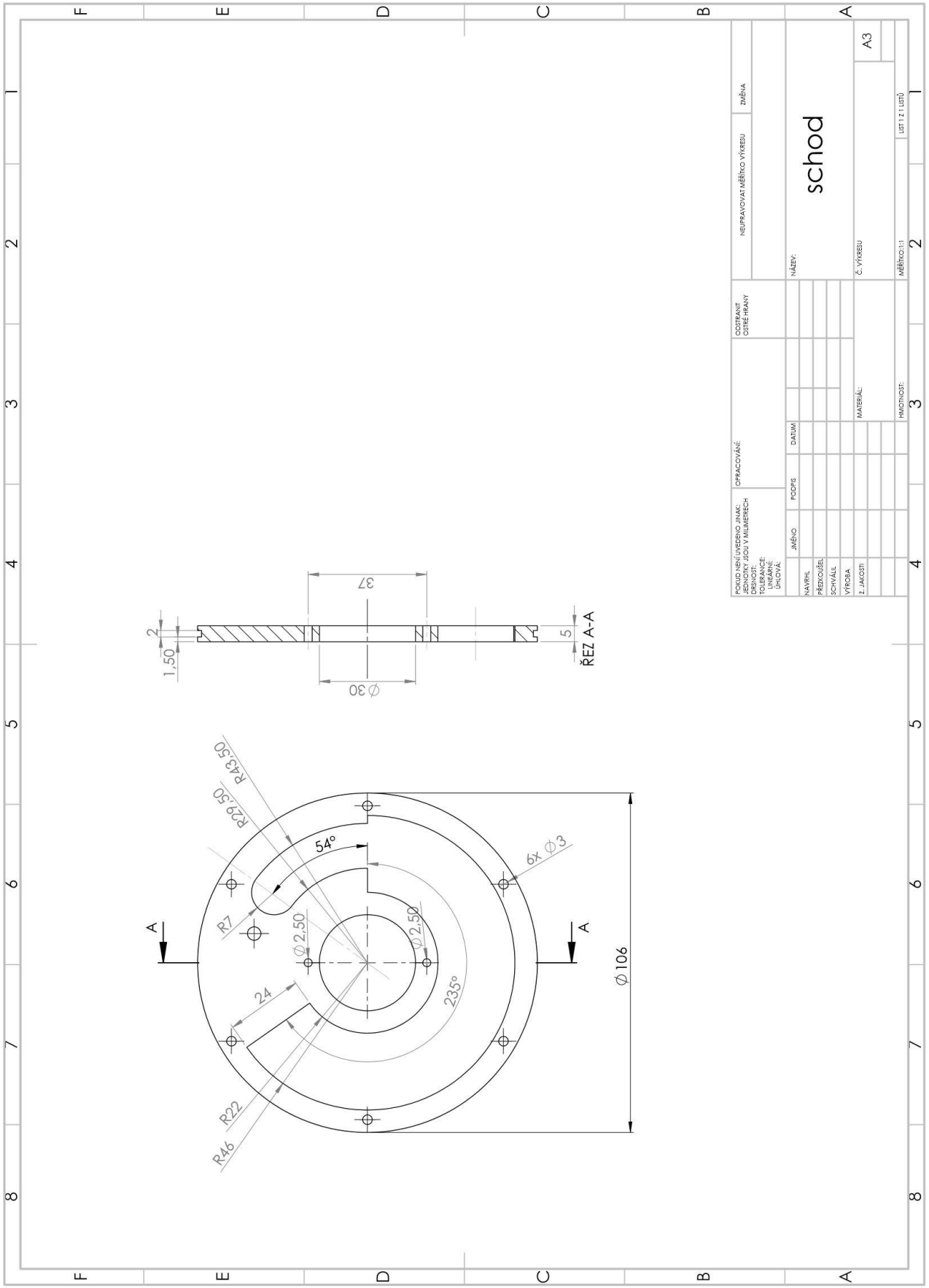
držák cevu

A3

Příloha C: Technický výkres konstrukce držák cevu

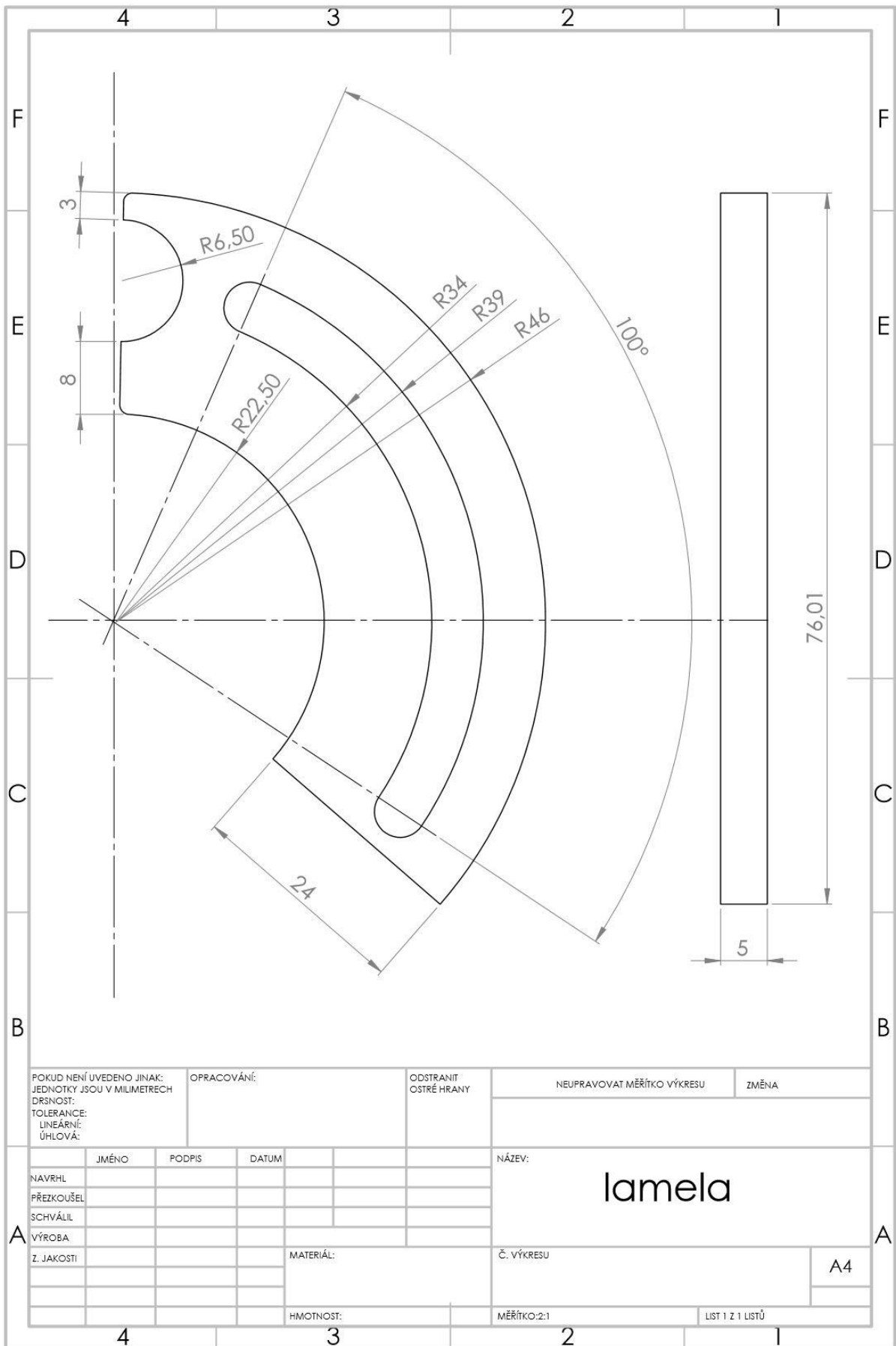


Příloha D: Technický výkres konstrukce disku

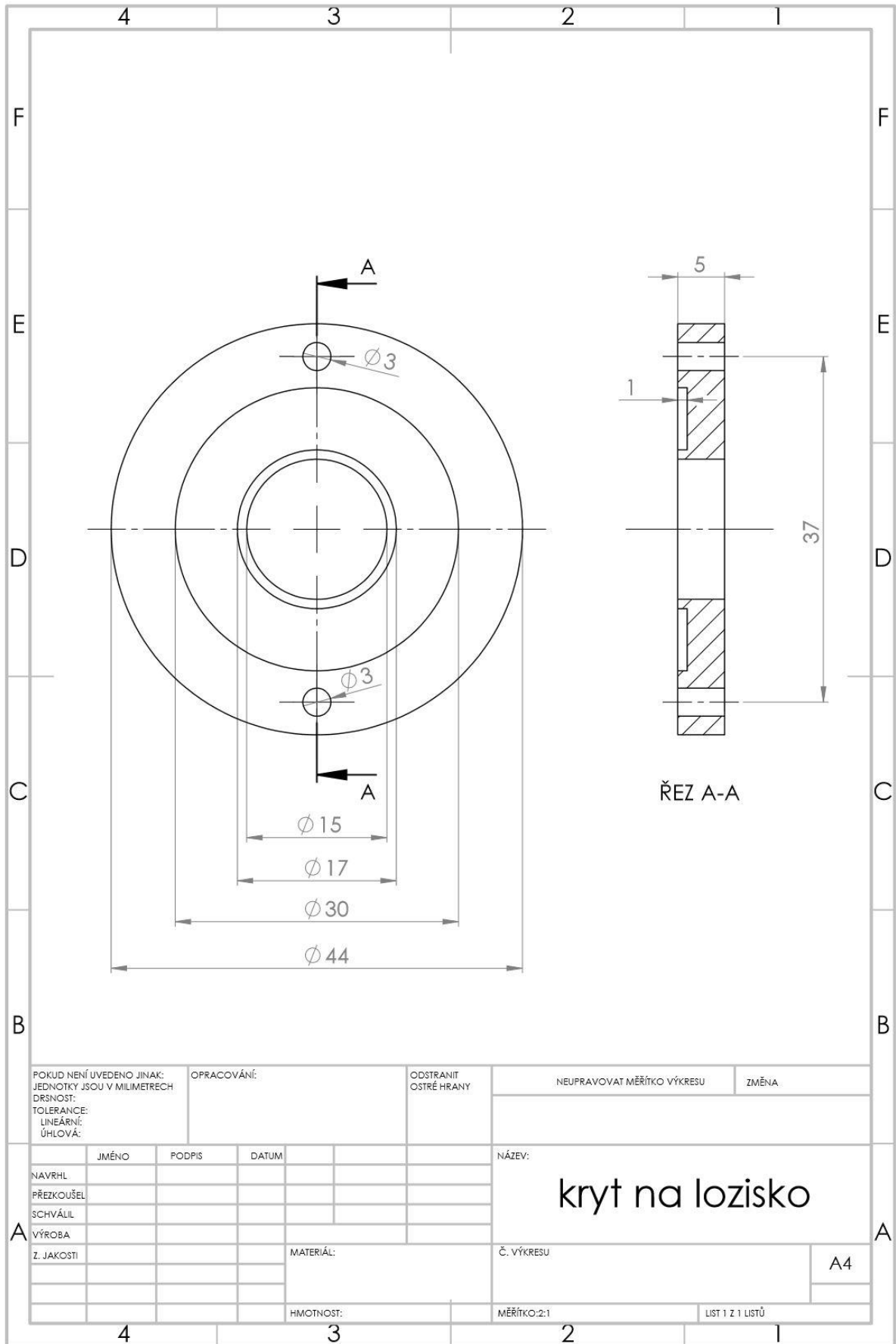


PODKLADNÍ UNIVERZNÍ JAKOSTI JEDNOTNÝ SOULVÝMĚRECH PŘESNOSTI: ±0,1 ÚHLAVNÍ: ±0,1 ÚHLAVNÍ: ±0,1		OPRACOVÁNÍ COSTRANIT OSTRÉ HRANY		NEPŘAVIDELNÝ VÝKRES ZMĚNA	
NÁZEV schod	Č. VÝKRESU A3	MĚŘÍTKO: 1:1	LIST 1 Z 1 ÚSTŘ.	2	3
Jméno Datum	Podpis Datum	Materiál:	Měřítko:	4	5
Navrhl: Konečně: Schválil: Vyroba: Z. JAKOSTI	Podpis Datum	Materiál:	Měřítko:	6	7
Jméno Datum	Podpis Datum	Materiál:	Měřítko:	8	8

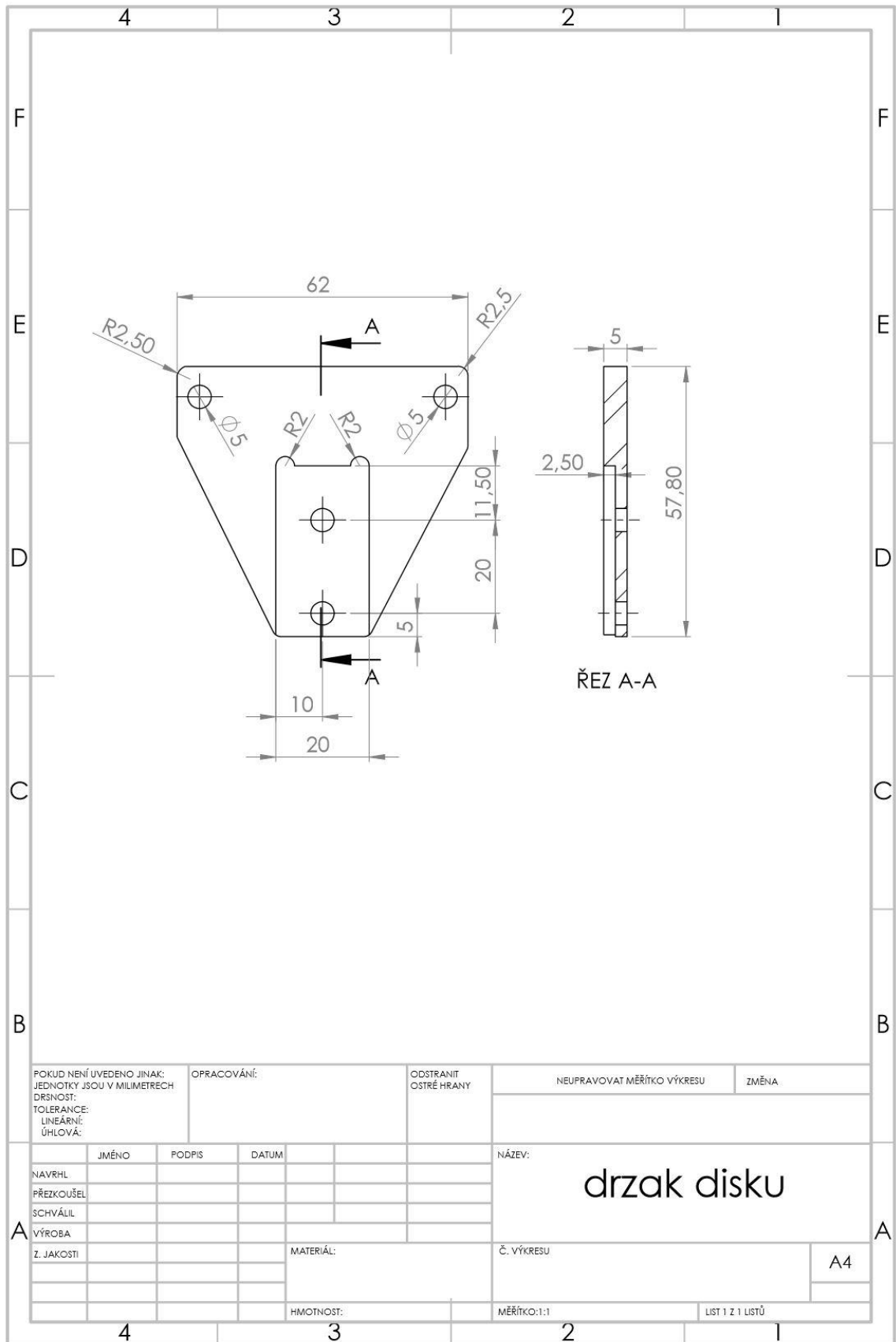
Příloha E: Technický výkres konstrukce schodu



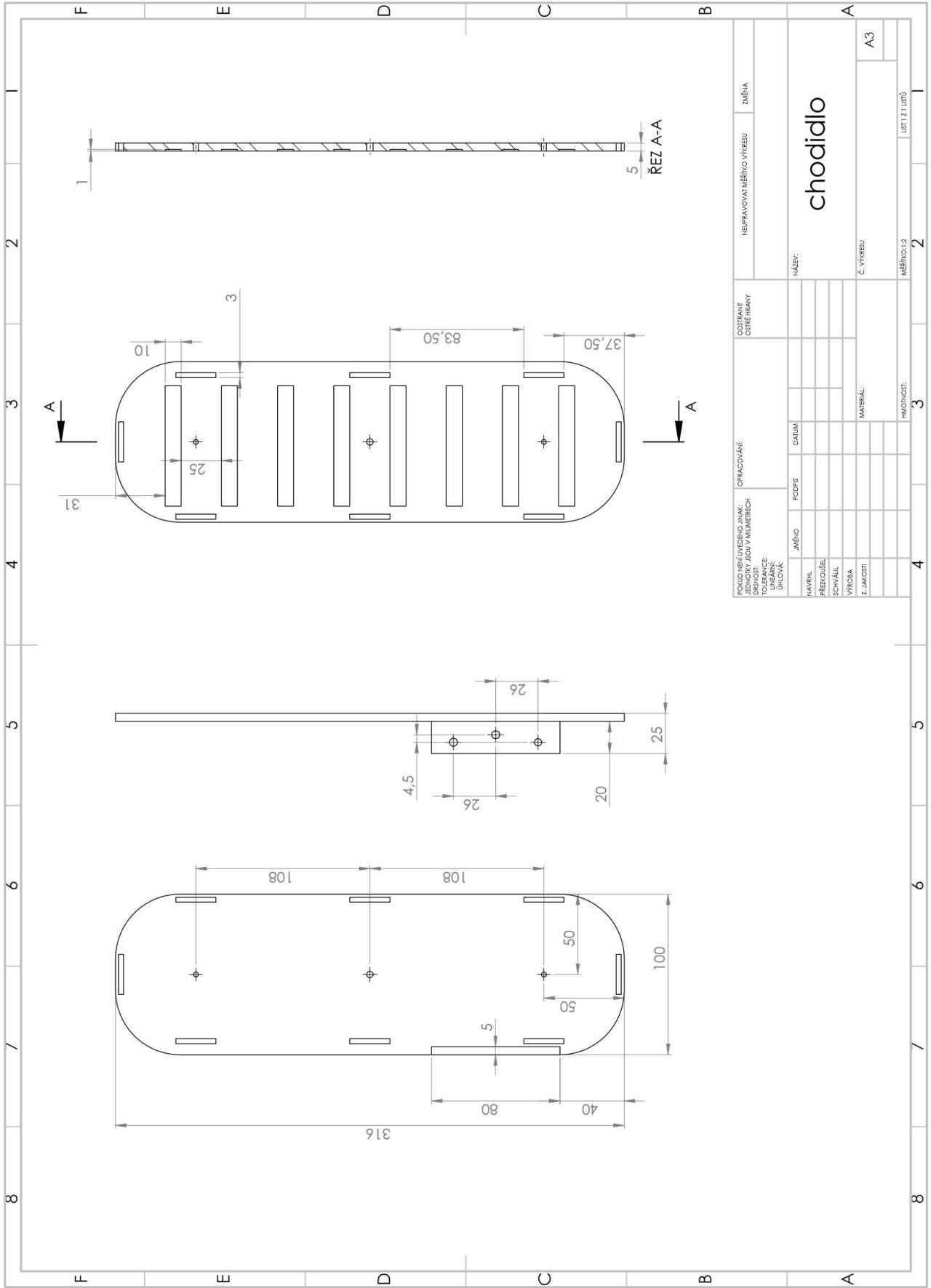
Příloha F: Technický výkres konstrukce lamely



Příloha G: Technický výkres konstrukce krytu na ložisko



Příloha H: Technický výkres konstrukce držáku disku



POVINNÉ ÚMĚRNÍK: JEDNOTY JSOU V MILIMETRECH		OSTŘENÍ: OSTŘE HRANY		NEPRAVOUJĚŘÍTO VÝKRESU		ZMĚNA	
DŘÍVO: ÚPRAVA: ÚHEBNÉ ÚHELOVÁ:		OSTRANIT					
NÁVRH:		JMÉNO:		PODPIS:		DATUM:	
PŘEZKOŠEL:							
SCHVÁLIL:							
VYKRESILA:							
Z. JAKOSTI:							
						MATERIÁL:	
						Č. VÝKRESU:	
						A3	
						JMÉNO:	
						chodidlo	
						MĚŘÍTKO: 1:2	
						LIST Z LISTŮ	
						2	

Příloha I: Technický výkres konstrukce chodidla