



**FAKULTA STROJNÍ  
ZÁPADOČESKÉ UNIVERZITY  
V PLZNI**

Studijní program: Konstruování strojů a technických zařízení  
Číslo studijního programu: N0715A270017S03  
Studijní specializace: Konstruování zdravotnické a kooperativní techniky

# TECHNICKÝ NÁVRH PROTETICKÉ NÁHRADY PRSTŮ LIDSKÉ RUKY

Diplomová práce

Autor práce: Bc. Matěj Jonáš  
Vedoucí práce: Doc. Ing. Josef Formánek, Ph.D.

---

Plzeň 2024

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI

Fakulta strojní

Akademický rok: 2023/2024

# ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

(projektu, uměleckého díla, uměleckého výkonu)

Jméno a příjmení: **Bc. Matěj JONÁŠ**  
Osobní číslo: **S22N0054P**  
Studijní program: **N0715A270017 Konstruování strojů a technických zařízení**  
Specializace: **Konstruování zdravotnické a kooperativní techniky**  
Téma práce: **Technický návrh protetické náhrady prstů lidské ruky**  
Zadávací katedra: **Katedra konstruování strojů**

## Zásady pro vypracování

Základní požadavky:

Cílem diplomové práce je technický návrh protetické náhrady prstů lidské ruky. Dále provést specifikaci požadavků s ohledem na správnou funkčnost. Konstrukční návrh systému by měl obsahovat rozbor technických možností jednotlivých řešení, splňovat požadavky technické jednoduchosti a respektovat bezpečnostní požadavky. U výsledného konstrukčního řešení provést komplexní zhodnocení parametrů.

Základní technické údaje:

Technické parametry jsou uvedeny v příloze zadání.

Osnova diplomové práce:

1. Vypracování rešerše včetně systematického popisu funkce.
2. Vypracování rozboru technických parametrů.
3. Vypracování vybrané varianty řešení včetně výpočtového hodnocení.
4. Zhodnocení vybraného konstrukčního návrhu.

Konzultant: Ing. Ladislav Tříška Ph.D. (l.triska@strkan.cz; STRKAN s.r.o.)

Rozsah diplomové práce: **40-60 stran**  
Rozsah grafických prací: **podle potřeby**  
Forma zpracování diplomové práce: **tištěná/elektronická**

Seznam doporučené literatury:

- 1] REKTOR, I. A kol. Centrální poruchy hybnosti v praxi. Triton, Praha, 2003
- [2] KOLEKTIV AUTORŮ. Pohybový systém a zátěž. Praha: Grada Publishing,
- [3] ŘAŠA, J., ŠVERCL, J.: *Strojnické tabulky*. Scientia, Praha, 2004
- [4] SHIGLLEY, J., E., MISCHKE, C., R., BUDYNAS, R., G. *Konstruování strojních součástí*. VUT v Brně, Brno, 2010
- [5] Podkladový materiál, výkresy, prospekty, katalogy apod. poskytnuté zadavatelem úkolu.

Vedoucí diplomové práce: **Doc. Ing. Josef Formánek, Ph.D.**  
Katedra konstruování strojů

Datum zadání diplomové práce: **16. října 2023**  
Termín odevzdání diplomové práce: **24. května 2024**

L.S.

---

**Doc. Ing. Vladimír Duchek, Ph.D.**  
děkan

---

**Ing. Zdeněk Chval, Ph.D.**  
vedoucí katedry

## Prohlášení o autorství

Předkládám tímto k posouzení a obhajobě Diplomovou práci zpracovanou na závěr studia na Fakultě strojní Západočeské univerzity v Plzni. Byl/a jsem seznámen/a s tím, že na mou Diplomovou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb. o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Prohlašuji, že jsem tuto Diplomovou práci vypracoval/a samostatně, s použitím odborné literatury a pramenů uvedených v Seznamu použitých zdrojů, který je součástí této práce a na základě konzultací s vedoucím práce a konzultantem.

Současně čestně prohlašuji, že tištěná verze práce se shoduje s elektronickou verzí, vloženou do IS STAG.

V Plzni dne:

-----  
podpis autora

## Poděkování

Rád bych touto cestou poděkoval mému vedoucímu práce Doc. Ing. Josef Formánek, Ph.D., za odborné vedení a cenné rady, které mi poskytl při řešení této práce. Velmi si vážím Vaší trpělivosti, vstřícnosti a času, který jste mi věnoval.

## Abstrakt

Tato diplomová práce se zabývá návrhem a vývojem protetické náhrady prstů lidské ruky, zaměřenou na osoby se ztrátou druhého a třetího článku prstu. Hlavním cílem je vytvořit konstrukční systém, který umožní postiženým osobám vykonávat základní denní činnosti, čímž selepší jejich kvalita života. Důležitou součástí řešení je použití duálního čtyř-kloubového mechanismu, který napodobuje přirozené pohyby lidského prstu a poskytuje tvarovou přizpůsobivost. Tento mechanismus zajišťuje efektivní přenos sil a umožňuje uživateli intuitivní ovládání protézy. Díky využití 3D tisku je možné docílit individuálních rozměrů a vzhledu protetických prstů, což zlepšuje jejich funkčnost a estetiku. Kinematické simulace byly provedeny pro testování různých úchopů a gest, zatímco pevnostní analýzy byly použity k ověření vhodnosti použitých materiálů. Práce rovněž hodnotí různé druhy protetických náhrad, přičemž se zaměřuje na tělem poháněné protézy, které nabízejí spolehlivost a nižší pořizovací náklady ve srovnání s myoelektrickými protézami.

## Klíčová slova

Protetická náhrada; protetický prst; mechanismus prstu; čtyř-kloubový mechanismus; MKP; CAD; tvarová přizpůsobivost

## Abstract

This diploma thesis examines the design and development of a prosthetic replacement for the fingers of the human hand, focusing on people with loss of the second and third phalanges. The main objective is to create a design system that will allow the affected persons to perform basic daily activities, thus improving their quality of life. An important part of the solution is the use of a dual four-bar mechanism that imitates the natural movements of the human finger and provides shape-adaptivity. This mechanism provides efficient force transfer and allows the user to intuitively control the prosthesis. Through the use of 3D printing, it is possible to achieve individual dimensions and appearance of prosthetic fingers, improving their functionality and aesthetics. Kinematic simulations were performed to test different grips and gestures, while strength analyses were used to verify the suitability of the materials used. The work also evaluates different types of prosthetic replacements, focusing on body-powered prostheses that offer reliability and lower acquisition costs compared to myoelectric prostheses.

## Key words

Prosthetic replacement; prosthetic finger; finger mechanism; four-bar mechanism; FEM; CAD; shape-adaptivity

## Obsah

1	Úvod do problematiky.....	14
2	Anatomie lidského prstu .....	15
3	Úchop.....	17
3.1	Přípravná fáze (prepozice).....	17
3.2	Fáze úchopu a manipulace .....	17
3.3	Fáze uvolnění.....	17
3.4	Typy úchopů.....	18
3.4.1	Štipec (úchop s terminální opozicí palce a ukazováku) .....	18
3.4.2	Pinzeta (úchop se subterminální opozicí palce a ukazováku).....	18
3.4.3	Klepeto (úchop s laterální opozicí).....	18
3.4.4	Interdigitální latero-laterální úchop .....	19
3.4.5	Digitopalmární úchop (úchop mezi dlaní a prsty) .....	19
3.4.6	Úchop palmární s palcovým zámek.....	20
3.4.7	Rozsahy prstů lidské ruky .....	20
3.5	Stabilita úchopu.....	21
4	Historie protetických náhrad prstů .....	23
5	Druhy protetických náhrad .....	25
5.1	Žádná náhrada.....	25
5.2	Pasivní protéza .....	25
5.3	Tělem poháněné protézy .....	26
5.4	Myoelektrické protézy.....	27
6	Mechanismy prstu .....	28
6.1	Mechanismy s jedním stupněm volnosti .....	28
6.2	Mechanismy se dvěma stupni volnosti.....	28
6.3	Mechanismy se třemi stupni volnosti.....	29
6.4	Mechanismus prstu podaktuovaný .....	30
7	Materiály pro protetické náhrady .....	31
7.1	Kovové materiály .....	31
7.2	Polymerní materiály .....	31
7.2.1	EVA/LPDE .....	31



7.2.2	Teflon (PTFE) .....	32
7.3	Silikony .....	32
7.4	Karbonová vlákna .....	32
8	Konstrukce protetických rukou a prstů .....	34
9	Praktická část .....	36
9.1	Cíl.....	36
9.2	Návrhy řešení .....	36
9.2.1	Varianta A .....	37
9.2.2	Varianta B.....	37
9.3	Neutrální poloha prstu .....	38
9.4	Definování rozměrů.....	39
9.5	Kinematický návrh mechanismu.....	40
9.5.1	Výpočty čtyř-klobového mechanismu.....	40
9.5.2	Výpočet dvou spřažených čtyř-klobových mechanismů .....	44
9.6	Statická analýza působících sil .....	47
9.7	Konstrukční řešení.....	49
9.8	Dynamická simulace .....	54
9.9	Simulace úchopů .....	57
9.9.1	Sevřená pěst .....	57
9.9.2	Otevřená dlaň / ukazování prstem / Neutrální poloha.....	58
9.9.3	Úchop tenisového míčku.....	58
9.9.4	Úchop sklenice .....	59
9.10	Pevnostní výpočty konstrukčního návrhu protetického prstu .....	59

## Seznam obrázků

Obrázek 1 - Kostí a klouby lidské ruky [7] .....	15
Obrázek 2 – Pevnosti KOSTÍ při statickém zatížení (schéma) [8].....	16
Obrázek 3 - Fáze úchopu [34] .....	17
Obrázek 4 - Ukázka úchopu štipec [5].....	18
Obrázek 5 - Ukázka úchopu pinzeta [5] .....	18
Obrázek 6 - Obrázek 10 - Ukázka úchopu klepeto [5] .....	19
Obrázek 7 - Ukázka úchopu interdigitální laterální [5].....	19
Obrázek 8 - Držení sklenice digitopalmárním úchopem [5] .....	19
Obrázek 9 - Palmární úchop s palcovým zámkem [5] .....	20
Obrázek 10 - Schéma znázorňující rozsahy prstů ruky [5].....	20
Obrázek 11 - Friction cone a úchopový model dvěma prsty [11]: .....	22
Obrázek 12 - Železná ruka Götz von Berlichingen [3] .....	23
Obrázek 13 - Rentgenové snímky distrakční osteogeneze první metakarpální kosti [4] .....	24
Obrázek 14 - Pahýl bez protetické náhrady [14].....	25
Obrázek 15 - Vizuální náhrady části prstů [13] .....	25
Obrázek 16 - Tělem poháněná Naked prosthetics [16].....	26
Obrázek 17 - Protetická ruka bebionic [17] .....	27
Obrázek 18 - Ukázka mechanismů prstu s jedním stupněm volnosti (1DOF) [18] .....	28
Obrázek 19 - Mechanismy se dvěma stupni volnosti (2DOF) [18] .....	29
Obrázek 20 - Kinematické schéma mechanismů se 3 stupni volnosti [18] .....	29
Obrázek 21 - Ukázka prstu s tvarovou přizpůsobivostí [20].....	30
Obrázek 22 - Flexibilní soket protetické náhrady [23] .....	32
Obrázek 23 - protetická náhrada ruky využívající karbonová vlákna [27] .....	33
Obrázek 24 - Srovnání protetických rukou na základě hmotnosti [28] .....	34
Obrázek 25 - Globální trh s 3D tištěnými protézami 2023-2033 [30] .....	35
Obrázek 26 - Schéma varianty A .....	37
Obrázek 27 - schéma varianty B.....	37
Obrázek 28 - Znázornění měření úhlů natočení jednotlivých článků v neutrální poloze .....	38
Obrázek 29 - Neutrální poloha prstu .....	39
Obrázek 30 - Rozměry jednotlivých článků prstu.....	39

Obrázek 31 - Schéma čtyř-klobového mechanismu se znázorněnými úhly, pro kinematické a dynamické výpočty .....	40
Obrázek 32 - Grafické schéma I. segmentu v krajních polohách.....	41
Obrázek 33 - Grafické schéma II. segmentu v krajních polohách.....	42
Obrázek 34 - Grafické schéma dvou spřáhnutých čtyř-klobových mechanismů.....	44
Obrázek 35 - Znázornění úhlů v protetickém prstu .....	46
Obrázek 36 - Kinematické schéma dvou spřažených čtyř-klobových mechanismů .....	46
Obrázek 37 - Statická analýza prvního čtyř-klobového mechanismu.....	47
Obrázek 38 - Silový rozbor mechanismu.....	48
Obrázek 39 - Rozložená sestava zobrazující jednotlivé komponenty.....	49
Obrázek 40 - Schématicky znázorněný mechanismus pro upevnění a aktivaci prstu .....	50
Obrázek 41 - Konstrukční řešení kinematického mechanismu .....	50
Obrázek 42 - Rotační uložení členů prstu .....	51
Obrázek 43 - Konstrukční řešení vratného pohybu pomocí gumiček .....	51
Obrázek 44 - Grafické schéma kladky .....	52
Obrázek 45 - Umístění a uložení Gripů na 3. článku prstu .....	52
Obrázek 46 - Redukce na pahýl prstu .....	53
Obrázek 47 - Siemens NX – Motion_Dynamics.....	54
Obrázek 48 - Průběh úhlových rychlostí jednotlivých členů prvního a druhého čtyř-klobového mechanismu v čase.....	55
Obrázek 49 - Simulace palmárního úchopu pro průměr 15 mm.....	55
Obrázek 50 - Průběh úchopu válcového předmětu pro průměr 70 mm.....	56
Obrázek 51 - Průběh úhlové rychlosti pro články prstu 2. a 3.....	56
Obrázek 52 - Prst v poloze sevřené pěsti.....	57
Obrázek 53 - Prst v poloze neutrální.....	58
Obrázek 54 - Simulace úchopu tenisového míčku (65 mm).....	58
Obrázek 55 - Simulace úchopu sklenice.....	59
Obrázek 56 - Zobrazení zasíťování ve FEM .....	59
Obrázek 57 - Nastavení vhodného zasíťování .....	60
Obrázek 58 - Nastavení kontaktů v SIM .....	60
Obrázek 59 - Nastavení kontaktů v SIM .....	61
Obrázek 60 - Maximální posuv při statické simulaci – stisk polyuretanu .....	61

Obrázek 61 - Maximální posuv při statické simulaci – stisk oceli .....	62
Obrázek 62 - Maximální napětí při úchopu válcového předmětu.....	62
Obrázek 63 - Maximální průhyb v poloze 30° (PIP) a 24° (DIP) .....	63

## Seznam tabulek

Tabulka 1 - Průměrné délky jednotlivých článků lidské ruky u dospělého člověka [6] .....	15
Tabulka 2 - Specifická gesta s hodnotami pootočení v jednotlivých kloubech [10] .....	21
Tabulka 3 - Data naměřená pro definování neutrální polohy .....	38
Tabulka 4 - Velikosti úhlů prvního čtyř-kloubového mechanismu v neutrální a maximální poloze.....	41
Tabulka 5 - Velikosti úhlů druhého čtyř-kloubového mechanismu v neutrální a maximální poloze .....	42
Tabulka 6 - Finální rozměry kinematického mechanismu protetického prstu .....	47
Tabulka 7 - Hmotnosti jednotlivých komponent.....	64

## Přehled použitých zkratk a symbolů

PIP	Proximální interfalangeální kloub
DIP	Distální interfalangeální kloub
MCP	Metakarpofalangeální kloub
NP	Neutrální poloha
N	Newton
MPa	Megapascal
mm	milimetr
FDS	Flexor digitorum superficialis
FDP	Flexor digitorum profundus
EDC	Extensor digitorum communis
kg	kilogram

## 1 Úvod do problematiky

Protetika představuje klíčovou oblast zdravotnické techniky, jejímž cílem je nahradit chybějící části lidského těla a zlepšit kvalitu života postižených osob. Podle odhadů Světové zdravotnické organizace (WHO) žije na světě přibližně 40 milionů lidí, kteří přišli o končetinu nebo její část, přičemž velkou část z nich tvoří jedinci s amputací prstů na ruce. Tato skupina osob čelí významným omezením v každodenním životě, a to jak v oblasti osobní péče, tak i v profesním životě. [1 ;2]

Ztráta prstu na ruce může výrazně ovlivnit schopnost provádět běžné úkony, jako je uchopení předmětů, psaní nebo manipulace s nástroji. Tento handicap nejen snižuje kvalitu života, ale také často vede ke ztrátě zaměstnání a s tím spojeným ekonomickým dopadům. Protetické náhrady prstů jsou proto klíčové nejen ze zdravotního, ale i ekonomického hlediska, neboť umožňují postiženým osobám návrat do aktivního života a pracovního procesu. Dále pomáhají snížit psychologické dopady spojené se ztrátou části těla, což je nezbytné pro celkovou duševní pohodu a integraci do společnosti. [2]

Moderní technologie využívané v návrhu a výrobě protetických prstů zahrnují pokročilé materiály, jako jsou lehké kovy, uhlíková vlákna a biokompatibilní polymery. Tyto materiály zajišťují potřebnou pevnost, odolnost a pohodlí pro uživatele. Kromě materiálového inženýrství hraje významnou roli i 3D tisk, který umožňuje rychlou a přesnou výrobu individualizovaných protetických náhrad. Díky 3D tisku je možné vytvořit protetický prst přesně podle anatomických parametrů konkrétního pacienta, což zlepšuje funkčnost a estetiku náhrady. 3D tisk také umožňuje rychlou prototypizaci a testování nových designů, což urychluje celý proces vývoje a výroby. [1 ;2]

Protetické náhrady prstů hrají klíčovou roli při zlepšování kvality života lidí s amputací. Kromě navrácení fyzických schopností a usnadnění každodenních činností mají tyto náhrady i psychologický přínos. Umožňují postiženým osobám obnovit sebevědomí a sociální interakce, což je nezbytné pro plnohodnotný život. Psychologické aspekty používání protetických náhrad jsou často podceňovány, ale mají zásadní význam pro celkovou rehabilitaci a integraci jednotlivců do společnosti.[1]

Tělem poháněné protézy představují spolehlivou a efektivní možnost náhrady ztracené končetiny. Jednou z jejich nejvýznamnějších výhod jsou nižší pořizovací náklady ve srovnání s myoelektrickými protézami. Navíc tyto protézy poskytují přirozenou zpětnou vazbu díky napětí, které vzniká na postižené části těla, což umožňuje velmi intuitivní ovládání. Proto je v této oblasti stále značný potenciál pro další inovace a zlepšování. [32]

## 2 Anatomie lidského prstu

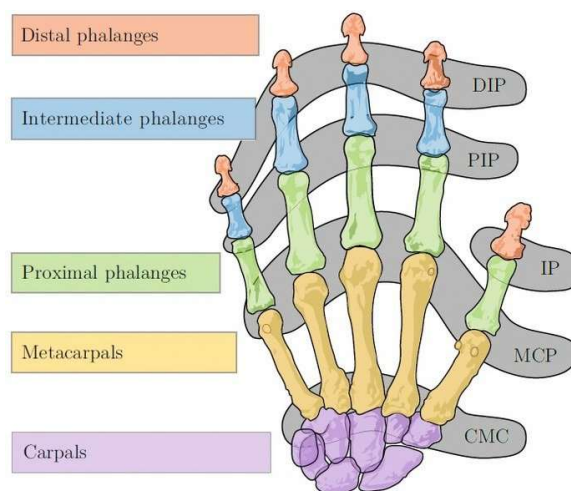
Prst lidské ruky je složitá anatomická struktura, která se skládá z kloubů, svalů, šlach a vazů, umožňujících širokou škálu pohybů a funkcí. Každý prst, kromě palce, se skládá ze tří článků – proximální, střední a distální, které jsou spojeny metakarpofalangeálním (MCP), proximálním interfalangeálním (PIP) a distálním interfalangeálním (DIP) kloubem. Tyto klouby umožňují flexi a extenzi, přičemž MCP kloub také umožňuje abdukci a addukci. Svaly, které ovládají pohyb prstů, zahrnují flexory, jako je flexor digitorum superficialis (FDS) a flexor digitorum profundus (FDP), a extenzory, jako je extensor digitorum communis (EDC). Interosseální a lumbrikální svaly hrají klíčovou roli při jemných pohybech a stabilizaci prstů. [5]

Vazy a šlachy prstu zajišťují jeho stabilitu a efektivní přenos síly během pohybu. Kolaterální vazy poskytují boční stabilitu kloubů a napínají se během flexe. Prsty jsou schopny vykonávat různé typy úchopů, jako je válcový, kulový a hákový, což umožňuje široké spektrum manuálních činností. Pohyby prstů jsou důležité nejen pro uchopení a manipulaci s předměty, ale také pro precizní úkony, jako je psaní nebo použití náradí. [5]

Tabulka 1 - Průměrné délky jednotlivých článků lidské ruky u dospělého člověka [6]

Kost	Palec [mm]	Ukazováček [mm]	Prostředníček [mm]	Prsteníček [mm]	Malíček [mm]
Záprstní kůstky	13,567	20,49	19,06	17,19	15,78
Proximální články	11,34	14,89	16,83	15,63	12,54
Prostřední článek		8,64	10	9,94	7,19
Distální článek	7,4	7,57	7,98	7,78	6,98

Tabulka č. 1 poskytuje průměrné délky kostí prstů lidské ruky v milimetrech pro jednotlivé prsty – palec, ukazováček, prostředníček, prsteníček a malíček. Nejdelší kosti mají ukazováček a prostředníček, zatímco malíček má články nejkratší.



Obrázek 1 - Kostí a klouby lidské ruky [7]



### Kosti ruky (Ossa manus)

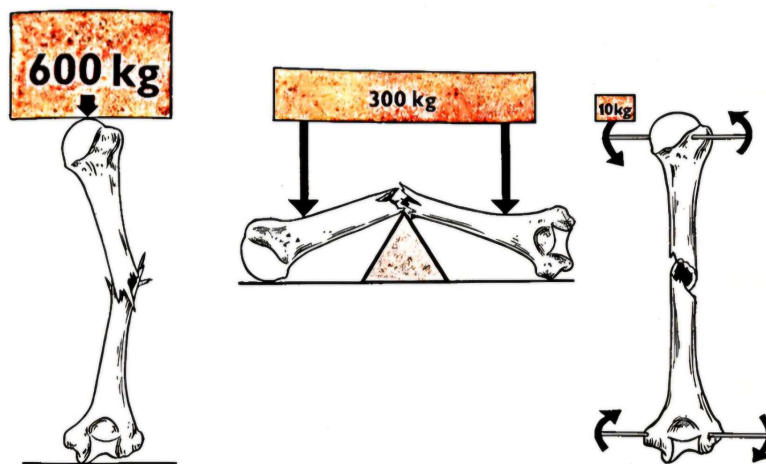
Kosti ruky se dělí na kosti zápěstní (ossa carpi), záprstní (ossa metacarpi), a články prstů (ossa digitorum manus s. phalanges digitorum). [8]

### Kosti prstů ruky (ossa digitorum manus)

Palec má dva články: proximální (phalanx proximalis) a distální (phalanx distalis). Ostatní prsty mají ještě třetí střední článek (phalanx media). Každý článku rozlišujeme tělo a dva konce – proximální a distální. [8]

### Kost

Kost je velmi pevná, což se mění až ve vyšším věku, kdy kosti „měknou“, a to o 10–20 %. Lidská kost dokáže snést obrovské statické zatížení. Ve směru dlouhé osy unese humerus až 600 kg, femur 760 kg, lebeční kosti pak až 650 kg. Tibie snese ve směru dlouhé osy téměř neuvěřitelných 1350 kg. [8]

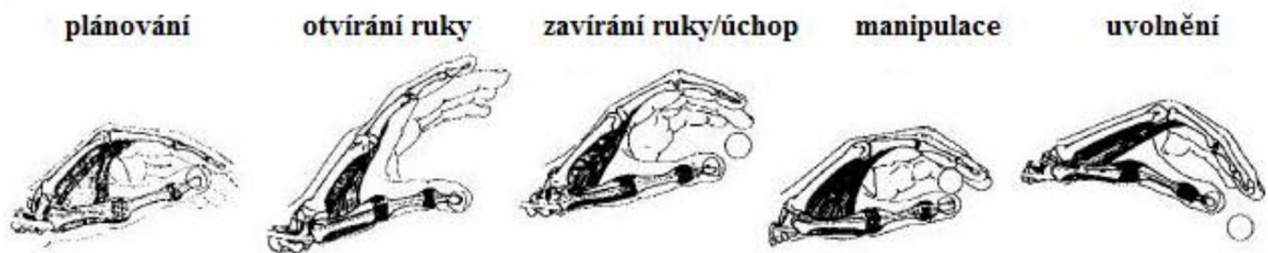


Obrázek 2 – Pevnosti KOSTÍ při statickém zatížení (schéma) [8]

Pevnost v lomu se značně snižuje na nějakých 50% odolnosti v tlaku. Zdaleka nejnižší je pevnost v torzi (namáhání krutem), kdy klíční kost může prasknout již při zatížení hmotností 8 kg. Obecně se pevnost kosti srovnává s mosazí nebo litinou, které též odolávají napětí 100–200 MPa. Zmíněné hodnoty jsou z experimentu, který probíhal na kostech vyjmutých z organismu, kdy je pevnost paradoxně vyšší z důvodu absence sil od napětí svalstva. [8]

### 3 Úchop

Úchop je základní funkcí lidské ruky, která umožňuje manipulaci s objekty různé velikosti, tvaru a hmotnosti. Základní typy úchopů lze rozdělit na statické, dynamické a úchopy spojené s gravitací. Statické úchopy, které nevyžadují pomoc gravitace, zahrnují digitální, palmární a symetrické úchopy. Digitální úchopy mohou být dvěma prsty nebo více prsty, přičemž úchopy dvěma prsty jsou například terminální opozice (jemný a přesný úchop) nebo subterminální opozice (běžný úchop pro držení větších objektů). [5]



Obrázek 3 - Fáze úchopu [34]

#### 3.1 Přípravná fáze (prepozice)

V přípravné fázi úchopu se člověk zaměřuje na hodnocení obtížnosti, složitosti a namáhavosti úchopu, odhaduje podmínky jako hmotnost, objemnost a umístění předmětu. Po zhodnocení následuje příprava na překonání těchto podmínek, což zahrnuje přesun těžiště těla směrem k předmětu a optimální nastavení tělních segmentů pro efektivní úchop. [9]

Přípravná fáze se dělí na úsek orientace, úsek přiblížení a vlastní prepozici. Klíčová je koordinace mezi zrakem a rukou, přičemž zrak shromažďuje informace o vzdálenosti a orientaci předmětu. V případě poškození zraku je možné zrak nahradit hmatem, ale úchopy jsou méně přesné a pomalejší. Celkový stav jedince a okolní podmínky ovlivňují délku této fáze, stejně jako předchozí zkušenosti a emotivní náboj činnosti. [9]

#### 3.2 Fáze úchopu a manipulace

Fáze úchopu a manipulace jsou klíčové pro úspěšné provedení úchopu a začíná uchopením a fixací předmětu, což je doprovázeno výrazným svalovým napětím. Toto napětí závisí na samotném uchopení, fixaci a potřebných pohybech pro manipulaci a udržení rovnováhy. Svaly ruky generují sílu pro uchopení, zatímco proximální svaly udržují a přepravují předmět, překonávajíc gravitační a setrvačné síly, označované jako zatěžující síla. [9]

Pohybové aktivity se postupně stávají automatickými díky vytvoření pracovního stereotypu, ale různorodé manipulační podmínky vyžadují psychickou a fyzickou adaptaci. Je důležité zvolit nejvhodnější formu úchopu na základě znalosti různých technik a posouzení nejefektivnějšího pracovního stereotypu, který je pro daného jedince nejméně náročný. [9]

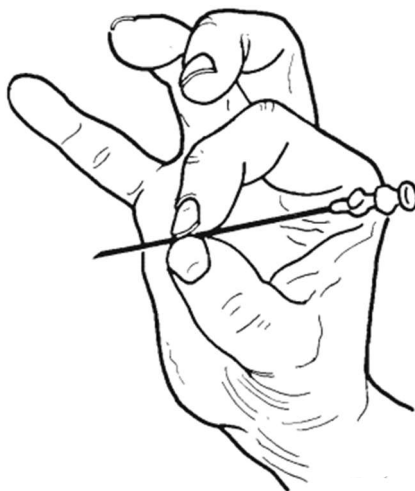
#### 3.3 Fáze uvolnění

Závěrečným krokem úchopu je uvolnění předmětu, při kterém ruka povolí své sevření. [9]

## 3.4 Typy úchopů

### 3.4.1 Štipec (úchop s terminální opozicí palce a ukazováku)

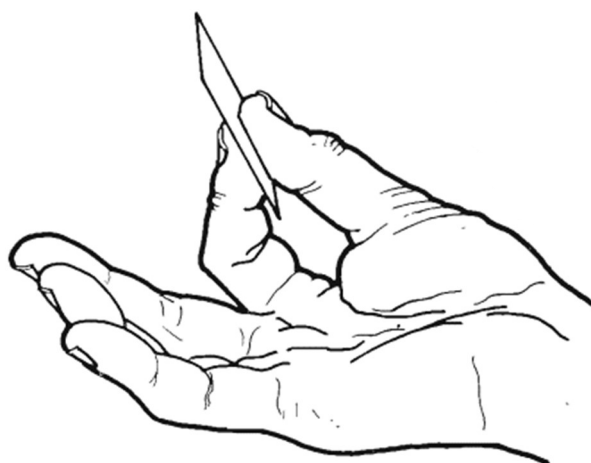
Tento úchop umožňuje uchopení drobných předmětů a je jedním z nejproblematičtějších díky nutnosti plné pohyblivosti palce a ukazováku. Používáme jej při psaní, kreslení, či manipulaci malých předmětů. [5]



Obrázek 4 - Ukázka úchopu štipec [5]

### 3.4.2 Pinzeta (úchop se subterminální opozicí palce a ukazováku)

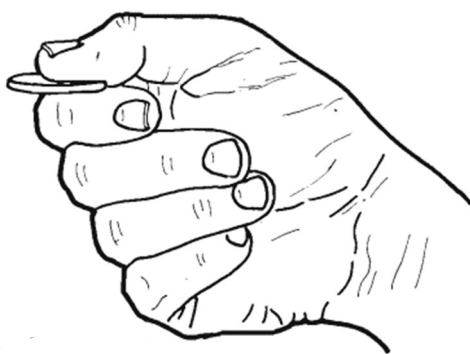
Jedním z nejvíce využívaných úchopů je právě tzv. pinzeta, který si lze ukázat na držení tužky či listu papíru mezi bříška palce a ukazováku. Správné provedení úchopu je testováno snahou list papíru vytáhnout. [5]



Obrázek 5 - Ukázka úchopu pinzeta [5]

### 3.4.3 Klepeto (úchop s laterální opozicí)

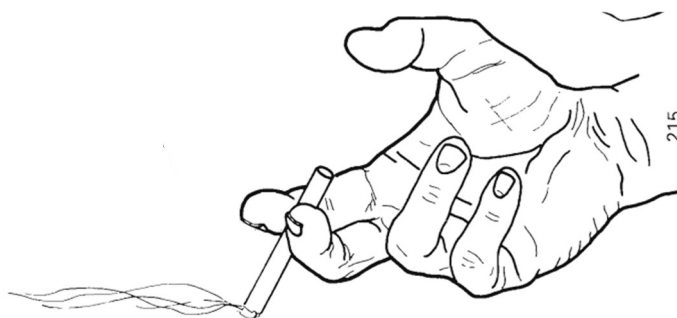
Tento úchop staví bříško palce proti palcové hraně ostatních prstů, lze si představit úchop mincí. V tomto úchopu lze vyvinout značnou sílu. [5]



Obrázek 6 - Obrázek 10 - Ukázka úchopu klepeto [5]

### 3.4.4 Interdigitální latero-laterální úchop

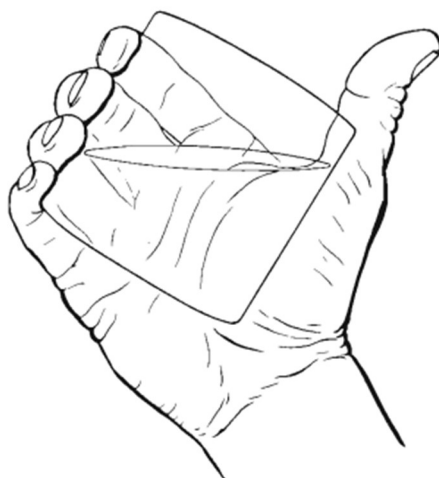
Úchop, který zcela postrádá zapojení palce a je většinou realizován zapojením 2. a 3. prstu. Tento úchop je považován za pomocný a je velmi slabý. Nejčastěji ho můžeme vidět při držení cigarety. [5]



Obrázek 7 - Ukázka úchopu interdigitální laterální [5]

### 3.4.5 Digitopalmární úchop (úchop mezi dlaní a prsty)

Další z úchopů bez zapojení palce využívaný pro uchopování menších předmětů (3-4 cm) mezi prsty a dlaní. Možné je použít tento úchop i na větší předměty (sklenice), čímž však ztrácí úchop na síle. [5]



Obrázek 8 - Držení sklenice digitopalmárním úchopem [5]

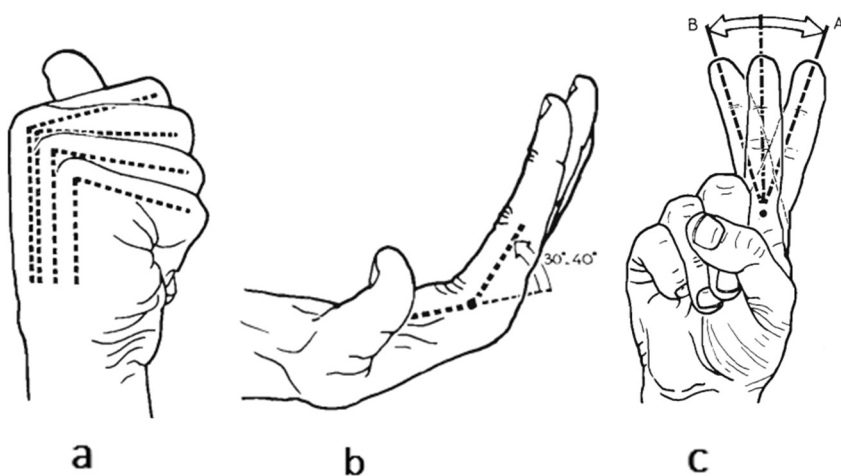
### 3.4.6 Úchop palmární s palcovým zámekem

Tento úchop zapojuje celou ruku a je relativně silný, umožňuje úchop velkých předmětů. Při tomto úchopu je klíčová funkce palce, jehož absence znamená snížení schopnosti ruky až o **50 %**. [5]



Obrázek 9 - Palmární úchop s palcovým zámekem [5]

### 3.4.7 Rozsahy prstů lidské ruky



Obrázek 10 - Schéma znázorňující rozsahy prstů ruky [5]

Obrázek **a** vyobrazuje flexi, která má rozsah přibližně  $90^\circ$ , což platí pro všechny prsty kromě ukazováčku, který může dosahovat mírně menších rozsahů. Aktivní extenze je znázorněna na obrázku **b**, s hodnotami až  $40^\circ$ . [5]

Tabulka 2 - Specifická gesta s hodnotami pootočení v jednotlivých kloubech [10]

Gesto	Malíček	Prsteníček	Prostředníček	Ukazováček
<b>Sevřená pěst</b>				
MCP	90°	90°	90°	90°
PIP	90°	90°	90°	90°
DIP	90°	90°	90°	90°
<b>Otevřená dlaň</b>				
MCP	NP	NP	NP	NP
PIP	NP	NP	NP	NP
DIP	NP	NP	NP	NP
<b>Úchop lahve</b>				
MCP	45°	40°	40°	45°
PIP	45°	50°	50°	45°
DIP	10°	10°	10°	10°
<b>Úchop tenisového míčku</b>				
MCP	55°	45°	45°	55°
PIP	35°	45°	45°	35°
DIP	10°	10°	10°	10°
<b>Štipec</b>				
MCP	NP	NP	45°	50°
PIP	NP	NP	45°	45°
DIP	NP	NP	10°	20°

V tabulce č.2 jsou vybrány konkrétní úchopy/gesta, pro které jsou vypsány hodnoty úhlů pootočení v jednotlivých kloubech (MCP, PIP, DIP). Důležité jsou krajní polohy, a to gesto **otevřená dlaň** s neutrální polohou (NP) ve všech kloubech a **sevřená pěst**, která má ve všech kloubech úhel natočení 90°.

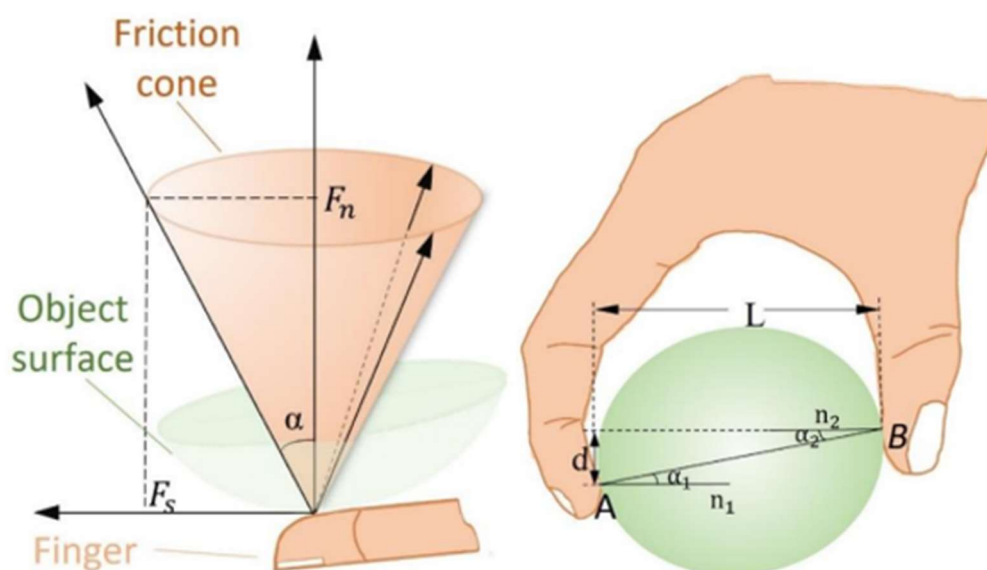
### 3.5 Stabilita úchopu

Stabilita úchopu je velmi důležitá při řešení manipulace s objekty obecně. Při úchopu více prsty lze vycházet z Coulumbovi teorie tření. Tato teorie nám říká, že pro dosažení stability je třeba splnit podmínku [11]:

$$F_s < \mu F_n \quad (4.1)$$

Ze vzorce vyplývá, že statická třecí síla v místě kontaktu musí být na povrchu nebo uvnitř tzv. kužele tření. Třecí úhel mezi maximální statickou třecí silou a normálovou silou je, pokud se nachází na povrchu [11]. Úhel tření je:

$$\tan \alpha = \frac{F_s}{F_n} = \mu \quad (4.2)$$



Obrázek 11 - Friction cone a úchopový model dvěma prsty [11]:

V případě použití pouze 2 prstů viz. obr.5 lze model vyjádřit jako:

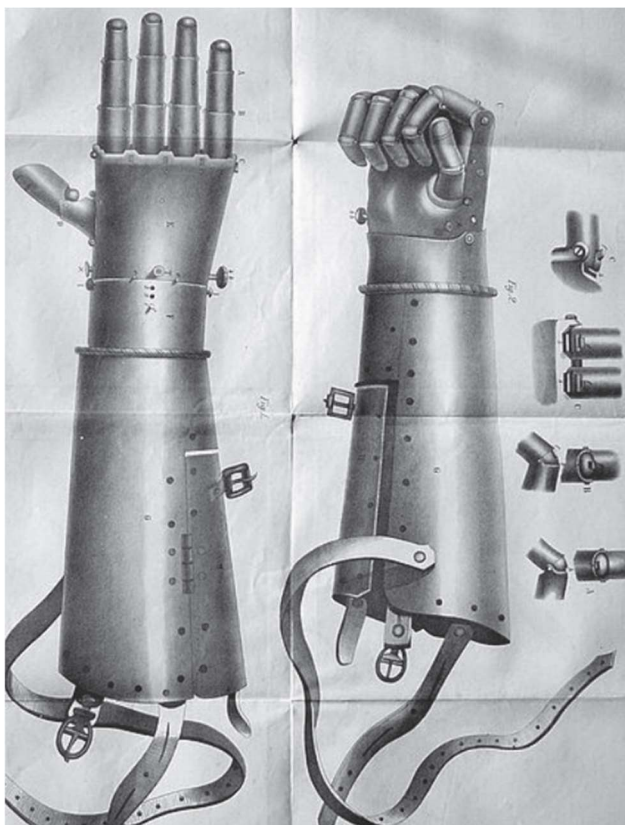
$$\alpha_1 = \alpha_2 = \arctg\left(\frac{d}{L}\right) \quad (4.3)$$

Kontakt mezi dvěma prsty musí splňovat následující podmínku:

$$\alpha > \alpha_1 = \alpha_2 \quad (4.4)$$

## 4 Historie protetických náhrad prstů

Historie protetických náhrad prstů a rukou je dlouhá a rozmanitá, počínaje jednoduchými železnými rukavicemi až po sofistikované myoelektrické protézy. Protetické náhrady mají své kořeny již ve starověku, kdy byly využívány převážně pro návrat vojáků do boje. Nejstarší známé protézy byly vyrobeny z železa a umožňovaly nositeli omezené funkce jako držení štítu nebo meče. Například železná ruka Götz von Berlichingen byla vybavena mechanismy, které umožňovaly pasivní pohyb prstů.[3]



Obrázek 12 - Železná ruka Götz von Berlichingen [3]

Během renesance v 16. století navrhoval francouzský chirurg Ambroise Paré několik protetických zařízení včetně rukavic s pohyblivými prsty a pružinovým mechanismem. Jeho inovace znamenaly významný posun v designu a funkčnosti protéz. [3]

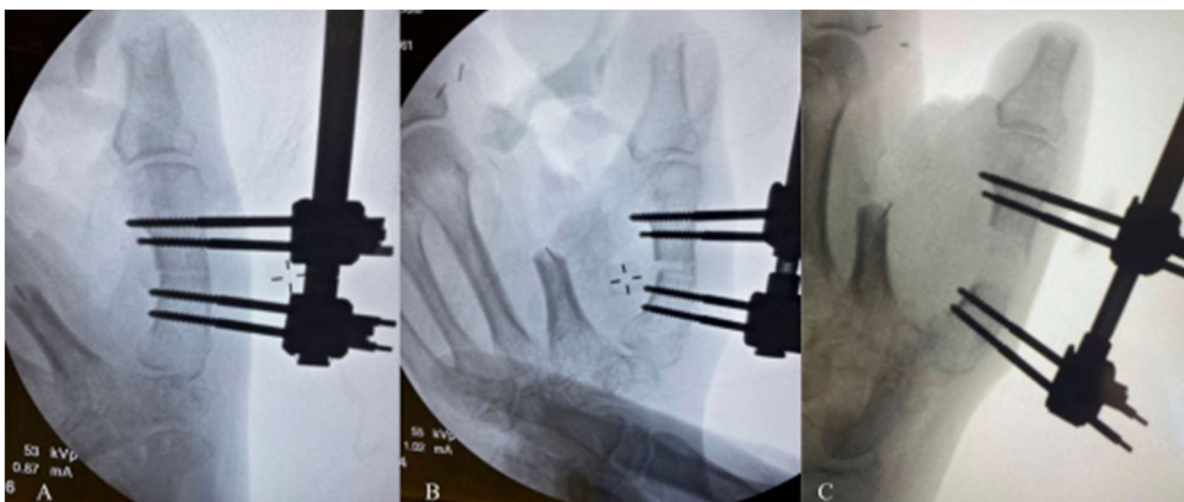
V průběhu 19. století došlo k vývoji prvních protéz poháněných tělem, které využívaly mechanické systémy k ovládní prstů prostřednictvím jiných částí těla. Ty byly obzvláště užitečné pro válečné veterány, kteří potřebovali protézy umožňující návrat do pracovního procesu. [4]

Během a po první světové válce (1914–1918) se stále více rozvíjela potřeba efektivních protetických zařízení pro zraněné vojáky, což vedlo k inovacím v designu a materiálech. Velký zvrat ve vývoji přišel až s druhou světovou válkou, kdy v roce 1945 vznikla americká společnost pro chirurgii ruky (ASSH), což se postupně překlenulo do vzniku výzkumné rady pro protetiku. Následné spolupráce chirurgů, vědců a inženýrů vedla k nárůstu moderních protéz horních končetin. [4]



Myoelektrické protézy, které využívají elektrické signály svalů k ovládní protetických prstů, byly poprvé vyvinuty v polovině 20. století. V 60. letech minulého století byly komercializovány a staly se běžně používanou pomůckou pro mnoho postižených. [4]

Počátkem 21. století přichází nové technologie, jako jsou osseointegrační protézy, které se připojují přímo ke kosti, což zvyšuje stabilitu a snižuje bolest při používání. Tento přístup je kombinován s cílenou reinnervací, což je technika, která zlepšuje schopnost uživatele ovládat protézu intuitivnějším způsobem. [3]



Obrázek 13 - Rentgenové snímky distrakční osteogeneze první metakarpální kosti [4]

Paralelně k protetickým náhradám se rozvíjí i oblast transplantací rukou, která představuje radikální přístup k obnově ztracených končetin. Přes potenciální komplikace spojené s odmítnutím transplantátu a nutností užívání imunosupresiv, transplantace rukou nabízí obnovení plné funkčnosti a vzhledu lidské ruky. [4]

## 5 Druhy protetických náhrad

Řešit ztrátu končetiny lze mnoha způsoby, každý z nich má svá pro a proti. Mohou se lišit cenou, funkcemi, hmotností nebo vizuální stránkou, která hraje v protetice významnou roli. [13]

### 5.1 Žádná náhrada

Někteří lidé se rozhodnou nepoužívat žádný typ protézy, což může sice znamenat úsporu peněz, ale může to vést k vážným zdravotním problémům. Nadměrné zatížení jedné končetiny způsobuje nerovnoměrné rozložení zátěže a může zvýšit problémy se symetrií těla, což ovlivní veškeré aktivity dotyčné osoby. Tato volba se obecně nedoporučuje a je důležité se před jejím učiněním poradit s odborníkem. [13]



Obrázek 14 - Pahýl bez protetické náhrady [14]

### 5.2 Pasivní protéza

Tyto protézy jsou tím nejjednodušším typem, který slouží ve většině případů hlavně ke zlepšení estetiky končetiny. Největší zastoupení mají náhrady silikonové, které jsou v dnešní době k nerozeznání od opravdové končetiny a náhrady polohovatelné, které však nemají aktivní úchop/uvolnění. Pasivní protézy mohou velmi přesně napodobovat lidské končetiny, nebo naopak budit pozornost barvami a vzory, které si jedinec zvolí. [13]



Obrázek 15 - Vizuální náhrady části prstů [13]

### 5.3 Tělem poháněné protézy

Body-powered protézy jsou založeny na mechanické kontrole, která využívá přirozených pohybů těla uživatele k manipulaci s protetickým zařízením. Tyto protézy jsou často preferovány pro svou spolehlivost, odolnost a jednoduchost, což je dělá vhodnými pro každodenní použití a aktivní životní styl. Důraz je kladen na fyzické ovládání pomocí kabelů a lanek, které propojují protézu s jinými částmi těla, jako je rameno nebo trup nebo ruka, aby umožnily ovládání protézy. [15]

Hlavní přínosy body-powered protéz zahrnují výbornou proprioceptivní zpětnou vazbu, kterou poskytují uživatelům. Tato zpětná vazba, známá jako rozšířená fyziologická propriocepce (extended physiological proprioception - EPP), umožňuje uživatelům cítit sílu, polohu a rychlost pohybu protetického prvku, což přispívá k přesnější kontrole nad protézou. Díky této vlastnosti jsou body-powered protézy obzvláště efektivní pro vykonávání různých úloh, které vyžadují precizní manipulaci a kontrolu síly. [15]

Navzdory jejich funkčním výhodám mají body-powered protézy také některé nevýhody. Největším nedostatkem je estetický aspekt, jelikož tyto protézy nemusí vypadat tak přirozeně jako myoelektrické protézy nebo protézy s jinými typy pokročilého ovládání. Tento fakt může vést některé uživatele k tomu, že se rozhodnou protézu nenosit, zejména v sociálních situacích, kde mohou mít pocit stigmatizace nebo nechtěné pozornosti. [15]



Obrázek 16 - Tělem poháněná Naked prosthetics [16]

Dalšími výzvami jsou nepohodlí způsobené popruhy nezbytnými pro ovládání protézy a potenciální bolest nebo nepříjemné pocity na místě, kde protéza přiléhá k tělu. Tyto problémy mohou uživatele odradit od používání protézy, přestože poskytuje významné funkční výhody. [15]

Celkově tělem poháněné protézy nabízejí užitečnou možnost pro mnoho osob s amputacemi, poskytují důležitou funkční a proprioceptivní zpětnou vazbu, která může výrazně zlepšit schopnost uživatele manipulovat s objekty a vést aktivní život. Nicméně, výběr mezi tělem poháněnými a jinými typy protéz by měl vždy zohlednit individuální potřeby a preference uživatele, včetně estetických a funkčních požadavků. [15]

## 5.4 Myoelektrické protézy

Myoelektrické protézy jsou protetická zařízení, která využívají elektrické signály generované svaly uživatele k ovládní pohybu protézy. Tento typ protézy je považován za standardní péči pro osoby s amputací předloktí, kde elektrické signály ze svalů jsou zesilovány a použity k ovládní protetických prstů nebo ruky. [15]

Pro mnoho profesionálů pracujících v oblasti protetické péče horních končetin jsou myoelektrické protézy preferovanou volbou díky jejich schopnosti poskytnout jak funkční, tak estetické řešení pro lidi amputací postižené. Protézy umožňují značnou míru přirozenosti v pohybu, což je zvláště důležité pro sociální začlenění a minimalizaci nechtěné pozornosti v běžném životě. [15]

Jednou z hlavních výhod myoelektrických protéz je eliminace potřeby nošení postroje, který je často potřebný u protéz poháněných tělem. Postroj může být nepohodlný a jeho používání může vést k zavržení protézy. Myoelektrické protézy jsou schopné udržovat stanovenou sílu úchopu bez neustálého úsilí uživatele, což snižuje potřebu soustředění na udržení úchopu. [15]



Obrázek 17 - Protetická ruka bebionic [17]

Navíc myoelektrické protézy mohou nabízet vyšší úroveň síly sevření s minimálním úsilím uživatele, protože pro aktivaci stačí velmi malé svalové kontrakce. Toto umožňuje uživatelům vyvíjet větší sílu úchopu bez dodatečné námahy. [15]

Přestože myoelektrické protézy poskytují mnoho výhod, existují i omezení, jako je potřeba pravidelného dobíjení baterií a vyšší pořizovací a údržbové náklady ve srovnání s tělem poháněnými protézami. Dále mohou být myoelektrické protézy náchylné k poškození vodou, prachem nebo elektronickým rušením, což může omezit jejich použití v určitých prostředích. [15]

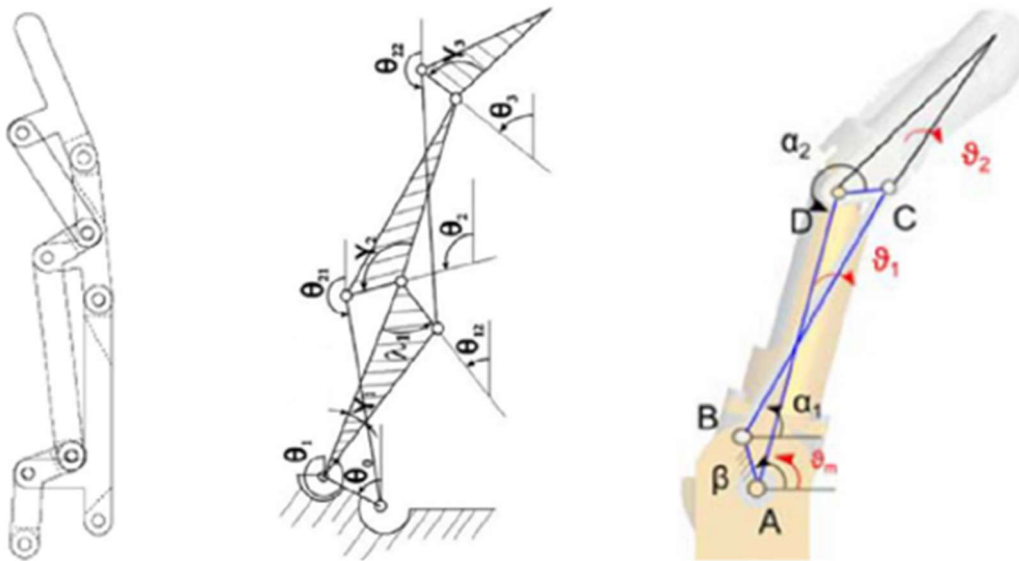
Tyto protézy také vyžadují přítomnost dostatečné svalové aktivity pro generování elektrických signálů potřebných pro myoelektrické ovládní. V případě, že svalové signály nejsou dostatečné, nemusí být myoelektrické ovládní možné. [15]

## 6 Mechanismy prstu

Hlavní dělení mechanismů prstu je dle počtu stupňů volnosti. Dělíme je do základních 4 skupin, kdy nejjednodušší mechanismy s jedním stupněm volnosti tvoří přibližně jednu čtvrtinu. Téměř polovina mechanismů má 3 stupně volnosti. Poslední podstatnou skupinou jsou mechanismy se dvěma stupni volnosti, které celkově tvoří přibližně 30 %. Čtvrtou skupinou jsou mechanismy s více než 3 stupni volnosti, které však téměř nemají zastoupení ani výhody, pro které by bylo třeba se jimi dále zabývat. Obecně lze konstatovat, že s přibývajícím počtem stupňů volnosti se zvyšuje složitost systému, která vede k nekompatibilitě prstů. [18]

### 6.1 Mechanismy s jedním stupněm volnosti

Základními a nejjednoduššími mechanismy jsou s jedním stupněm volnosti. Mechanismus (prst) se zastaví ve chvíli, kdy se jakákoli jeho část dotkne objektu, což může být značná nevýhoda. Prst se nejčastěji skládá ze dvou nebo tří článků, aby vizuálně napodobil lidské prsty. I přes své nedostatky jsou tyto mechanismy využívány pro svou jednoduchost, robustnost a v neposlední řadě kompaktní rozměry doprovázené nízkou hmotností. Lze je efektivně využít pro přesně definované úchopové vzory, která jsou požadována. [18]

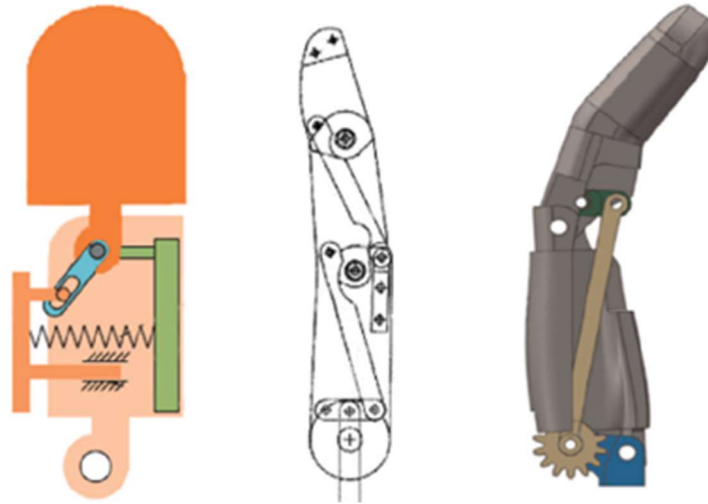


Obrázek 18 - Ukázka mechanismů prstu s jedním stupněm volnosti (1DOF) [18]

Na obrázku č. 18 jsou vyobrazeny tři mechanismy s jedním stupněm volnosti, které jsou navrženy tak, aby simulovaly přirozený pohyb lidského prstu pomocí jednoho aktuátory.

### 6.2 Mechanismy se dvěma stupni volnosti

Mechanismy umělých prstů se dvěma stupni volnosti (DOF) jsou kompromisem mezi složitostí, obratností a uživatelským komfortem. Tyto mechanismy mají obvykle dva nebo tři články, přičemž pouze jeden kloub je přířpůsobivý. Většina těchto mechanismů je schopna dosahovat přirozeného pohybu, a zároveň splňovat tvarovou přířpůsobivost. Díky přirozenému pohybu mají tyto mechanismy do jisté míry antropomorfní vlastnosti. [18]

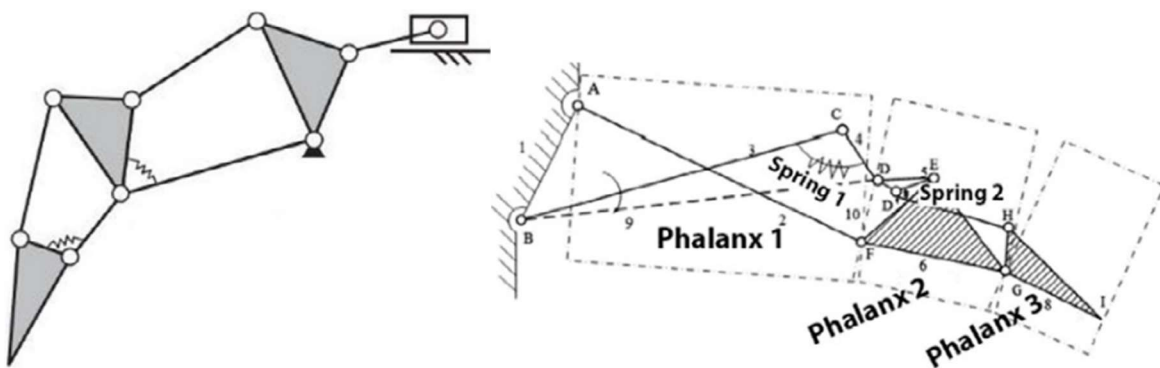


Obrázek 19 - Mechanismy se dvěma stupni volnosti (2DOF) [18]

Na obrázku č. 19 je LISA mechanismu, který spojuje pružinu s deskou, která se stlačí při kontaktu s objektem, což umožňuje rotaci následujícího článku. Nevýhodou tohoto systému je absence relativního pohybu před kontaktem článku s objektem. Schéma vpravo zobrazuje konstrukci prstu Southampton, který využívá mechanismu „whiffle tree“ k dosažení tvarové přizpůsobivosti. [18]

### 6.3 Mechanismy se třemi stupni volnosti

Mechanismy umělých prstů se třemi stupni volnosti jsou navrženy tak, aby co nejvíce napodobovaly pohyby lidských prstů. Tyto mechanismy poskytují větší flexibilitu a obratnost, což umožňuje provádět složitější úchopy a pohyby. Mechanismy se třemi stupni volnosti jsou již podstatně složitější oproti těm s méně stupni volnosti. [18]



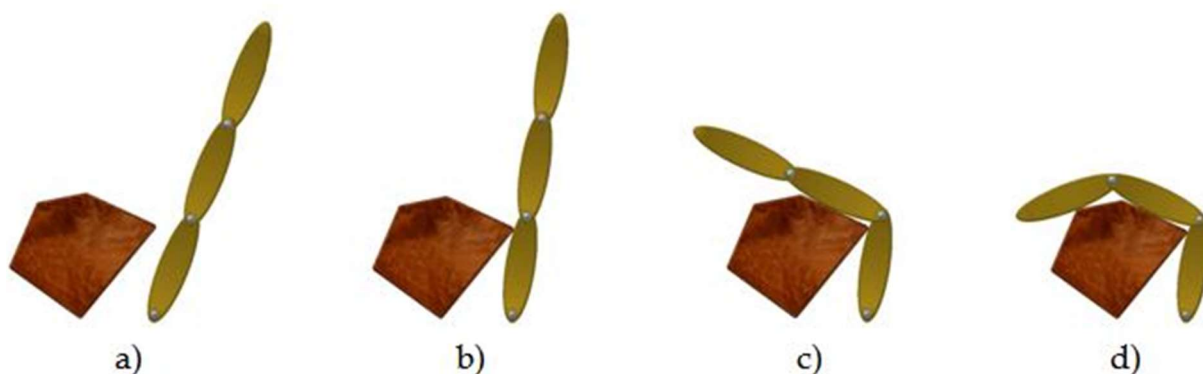
Obrázek 20 - Kinematické schéma mechanismů se 3 stupni volnosti [18]

Na obrázku č. 19 vlevo je mechanismus prstu The Ca.U.M.Ha. se 3 články a podaktuovaným systémem originálně poháněný pneumtickým válcem. Vpravo je systém podobný jež vyvinul Li.

## 6.4 Mechanismus prstu podaktuovaný

Tento systém lze popsat jako mechanismus s nižším počtem pohonů, než je počet stupňů volnosti. V těchto mechanismech mohou být aktuátory nahrazeny pasivními pružnými prvky, např. pružinami. Tyto prvky jsou malé a lehké a zvyšují nám přizpůsobivost mechanismu. U mechanických podaktuovaných prstů se s výhodou používá jednoho pohonu, který je právě díky pružným prvkům a mechanickým limitům schopen většiny požadovaných úchopů.

V praxi se využívá mechanismů se dvěma až třemi články. Pro stabilnější úchop a efektivnější tvarovou přizpůsobivost je však žádoucí navrhnout mechanismus se 3 články. [19]



Obrázek 21 - Ukázka prstu s tvarovou přizpůsobivostí [20]

Na obrázku lze vidět jednotlivé fáze úchopu podaktuovaného prstu s funkcí tvarové přizpůsobivosti. Na obrázku a) lze vidět prst bez vnějších zatížení v počáteční poloze. Na obrázku b) se dostává 1. článek prstu do kontaktu s objektem a spouští články 2. a 3. Fáze c) zachycuje kontakt 1. a 2., což přechází až do poslední fáze, kdy jsou všechny články v kontaktu s uchopovaným objektem a je tak docíleno kompletního úchopu.



## 7 Materiály pro protetické náhrady

Pro výrobu protetické náhrady je nutné znát přesné použití a budoucí zatížení pro správné zvolení materiálů. Náhrada musí být pevná a odolná při zachování nízké hmotnosti, která je pro pohodlné používání klíčová. Je důležité myslet i na estetickou stránku věci. Hlavní materiálové charakteristiky a vlastnosti, které je třeba sledovat jsou: odolnost v tahu, tlaku, smyku a krutu. Dále je důležité brát v úvahu schopnost absorbování energie, tuhost, tlumení rázů, ale také mez kluzu a odolnost proti poškrábání. Vzhledem k neustálému styku protézy s pacientem je nutnost biokompatibility samozřejmostí. [21]

Úplně první protézu vyrobili ve starém Egyptě z „kartonu“ a je stále k vidění v muzeu v Cairu. Protéza plnila převážně spirituální účel, kdy Egypťani věřili v nutnost fyzické celistvosti pro bezproblémový posmrtný život. S postupem času byly použity materiály jako dřevo, kůže, měď, a dokonce i železo přibližně 218 let př.n.l. Jak už tomu bývá ve většině odvětví, tak válka přinesla největší pokrok i v oblasti protéz. Začátkem 20. století byly objeveny lehké kovy jako hliník, hořčík, které dovoľovaly snížit hmotnost a zároveň udržet mechanické vlastnosti. [21]

### 7.1 Kovové materiály

Při výrobě protetických náhrad se používají převážně slitiny hliníku, titanu, hořčíku, mědi atp. Jedním z nejvhodnějších materiálů nejen v oboru medicínském je titan, který svou vysokou pevností za nízké hmotnosti, excelentní korozivzdorností a nízké hustotě. I titan je používán převážně ve slitinách, kde se přidává hliník nebo vanadium. Díky nízkému modulu pružnosti má podobnou schopnost rovnoměrně rozložit zatížení mezi kost a implantát stejně, jako kost lidská. [21]

### 7.2 Polymerní materiály

Polymery obecně nejsou často využívány pro nosné náhrady, častěji nachází uplatnění jako články prstů, klouby a převážně menší části. Běžně se používají polyoxymethylen (POM), polyurethan (PU) nebo polyvinylchlorid (PVC). Polyethylen je flexibilní, biokompatibilní materiál, který se ideálně hodí pro aplikace se stykem s vodou, díky své voděodolnosti. [21]

#### 7.2.1 EVA/LPDE

Tento materiál je kopolymerem ethylenu a vinylacetátu, který vykazuje vysokou míru smrštění, pokud je míra ochlazení příliš vysoká. Dobrá flexibilita a průhlednost ThermoLyn soft jsou obzvláště užitečné pro výrobu flexibilních vnitřních protetických soketů. Materiál s barvou kůže (poloprůhledný) se používá hlavně pro protézy horních končetin. Mezi výhody materiálu patří vysoká kvalita povrchu a pohodlí při nošení. [22]





Obrázek 22 - Flexibilní soket protetické náhrady [23]

### 7.2.2 Teflon (PTFE)

Teflon, specificky ve formě PTFE (polytetrafluorethylen), se v medicíně využívá pro své vynikající vlastnosti, jako je nízká tření, chemická inertnost a odolnost vůči teplotám. Tyto charakteristiky činí Teflon ideálním materiálem pro povrchové úpravy medicínských zařízení, zejména v oblasti intravaskulárních zařízení, jako jsou katetry. Povlaky z PTFE pomáhají snižovat tření v těchto zařízeních, což umožňuje jejich snadnější manipulaci a vkládání do těla během lékařských procedur. [24]

Dále se Teflon aplikuje na různé chirurgické nástroje a zařízení, kde nepřilnavé a antimikrobiální povlaky z PTFE pomáhají udržet sterilitu a efektivitu chirurgických operací. Tyto povlaky jsou klíčové pro zajištění, že nástroje zůstanou bez statické elektřiny, což je zásadní pro přesné chirurgické zákroky a minimalizaci kontaminace. Teflon je tedy v medicíně ceněn pro své schopnosti zlepšit funkčnost a bezpečnost medicínských zařízení. [25]

### 7.3 Silikony

Silikon je považován za jeden z nejdůležitějších materiálů používaných v průmyslu protetických náhrad. Vulkanizovaný silikon za pokojové teploty je měkký a příjemný na dotek. Naopak vulkanizace za vysokých teplot zvyšuje pevnostní vlastnosti a odolnost silikonů. Díky své biokompatibilitě je ideální pro použití v protetice, obvykle se využívá v dílech jako jsou sokety nebo výstelky. Tento materiál má dobré dynamické vlastnosti, což v protetice znamená, že se pohybuje společně s tělem a zajišťuje uživatelům lepší úchop, komfortnější nošení a obecně zvyšuje pohodlnost používání. Navíc se ukázalo, že podporuje růst nové kůže, když je v kontaktu se zbytkem končetiny. [26]

### 7.4 Karbonová vlákna

Uhlíková vlákna se začala používat ve 20. století, kdy bylo snahou nalézt materiál, který má vysokou tuhost, pevnost v tahu, je chemicky odolný a zároveň velmi lehký. Kompozitní materiál vyztužený těmito vlákny má přibližně 3x vyšší modul pružnosti než materiály jako ocel, hořčík, titan nebo hliník. Všechny tyto výhody nabízí karbonová vlákna za porovnatelnou cenu s výše zmíněnými materiály. [21]

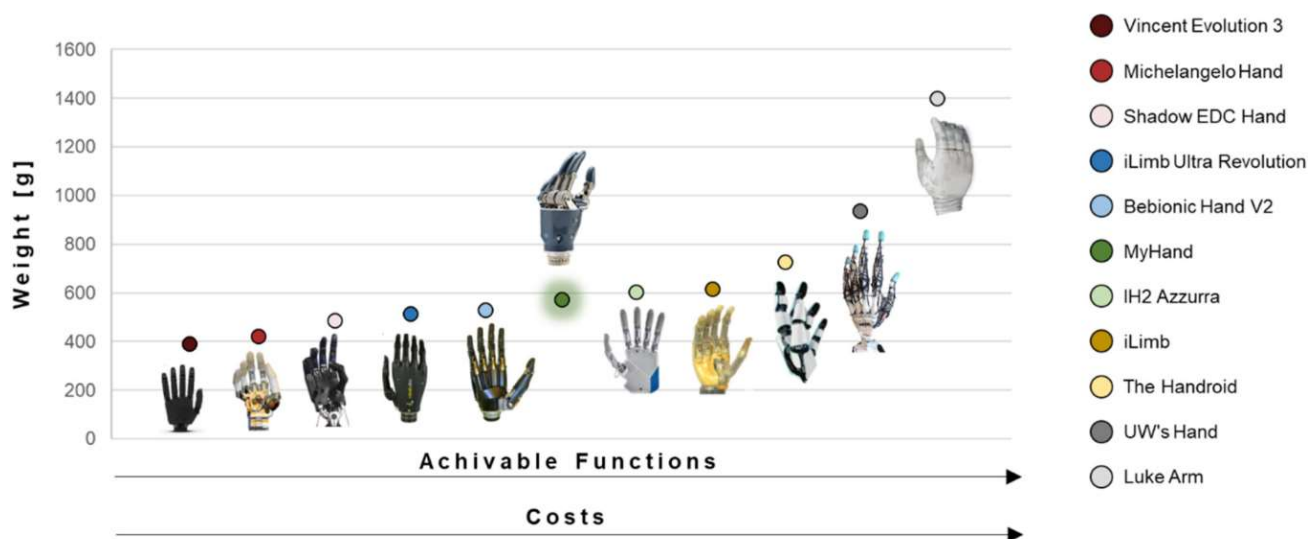
V oblastech, jako je např. vrcholový sport jsou kompozity s uhlíkovými vlákny nepostradatelným materiálem, který je schopný pracovat v extrémních podmínkách. [27]



Obrázek 23 - protetická náhrada ruky využívající karbonová vlákna [27]

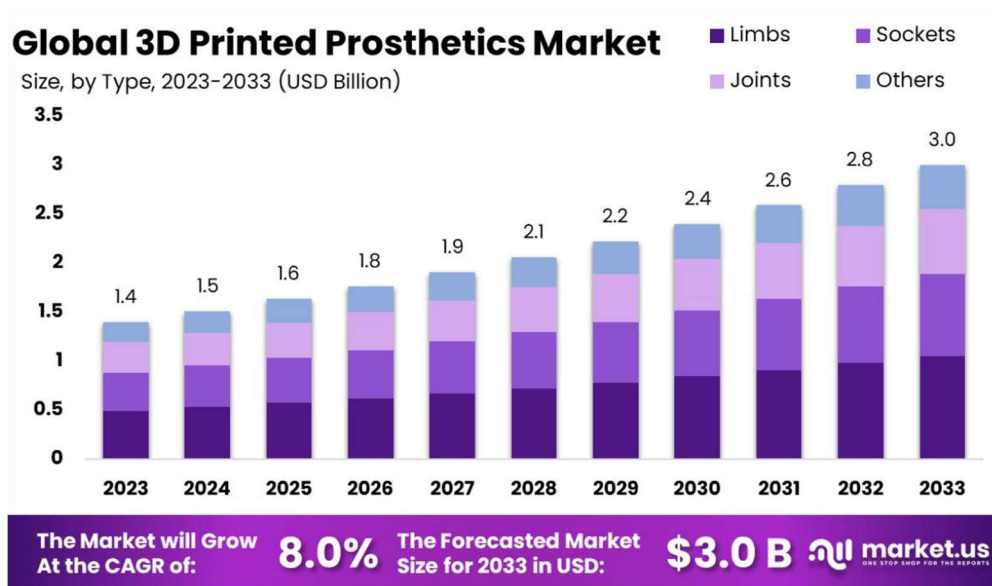
## 8 Konstrukce protetických rukou a prstů

Jednou z nejdůležitějších vlastností protetického prstu, případně ruky je jejich hmotnost. Na obrázku č. 24 lze vidět srovnání protetických rukou vzhledem k jejich váze, dosažitelným funkcím a ceně.



Obrázek 24 - Srovnání protetických rukou na základě hmotnosti [28]

Přestože mnoho zařízení, jako jsou protetické ruce, váží do 400 gramů, což je přibližně průměrná hmotnost lidské ruky, je tato váha pro většinu pacientů popisována jako příliš těžká a způsobující značný diskomfort. Tato váha může být pro některé pacienty neúnosná, zvláště při dlouhodobém používání, což vede k únavě a nepohodlí. Každý pacient má individuální potřeby a preference, které je nutné zohlednit při návrhu protetických zařízení. Z tohoto důvodu je důležité, aby každý typ protetické náhrady byl dostupný ve více velikostech a provedeních, aby mohl být co nejlépe přizpůsoben konkrétním požadavkům jednotlivých uživatelů. [29]



Obrázek 25 - Globální trh s 3D tištěnými protézami 2023-2033 [30]

Protetické ruce a prsty, vytvořené pomocí 3D tisku, představují inovativní a cenově dostupnou alternativu tradičních protéz. V projektu "Give a Hand" na Northeastern University studenti vyvíjejí nízkonákladové, na míru šité protézy, zejména pro děti. Díly jsou vytištěny z plastového filamentu podle počítačových návrhů, což umožňuje rychlou výrobu komponentů za 3-8 hodin. Následně jsou ručně smontovány pomocí kovových šroubů a drátků. Tento postup výrazně snižuje náklady, přičemž základní model může stát jen kolem 50 dolarů. Tímto způsobem 3D tisk otevírá nové možnosti v personalizované medicíně a zlepšuje dostupnost protetických zařízení. [31]

## 9 Praktická část

V praktické části je navržen protetický prst pro osoby se ztrátou druhého a třetího článku prstu. Nejprve jsou porovnány dvě různé varianty, pro výběr optimálního řešení. Následně jsou určeny specifické rozměry, které musí prst a jeho pohonný mechanismus splňovat. Z naměřených dat je stanovena neutrální poloha, která slouží jako výchozí pozice pro mechanismus. Je provedena kinematická analýza čtyř-kolobového mechanismu, která je ověřena pomocí softwaru Matlab. Pro docílení požadovaného podaktuovaného systému se 3 stupni volnosti je využit systém dvou spřažených čtyř-kolobových mechanismů.

Dále je provedena statická analýza, která zkoumá tok sil od pohonného členu až po výstupní člen. Konstrukční řešení detailně popisuje celý mechanismus a obsahuje grafické ukázky. Kinematické a dynamické simulace jsou provedeny v softwaru Siemens NX, kde je ověřena funkčnost systému. Závěrečná část se zaměřuje na pevnostní analýzy a výběr vhodného materiálu.

### 9.1 Cíl

Cílem je navrhnout takový konstrukční systém, který ulehčí a zlepší základní denní činnosti pacienta. Umožní postiženému samostatně fungovat a provádět do jisté míry úkony, kterých by byl schopen se zdravými prsty.

Protetická náhrada bude napodobovat přirozený pohyb lidského prstu, to znamená přípravnou fázi před uchopením objektu a následné uchopení s kontaktem potřebných článků prstu. Úchop by měl být schopen se přizpůsobit tvaru objektu, který je limitován maximálními úhly mezi 3.-2. článkem a 2.-1. článkem prstu a to 85°. Dále je třeba dosáhnout určité stability, aby se minimalizovalo riziko vyklouznutí a selhání úchopu.

Důraz bude kladen i na vizuální stránku, kde je požadováno 3 článků, které jsou maximálně antropomorfní. Hmotnost je jedním z hlavních faktorů, a proto je cílem ji maximálně redukovat se zachováním dostatečné robustnosti.

Konstrukce by měla být vyrobena z dostupných materiálů, které splňují stanovená kritéria a zároveň by měly být použity dostupné výrobní technologie, pro dosažení nízkých výrobních nákladů.

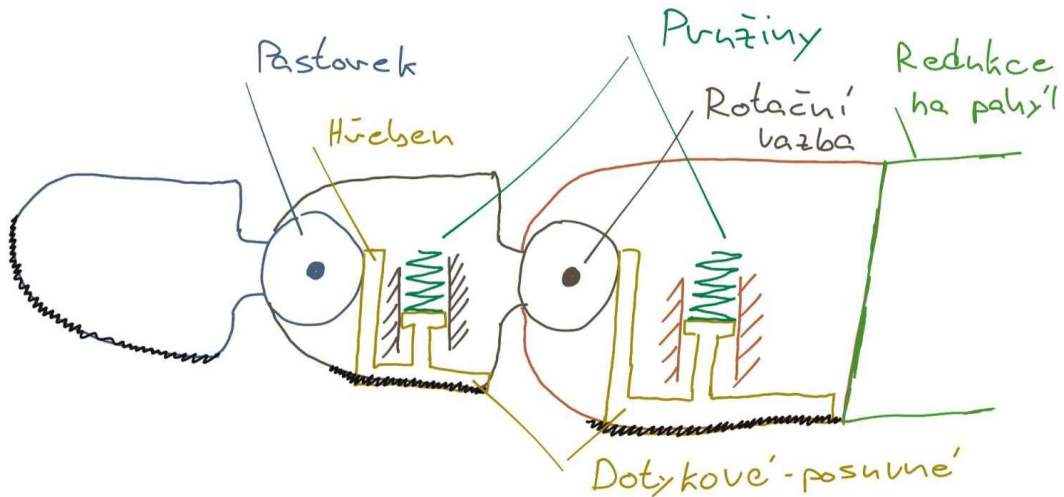
### 9.2 Návrhy řešení

Většina informací a inspirací vychází z vědeckých článků, které pojednávají o mechanických systémech prstů lidské ruky, mechanické lidské ruky jako celku, ale i robotických rukou, které se lidskou anatomí prstů inspiroují.

Po prostudování zmíněných studií bylo navrženo vícero řešení, která se postupně selektovala až k poslední dvěma. První variantou byl návrh prstu inspirovaný prstem LISA, který je podaktuovaný a tvarově přizpůsobivý, čehož dosahuje díky mechanismu na obrázku č. 26. Navrhovaná metoda řešila adaptivitu pomocí pastorku a hřebenu. Nevýhodou této varianty je nutnost kontaktu s objektem pro jakýkoli pohyb. Proto se navrhovaný systém soustředil na spojení předdefinovaného pohybu tvarovou přizpůsobivostí. Tato varianta však pro svou vysokou komplikovanost nevyhovovala zadání a bylo od ní ustoupeno. Druhou variantou je mechanismus založený na spojení dvou čtyř-kolobových mechanismů, díky čemuž jsme schopni dosáhnout požadované kinematiky a efektivně přenášet vstupní síly až na kontakt s objektem.

### 9.2.1 Varianta A

První variantou je mechanismus založený na principu hřebců a pastorků, které zde plní funkci „shape-adaptivity“. Tento mechanismus však nedisponuje prepozicí, což je značně limitující nejen z vizuálních, ale i praktických důvodů. Snahou bylo mechanismus rozšířit o tuto funkci a docílit tak tvarové přizpůsobivosti společně s přípravnou fází (prepozicí).

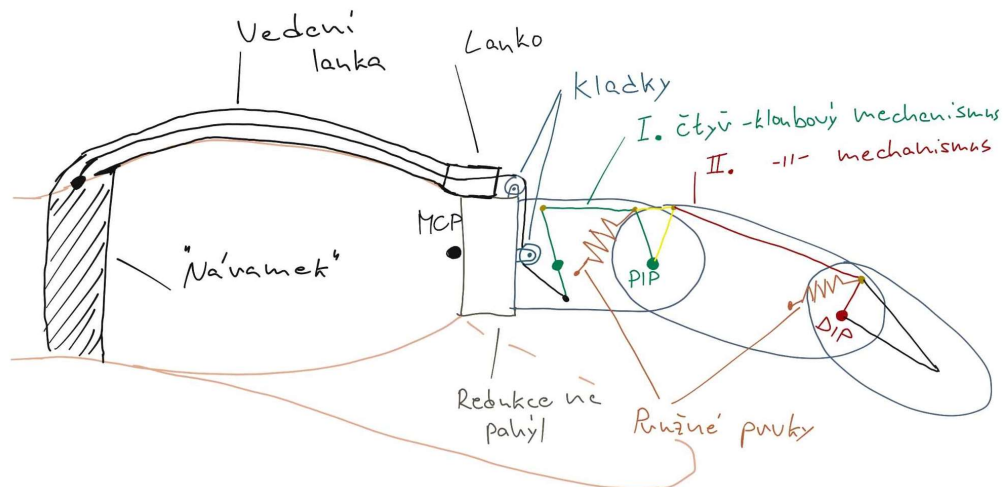


Obrázek 26 - Schéma varianty A

Řešení tohoto problému bylo však příliš komplikované, a proto byla dána přednost variantě B.

### 9.2.2 Varianta B

Varianta B též disponuje tvarovou přizpůsobivostí a zároveň je schopen přípravné fáze (pohybuje se bez dotyku článků prstu). Funguje na principu dvou spřažených čtyřkloubových mechanismů s vratnými pružinami, které vrací prst do neutrální polohy. Pohyb prstu vychází z rotace MCP kloubu, díky čemuž se stahuje lanko připojené na táhlo viz. obr. č. 27.



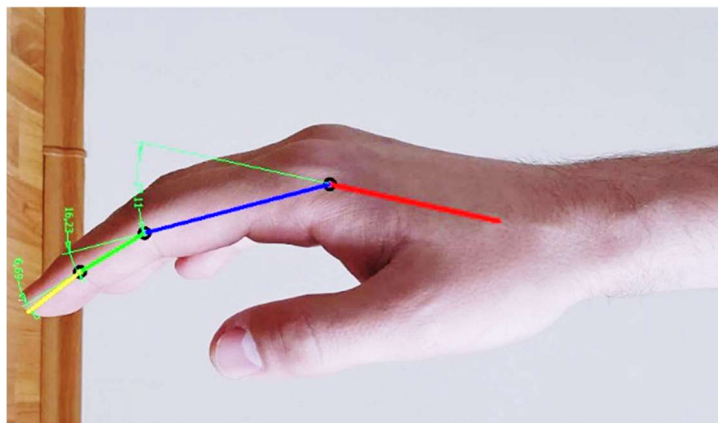
Obrázek 27 - schéma varianty B

Obrázek č. 27. vyobrazuje vybranou variantu a její princip založený na soustavě čtyř-kloubových mechanismů, systému kladek a vratných pružin.

### 9.3 Neutrální poloha prstu

Na základě nashromážděných dat od 10 dobrovolníků je zavedena neutrální poloha prstu, která je definována 3 úhly mezi jednotlivými články prstu. Nevycházíme tak z nulových (neutrálních) úhlů, které jsou pro naprostou majoritu nepoužitelné, či nedosažitelné.

Pro definování neutrální polohy byly zprůměrovány výsledky od 10 dobrovolníků.



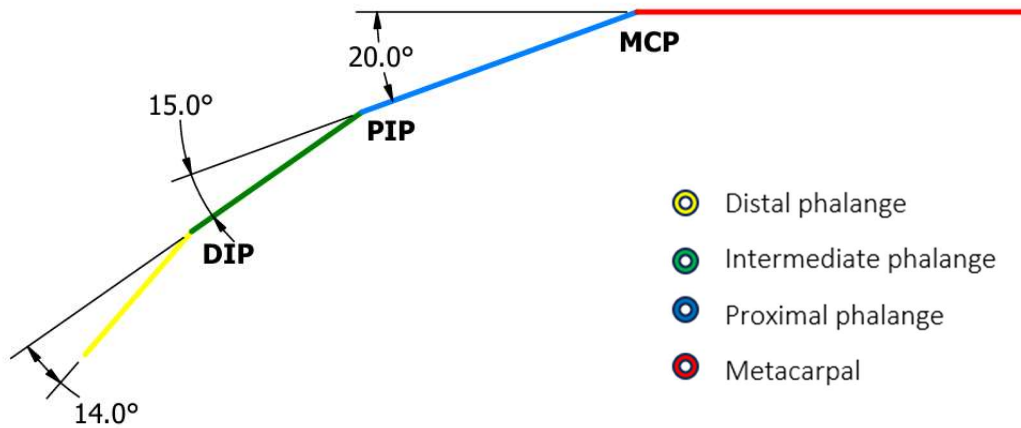
Obrázek 28 - Znárodnění měření úhlů natočení jednotlivých článků v neutrální poloze

Na obrázku č. 28 je znázorněna fotka ruky natočené palcovou hranou. Dobrovolníci byli informováni o správném držení těla a ruky (Ruka je volně podél těla s maximálně uvolněnými svaly ruky i paže), pro správné výsledky. Fotky byly přeneseny do CAD softwaru a byly naměřeny hodnoty natočení v jednotlivých kloubech.

Tabulka 3 - Data naměřená pro definování neutrální polohy

Respondent	MPC	PIP	DIP
1	26°	21°	7°
2	22°	20°	16°
3	27°	23°	15°
4	25°	18°	13°
5	26°	24°	17°
6	26°	22°	17°
7	24°	19°	15°
8	25°	22°	13°
9	23°	18°	9°
10	21°	17°	16°
<b>Průměr</b>	<b>24,5°</b>	<b>20°</b>	<b>14°</b>

U každého z respondentů byly naměřeny 3 hodnoty úhlů natočení mezi jednotlivými články prstu.

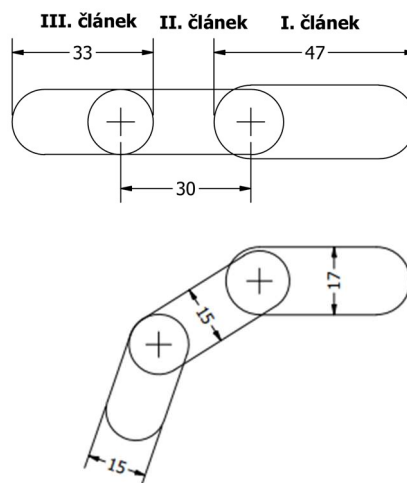


Obrázek 29 - Neutrální poloha prstu

Obrázek č. 29 demonstruje výslednou neutrální polohu, kterou bude mít protetický prst jako výchozí.

## 9.4 Definování rozměrů

Před samotným kinematickým návrhem je třeba nadefinovat rozměry jednotlivých článků protetického prstu.



Obrázek 30 - Rozměry jednotlivých článků prstu

Na základě tabulky č.1 a naměřených hodnot byly stanoveny rozměry pro jednotlivé články prstu viz. obr. č. 30.



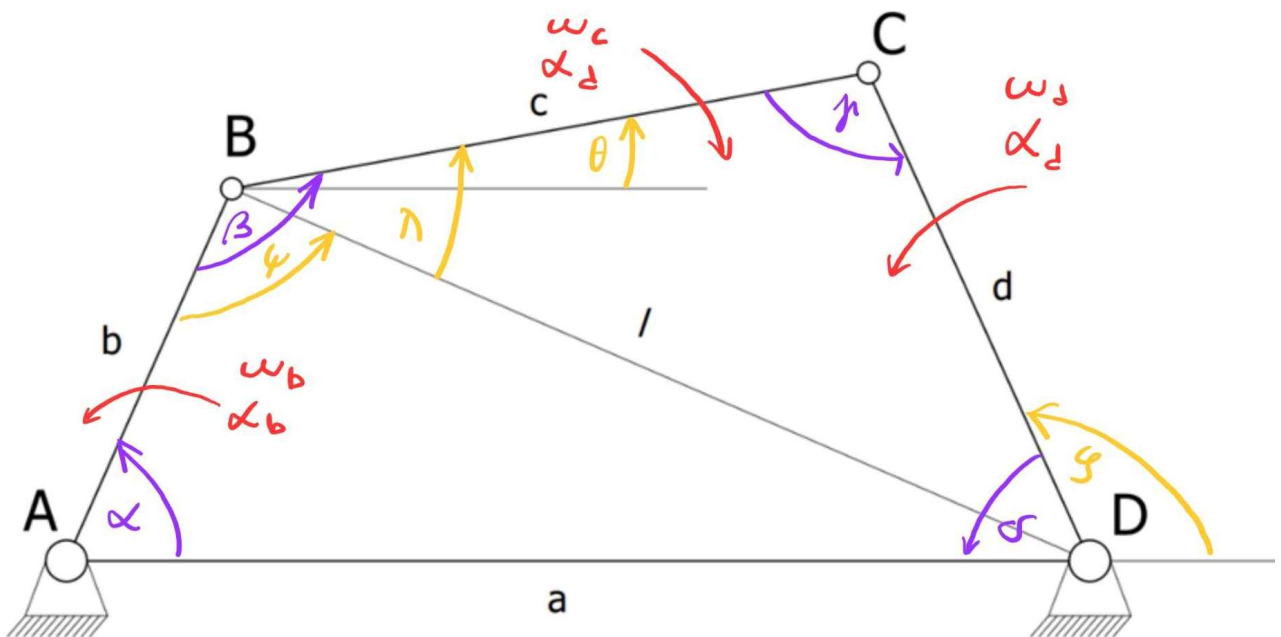
## 9.5 Kinematický návrh mechanismu

Návrh kinematického mechanismu musí splňovat specifické parametry dané geometrií a funkcí protetického prstu. Mechanismus musí být kompaktní, aby se vešel do rozměrů uvedených v kapitole 9.4. Dále musí umožňovat pohyb kloubů DIP a PIP v rozsahu  $85^\circ$ . Je nezbytné zajistit efektivní přenos sil od pohonného členu k poháněnému.

Po prostudování výzkumů a existujících projektů v oblasti kinematických mechanismů protetických prstů byl vybrán princip dvojitého čtyř-kloubového mechanismu spojeného třetím členem.

Pro kinematický návrh mechanismu byl použit software Siemens NX Kinematics\_Motion a aplikace GIM z University of the Basque Country (UPV/EHU), Spain, která mi poskytla plnou licenci pro řešení diplomové práce.

### 9.5.1 Výpočty čtyř-kloubového mechanismu



Obrázek 31 - Schéma čtyř-kloubového mechanismu se znázorněnými úhly, pro kinematické a dynamické výpočty

Schéma čtyř-kloubového mechanismu s příslušnými úhly pro výpočet potřebných hodnot je zobrazen na obrázku č. 31. Pro vyjádření potřebných vzorců je zhotovena spojnice  $l$  mezi body B a D.

$$a = b^2 + l^2 - 2 \cdot b \cdot l \cos(\psi - \lambda) = 13 \text{ mm} \quad (9.1)$$

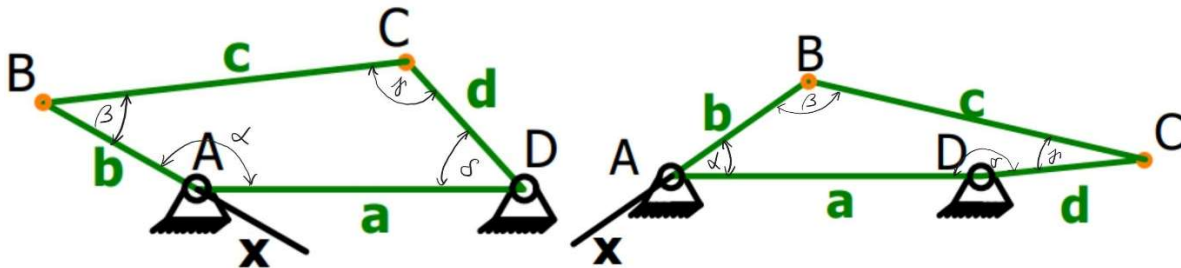
$$d = \sqrt{l^2 + c^2 - 2 \cdot l \cdot c \cdot \cos \lambda} = 6,9 \text{ mm} \quad (9.2)$$

$$l = \sqrt{b^2 + a^2 - 2 \cdot a \cdot b \cdot \cos \alpha} = 19,405 \text{ mm} \quad (9.3)$$

$$\lambda = \cos^{-1} \left( \frac{l^2 + c^2 - d^2}{2 \cdot l \cdot c} \right) = 16,6^\circ \quad (9.4)$$

$$\beta = \lambda + \cos^{-1} \left( \frac{b^2 + l^2 - a^2}{2 \cdot b \cdot l} \right) = 35,8^\circ \quad (9.5)$$

$$\gamma = \cos^{-1} \left( \frac{c^2 + d^2 - l^2}{2 \cdot c \cdot d} \right) = 126,4^\circ \quad (9.6)$$



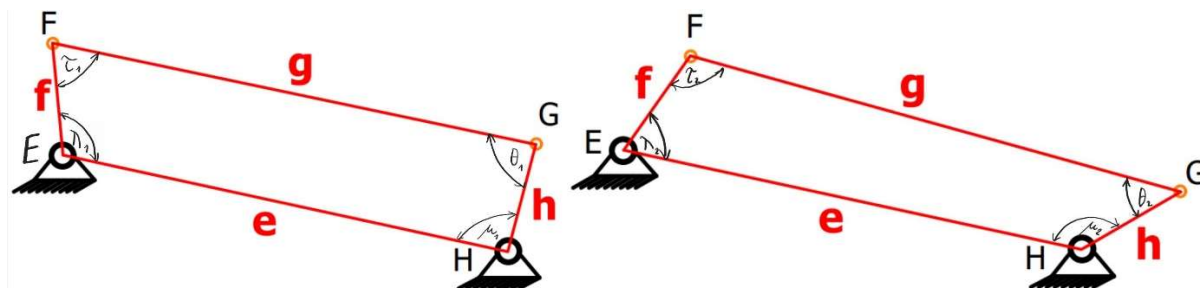
Obrázek 32 - Grafické schéma I. segmentu v krajních polohách

Obrázek č. 32 zobrazuje první čtyř-kolbový mechanismus ve dvou mezních polohách.

Tabulka 4 - Velikosti úhlů prvního čtyř-kolbového mechanismu v neutrální a maximální poloze

$\alpha_1 = 150,6^\circ$	$\alpha_2 = 34,8^\circ$
$\beta_1 = 35,85^\circ$	$\beta_2 = 132^\circ$
$\gamma_1 = 126,4^\circ$	$\gamma_2 = 21,3^\circ$
$\delta_1 = 47,2^\circ$	$\delta_2 = 174,2^\circ$

V tabulce č. 4 jsou vypsané velikosti úhlů prvního čtyř-klobového mechanismu mezi jednotlivými pruty pro počáteční neutrální polohu (vlevo) a polohu maximálního sevření (vpravo).



Obrázek 33 - Grafické schéma II. segmentu v krajních polohách

Obrázek č. 33 zobrazuje druhý čtyř-klobový mechanismus v neutrální a maximální poloze.

Tabulka 5 - Velikosti úhlů druhého čtyř-klobového mechanismu v neutrální a maximální poloze

$\lambda_1 = 107,2^\circ$	$\lambda_2 = 66,6^\circ$
$\tau_1 = 73,2^\circ$	$\tau_2 = 110,2^\circ$
$\theta_1 = 87,2^\circ$	$\theta_2 = 45,7^\circ$
$\mu_1 = 92,4^\circ$	$\mu_2 = 137,6^\circ$

V tabulce č. 5 jsou vypsané velikosti úhlů druhého čtyř-klobového mechanismu mezi jednotlivými pruty pro počáteční neutrální polohu (vlevo) a polohu maximálního sevření (vpravo).

#### Změna polohy bodů v osách X a Y pro první čtyř-klobový mechanismus

Pro výpočet vycházíme z obrázku č. 31.

Změna polohy bodu **B** v ose x:

$$B_x = b \cdot \cos \alpha = 6,74 \text{ mm} \quad (9.7)$$

Změna polohy bodu **B** v ose y:

$$B_y = b \cdot \sin \alpha = 1,88 \text{ mm} \quad (9.8)$$

Změna polohy bodu **C** v ose *x*:

$$C_x = b \cdot \cos \alpha + c \cdot \cos \theta = a + d \cdot \cos(180 - \varphi) = 8,3 \text{ mm} \quad (9.9)$$

Změna polohy bodu **C** v ose *y*:

$$C_y = b \cdot \sin \alpha + c \cdot \sin \theta = d \cdot \sin(180 - \varphi) = 5,1 \text{ mm} \quad (9.10)$$

#### Výpočet rychlostí a zrychlení prvního čtyř-kolubového mechanismu

Pro zjednodušení si zavedeme:

$$\varphi - \alpha = \nu \quad (9.11)$$

$$\theta - \varphi = \tau \quad (9.12)$$

$$\theta - \alpha = \sigma \quad (9.13)$$

Výpočet úhlové rychlosti členu **c**:

$$\omega_c = \frac{-b \cdot \omega_b \cdot \sin \nu}{c \cdot \sin(\varphi - \theta)} \quad (9.14)$$

Výpočet úhlové rychlosti členu **d**:

$$\omega_d = \frac{b \cdot \omega_b \cdot \sin \sigma}{d \cdot \sin \tau} \quad (9.15)$$

Úhlové zrychlení členu **c**:

$$\alpha_c = \frac{b \cdot \alpha_b \cdot \sin(\varphi - \alpha) - b \cdot \omega_b^2 \cdot \cos(\varphi - \alpha) + d \cdot \omega_d^2}{c \cdot \sin(\theta - \varphi)} \quad (9.16)$$

$$\alpha_c = \frac{b \cdot \alpha_b \cdot \sin \nu - b \cdot \omega_b^2 \cdot \cos \nu + d \cdot \omega_d^2}{c \cdot \sin \tau} \quad (9.17)$$

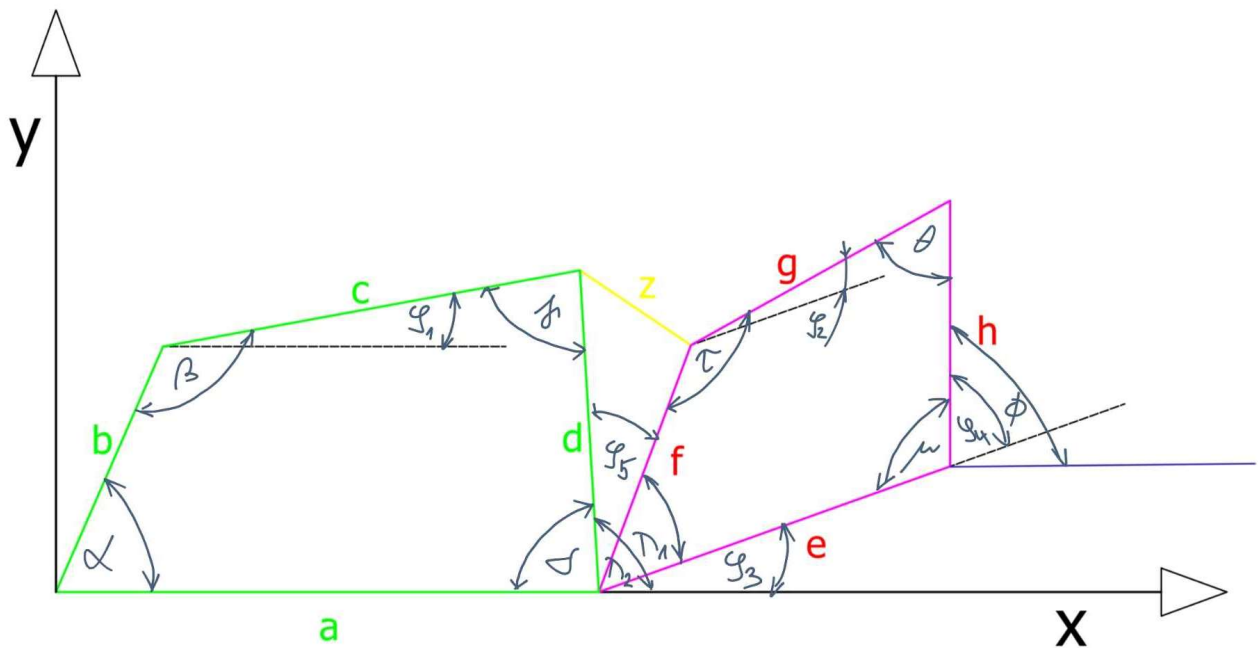
Úhlové zrychlení členu **d**:

$$\alpha_d = \frac{b \cdot \alpha_b \cdot \sin(\theta - \alpha) - b \cdot \omega_b^2 \cdot \cos(\theta - \alpha) - c \cdot \omega_c^2 + d \cdot \omega_d^2 \cdot \cos(\theta - \varphi)}{d \cdot \sin(\theta - \varphi)} \quad (9.18)$$

$$\alpha_d = \frac{b \cdot \alpha_b \cdot \sin \sigma - b \cdot \omega_b^2 \cdot \cos \sigma - c \cdot \omega_c^2 + d \cdot \omega_d^2 \cdot \cos \tau}{d \cdot \sin \tau} \quad (9.19)$$

Konkrétní hodnoty úhlových rychlostí v čase jsou v obrázku č. 48.

### 9.5.2 Výpočet dvou spřažených čtyř-kolbových mechanismů



Obrázek 34 - Grafické schéma dvou spřažených čtyř-kolbových mechanismů

Freundsteinova rovnice

$$K_1 \cdot \cos \lambda_2 + K_2 \cdot \cos \alpha + K_3 = \cos(\alpha - \lambda_2) \quad (9.20)$$

Kde:

$$K_1 = \frac{a}{b}; \quad K_2 = \frac{a}{d}; \quad K_3 = \frac{b^2 - c^2 + d^2 + a^2}{2 \cdot b \cdot d} \quad (9.21)$$

Po použití trigonometrických rovnic a substituci:

$$A = (1 - K_2) \cdot \cos \alpha + K_3 - K_1 \quad (9.22)$$

$$B = -2 \cdot \sin \alpha \quad (9.23)$$

$$C = K_1 + K_3 - (1 - K_2) \cdot \cos \alpha \quad (9.24)$$

$$\lambda_2 = 2 \cdot \tan^{-1} \frac{-B \pm \sqrt{B^2 - 4 \cdot A \cdot C}}{2 \cdot A} \quad (9.25)$$

$$\lambda_1 = \lambda_2 - \alpha - \varphi_3 \quad (9.26)$$

Z Freudensteinovi rovnice:

$$K_4 \cdot \cos \varphi_4 + K_5 \cdot \cos \lambda_1 + K_6 = \cos(\lambda_1 - \varphi_4) \quad (9.27)$$

Kde:

$$K_4 = \frac{e}{f}; \quad K_5 = \frac{e}{h}; \quad K_6 = \frac{f^2 - g^2 + h^2 + e^2}{2 \cdot f \cdot h} \quad (9.28)$$

Provedením substituce hodnot z Freudensteinovi rovnice:

$$D \cdot \tan^2 \left( \frac{\varphi_4}{2} \right) + E \cdot \tan \left( \frac{\varphi_4}{2} \right) + F = 0 \quad (9.29)$$

Kde:

$$D = (1 - K_5) \cdot \cos \alpha + K_6 - K_4 \quad (9.30)$$

$$E = -2 \cdot \sin \lambda_1 \quad (9.31)$$

$$F = K_4 + K_6 - (1 - K_5) \cdot \cos \alpha \quad (9.32)$$

Po vyřešení kvadratických rovnic:

$$\varphi_4 = 2 \cdot \tan^{-1} \frac{-E \pm \sqrt{E^2 - 4 \cdot D \cdot F}}{2 \cdot D} \quad (9.33)$$

Úhel členu **h** ku členu **a**:

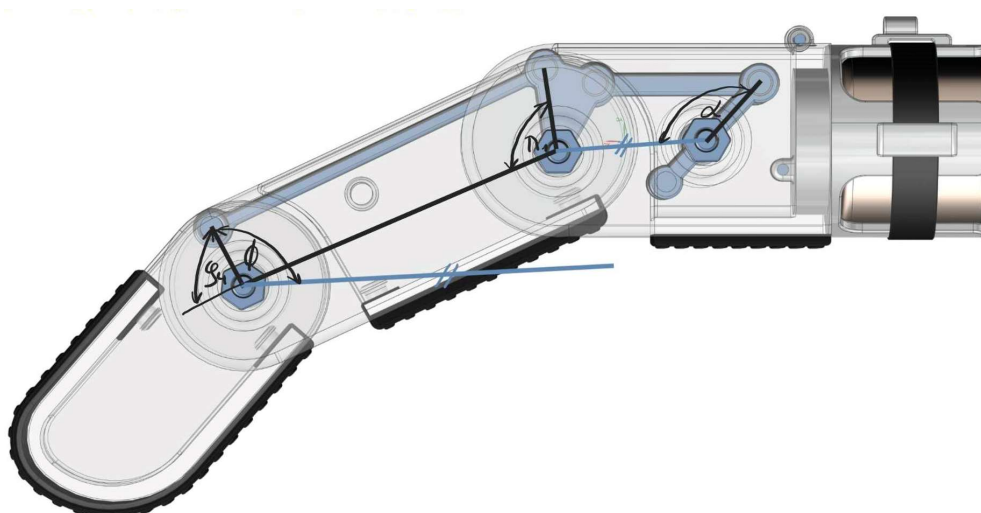
$$\phi = \varphi_4 + \varphi_3 \quad (9.34)$$

Pro neutrální polohu, kdy vstupní úhel  $\alpha_1 = 150,6^\circ$ :

$$\phi_N = \varphi_{4N} + \varphi_{3N} = 83,9^\circ - 8,9^\circ = 75^\circ \quad (9.35)$$

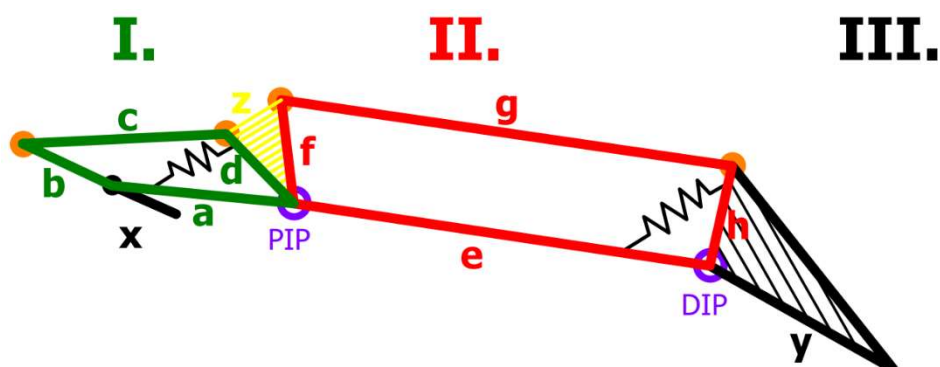
Pro maximální sevření, kdy vstupní úhel  $\alpha_2 = 34,8^\circ$ :

$$\phi_M = \varphi_{4M} + \varphi_{3M} = 12,1^\circ + 87,9^\circ = 100^\circ \quad (9.36)$$



Obrázek 35 - Znázornění úhlů v protetickém prstu

Na obrázku č. 35 jsou vyznačeny počítané úhly z obrázku č. 34.



Obrázek 36 - Kinematické schéma dvou spřažených čtyř-kolbových mechanismů

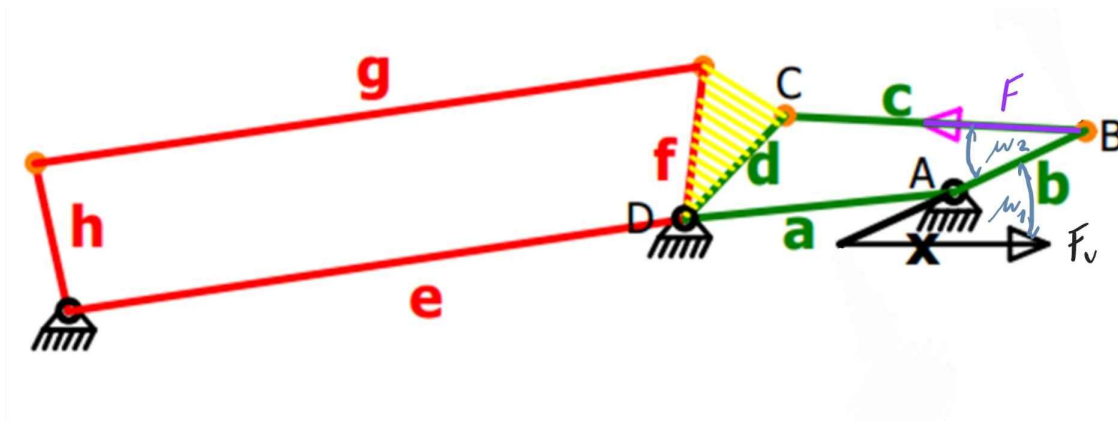
Na obrázku č. 36 je zobrazeno kinematické schéma mechanismu prstu. Schéma obsahuje dva čtyř-kloubové mechanismy (zelený a červený), které jsou spojeny třetím členem (žlutý). Páka pohonného členu je označena písmenem "x". V druhém kloubovém je umístěna pružina, která působí proti pohybu sevření prstu. Dále jsou zde označeny dva klouby, PIP (mezi 1. a 2. článkem) a DIP (mezi 2. a 3. článkem), které představují reálné klouby prstu.

a = 13 mm	e = 30 mm	x = 6 mm
b = 7 mm	f = 7,42 mm	y = 20 mm
c = 145 mm	g = 32,5 mm	z = 4,6 mm
d = 6,9 mm	h = 5,85 mm	

Tabulka 6 - Finální rozměry kinematického mechanismu protetického prstu

Tabulka č. 6 obsahuje rozměry jednotlivých členů kinematického mechanismu.

## 9.6 Statická analýza působících sil



Obrázek 37 - Statická analýza prvního čtyř-kloubového mechanismu

Vstupní síla na provazu  $F_v = 100 \text{ N}$

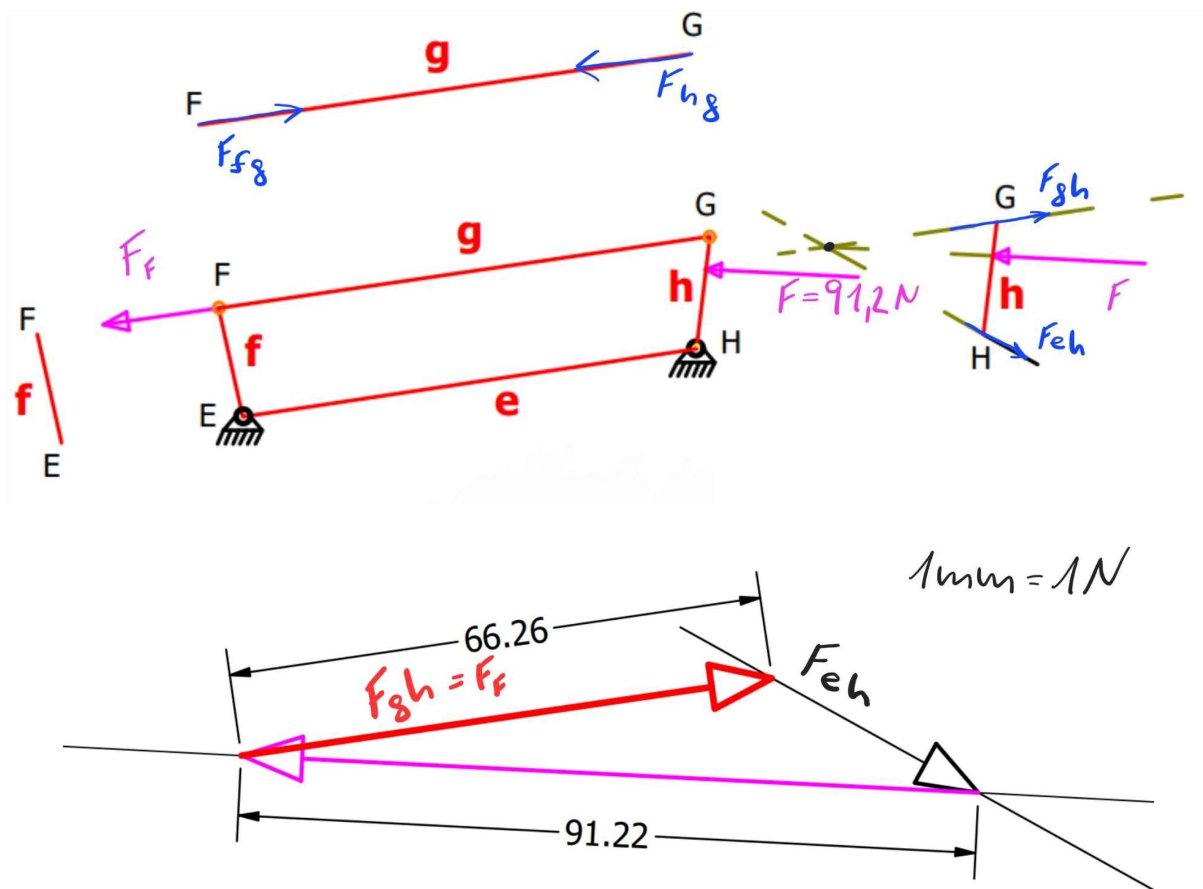
Pro výpočet síly F budeme vycházet z momentové rovnováhy:

$$M_v = M \quad (9.35)$$

$$F_v \cdot \sin \mu_1 = F \cdot \sin \beta \quad (9.36)$$

$$F = \frac{F_v \cdot \sin \mu_1}{\sin \beta} = \frac{F_v \cdot \sin(34,9)}{\sin(38,85)} = 91,22 \text{ N} \quad (9.37)$$





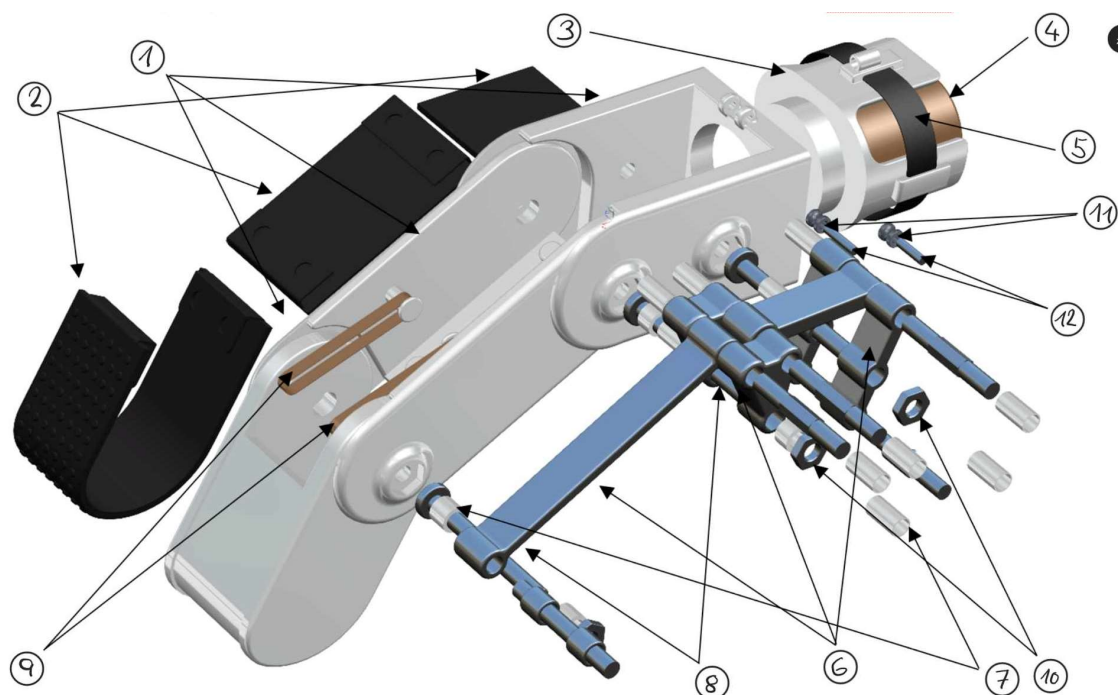
Obrázek 38 - Silový rozbor mechanismu

Výsledná síla vystupující z druhého čtyř-klobového mechanismu na nositelce FG je  $F = 66,26 \text{ N}$ . Dále můžeme dopočíst moment působící v kloubu DIP (vrchol E) jako:

$$M_E = F \cdot f = 66,26 \cdot 0,00585 = 0,387 \text{ N} \cdot \text{m} \quad (9.38)$$

## 9.7 Konstrukční řešení

Převážná část byla vytvořena v softwaru Siemens NX a některé části v Inventor Professional.



Obrázek 39 - Rozložená sestava zobrazující jednotlivé komponenty

Na obrázku č. 39 je vyobrazena sestava v rozloženém stavu pro zobrazení jednotlivých komponent. Skládá se ze 3 hlavních článků, redukce, v níž je měkká vložka (soket) pro nasazení na pahýl. Gumové nasazovací gripy pro 3. a 2. článek a nalepený pro článek 1. Kinematický mechanismus složený ze 6 členů s vlepenými Teflonovými vložkami uložený na hřídelích. A kladkový systém pro přenos síly skrze lanko.

1	Články prstu	Nylon
2	Gumové gripy	Nitrilový kaučuk
3	Držák soketu	Nylon
4	Soket s negativem pahýlu	EVA
5	Stahovací pásek	Silikon
6	Kinematický systém	Ocel
7	Kluzné vložky	Teflon
8	Hřídele	Ocel
9	Gumy	TPE
10	Matice	Ocel
11	Kladky	
12	Hřídele kladek	



Obrázek 40 - Schématicky znázorněný mechanismus pro upevnění a aktivaci prstu

Znázornění aktuálního mechanismu tvořeného lankem a dvěma kladkami, které přenáší sílu generovanou MCP kloubem díky natočení metakarpálního článku vůči kosti proximální. Levý obrázek znázorňuje konceptní variantu uchycení na zápěstí. Lze využít podobné konstrukce, jakou má firma protetických náhrad Naked Prosthetics.

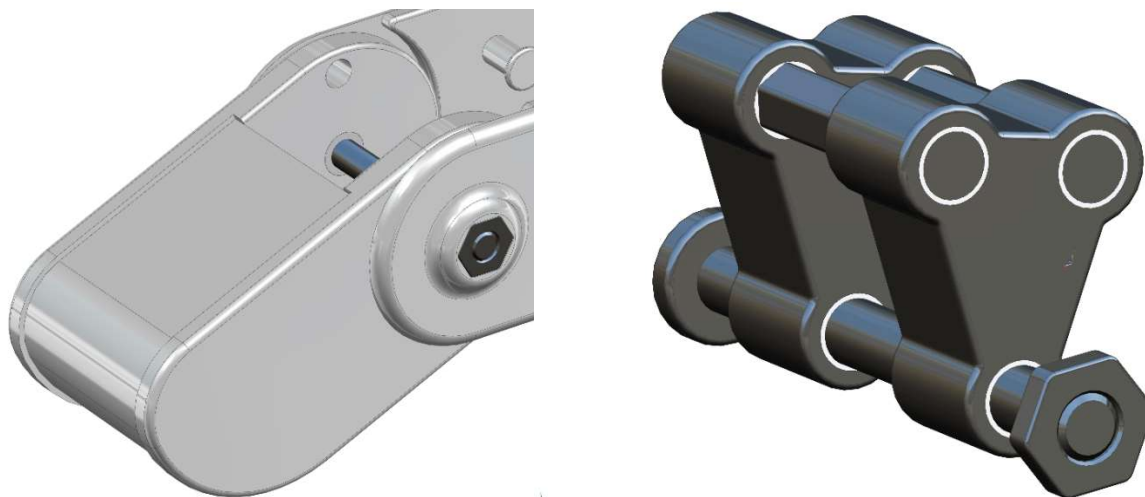
#### Kinematický mechanismus konstrukční řešení



Obrázek 41 - Konstrukční řešení kinematického mechanismu

Obrázek č. 41 zobrazuje konstrukční řešení kinematického mechanismu protetického prstu. Skládá se z 6 členů, které jsou spojeny rotačními vazbami v jeden mechanismus složený ze dvou čtyř-kloubových mechanismů. Do děr jsou před kompletací vlepeny kluzné vložky z teflonu.

### Rotační spoje



Obrázek 42 - Rotační uložení členů prstu

Jednotlivé články prstu vytisknuté z nylonu jsou spojeny rotační vazbou pomocí šroubů se závitem začínajícím za kluznými vložkami. Články zde mají neutrální podobu, lze však s výhodou využít 3D tisku pro individualizaci a vytisknout přesnou podobu např. na základě scanu.

### Gumičky pro vratný pohyb

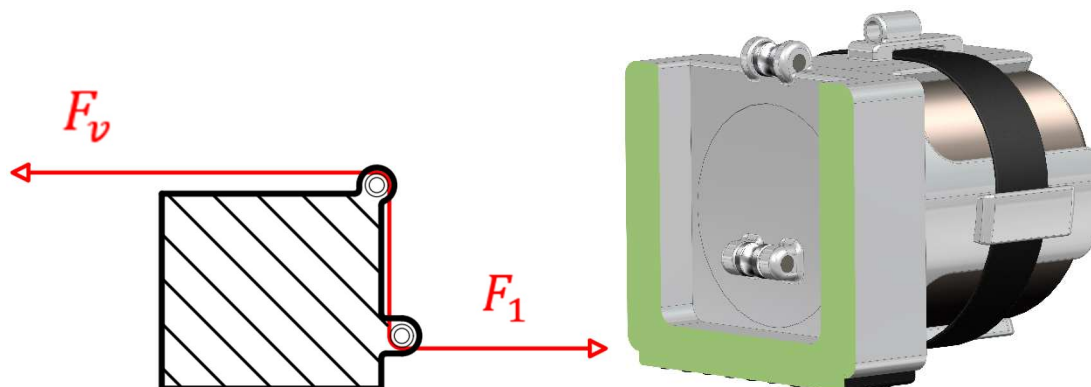
Vratný pohyb ve 3. kloubu (DIP) je zajištěn pružnými elementy (gumičkami) které jsou v neutrální poloze prstu nenapjaté. Při sevření prstu se gumičky napínají a tlačí proti pohybu malou silou, která má za úkol pouze docílení NP.



Obrázek 43 - Konstrukční řešení vratného pohybu pomocí gumiček

Na obrázku č. 43 lze vidět konstrukční řešení uložení gumiček.

#### Kladky

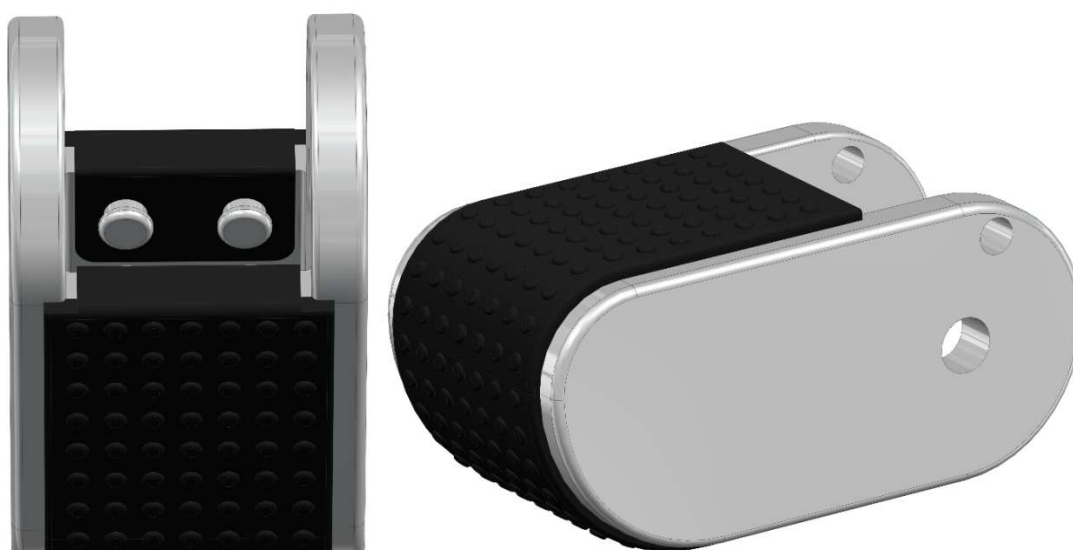


Obrázek 44 - Grafické schéma kladky

Obrázek č. 44 prezentuje systém dvou kladek s lankem, na který působí dvě síly  $F_1$  a  $F_v$ . Pokud zanedbáme tření a prodloužení lanka, můžeme využít zákon rovnováhy sil pro tento systém. Protože kladky mění pouze směr síly, ale ne její velikost. Proto platí, že napětí v provazu je konstantní v celé délce lanka. To znamená, že síla, kterou působíme na jeden konec lanka, je rovna síle, kterou působíme na druhý konec lanka.

$$F_1 = F_v \quad (9.39)$$

#### Gripy



Obrázek 45 - Umístění a uložení Gripů na 3. článku prstu

Obrázek č. 45 zobrazuje umístění a uložení gripů z nitrilového kaučuku na posledním článku prstu protetické náhrady. Gripy mají protiskluzovou funkci, což umožňuje efektivní úchop a manipulaci s různými předměty.

#### Soket protetické náhrady na pahýl

Protetický prst je vytvořen pro případ pahýlu 1. článku prstu lidské ruky. Pro použití je třeba efektivně spojit protetickou náhradu s rukou, aby bylo docíleno správné funkčnosti. Soket lze zhotovit dvěma způsoby, je možné využít scanu a vytvořit negativ pahýlu, nebo otiskovací hmoty pro pohodlné používání.



Obrázek 46 - Redukce na pahýl prstu

Vnitřní i vnější závit viz. obr. č. 46 jsou vytištěné z nylonu na 3D tiskárně.

Sílu potřebnou na vytržení závitu lze spočítat dle vzorce:

$$F = \sigma * A * k \quad (9.40)$$

Kde:

$$A = \pi * (D - d) * l \quad (9.41)$$

Pak lze sílu vyjádřit jako:

$$F = \sigma * \pi * (D - d) * l * k \quad (9.42)$$

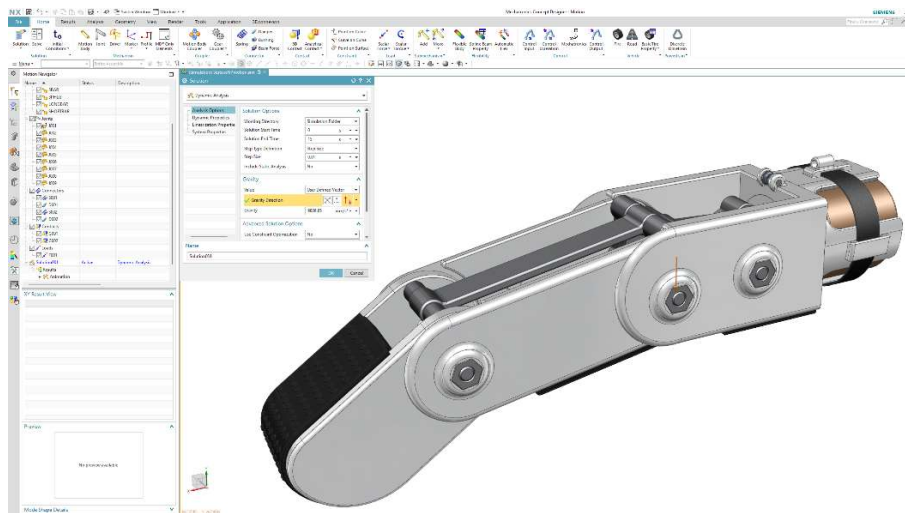
Výpočet však v tomto případě nebude moc relevantní vzhledem k technologii 3D tisku, proto budeme vycházet z provedeného výzkumu, který se pevností 3D tisknutých závitů zabýval.

V dokumentu [33] je provedena detailní analýza faktorů ovlivňujících pevnost v tahu závitových tyčí vyrobených pomocí 3D tisku. Výsledkem experimentálního zkoumání je maximální dopad průměru závitu na pevnost v tahu. Naopak zvýšením stoupání pak maximální zatížení klesá, konkrétně je v práci porovnáno stoupání o velikosti 1 mm a 1,25 mm, kdy tyč s vyšším stoupáním vydržela pouze 340 N oproti 650 N. Ve výzkumu je zohledněno více faktorů, které jsou však pro tuto práci méně důležité.

Důležitým faktorem je při tisku závitu směr, kterým jsou nanášeny vrstvy v případě FDM technologie. Vhodným řešením je tisknout závit naležato, aby tah nepůsobil ve směru tisknutých vrstev.

## 9.8 Dynamická simulace

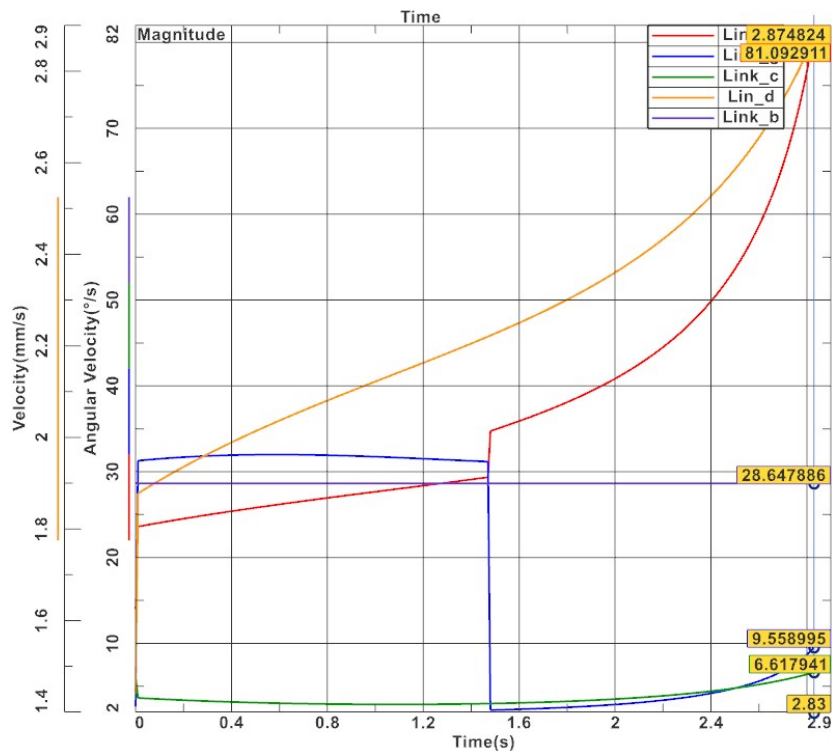
Dynamika mechanismu je řešena pomocí softwaru Siemens NX, kde jsou v rozhraní Motion\_Dynamics simulovány reálné situace s příslušnými vstupními silami.



Obrázek 47 - Siemens NX – Motion\_Dynamics

Na obrázku č. 47 je prostředí Siemens NX Dynamics Motion. Nejprve jsou navoleny jednotlivé Motion Body (pohyblivé členy), kde jsou pro zjednodušení spojeny vůči sobě nepohybující se části. Následuje nastavení jednotlivých spojů pomocí funkce Joints.





Obrázek 48 - Průběh úhlových rychlostí jednotlivých členů prvního a druhého čtyř-klobového mechanismu v čase

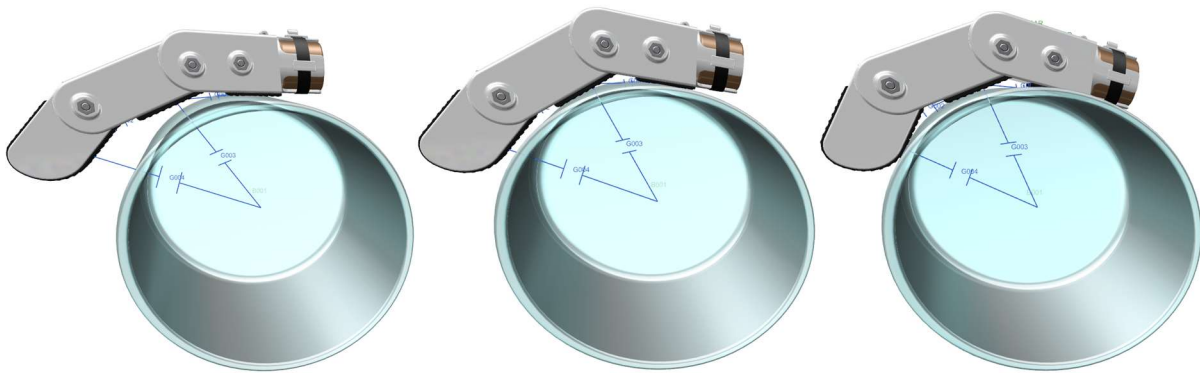
Obrázek č. 48 vykresluje úhlové rychlosti jednotlivých členů obou čtyř-klobových mechanismů při uchopovací operace z obr. č. 49 v závislosti na čase. Lze vidět dosažení kontaktu 2 článku s objektem kolem 1,5 s. V porovnání s obr. č. 51, kde je srovnání článků prstu zde rychlosti neklesají na 0, ale razantně zpomalují.

Pohyb je zprostředkován silou působící na táhlo, čímž je substituováno lanko, které je v reálné konstrukci. Pro nastavení gumíček je použita funkce Spring (pružina) a Damper (tlumič) ve dvou místech.



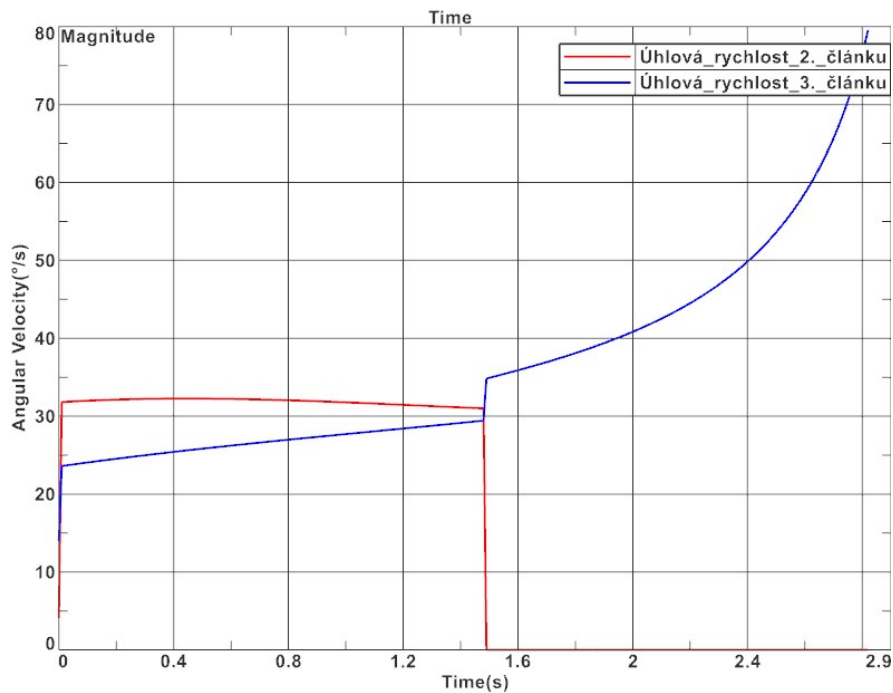
Obrázek 49 - Simulace palmárního úchopu pro průměr 15 mm





Obrázek 50 - Průběh úchopu válcového předmětu pro průměr 70 mm

Na obrázku č. 49 a 50 je znázorněn průběh úchopu válcového předmětu pomocí prstu. První obrázek zleva ukazuje počáteční fázi, kdy předmět přichází do kontaktu pouze s jedním článkem prstu. Na druhém obrázku je vidět, že se předmět dotýká již dvou článků prstu. Třetí obrázek znázorňuje konečnou fázi úchopu, kdy jsou v kontaktu s předmětem (skleničkou) všechny články prstu. Celý proces demonstruje, jak mechanický prst postupně zvyšuje počet kontaktních bodů s předmětem, aby dosáhl co nejstabilnějšího a nejpevnějšího úchopu.



Obrázek 51 - Průběh úhlové rychlosti pro články prstu 2. a 3.

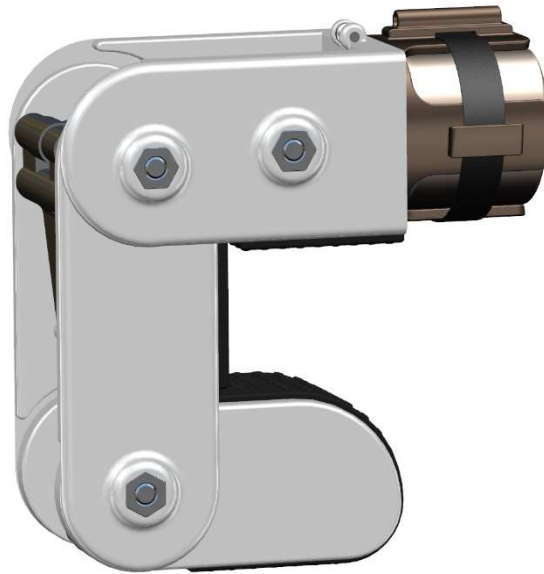
Na obrázku č. 51 je graf znázorňující průběh úhlové rychlosti druhého a třetího článku prstu v závislosti na čase během digitopalmárního úchopu. Červená křivka představuje úhlovou rychlost druhého článku prstu, zatímco modrá křivka znázorňuje úhlovou rychlost třetího článku prstu.

Během úchopu lze pozorovat fázi (přibližně v čase 1,6 sekundy), kdy se druhý článek prstu zastaví, což je zobrazeno prudkým poklesem úhlové rychlosti na nulu. Tento okamžik nastane, když druhý článek prstu dostane do kontaktu s objektem. Po zastavení druhého článku pokračuje třetí článek prstu v pohybu a jeho úhlová rychlost se výrazně zvýší, což je patrné z prudkého nárůstu modré křivky.

## 9.9 Simulace úchopů

Dle tabulky č.2 byly testovány jednotlivé úchopy v Dynamics simulation od Siemens NX.

### 9.9.1 Sevřená pěst



Obrázek 52 - Prst v poloze sevřené pěsti

Na obrázku č. 52 je znázorněna poloha prstu v sevřené pěsti, kde jsou úhly  $90^\circ$  pro DIP (kloub spojující 3. a 2. článek) a  $90^\circ$  mezi článkem 2. a 1. V této poloze je prst v krajní poloze, která je mechanicky vy-  
mezena kontaktem mezi články prstu.

### 9.9.2 Otevřená dlaň / ukazování prstem / Neutrální poloha



Obrázek 53 - Prst v poloze neutrální

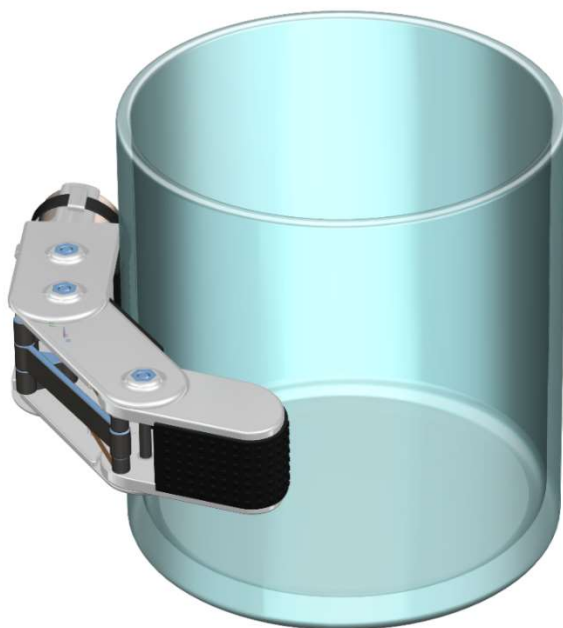
Obrázek č. 53 znázorňuje polohu prstu v neutrální poloze (NP), kde jsou úhly  $15^\circ$  pro DIP (kloub spojující 3. a 2. článěk) a  $14^\circ$  mezi článkem 2. a 1 (PIP). V této poloze je prst v krajní poloze, která je mechanicky vymezena kontaktem.

### 9.9.3 Úchop tenisového míčku



Obrázek 54 - Simulace úchopu tenisového míčku (65 mm)

#### 9.9.4 Úchop sklenice

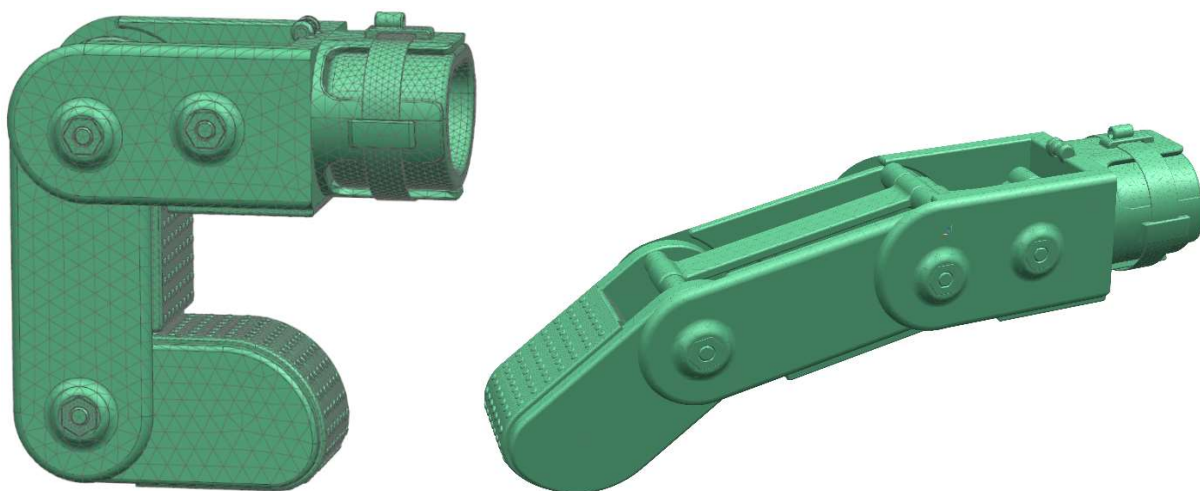


Obrázek 55 - Simulace úchopu sklenice

Držení sklenice na obrázku č. 54 o průměru 70 mm bylo ověřeno v Motion simulaci definováním 3D Contact mezi sklenicí a jednotlivými články, díky čemuž je docíleno přirozeného chování.

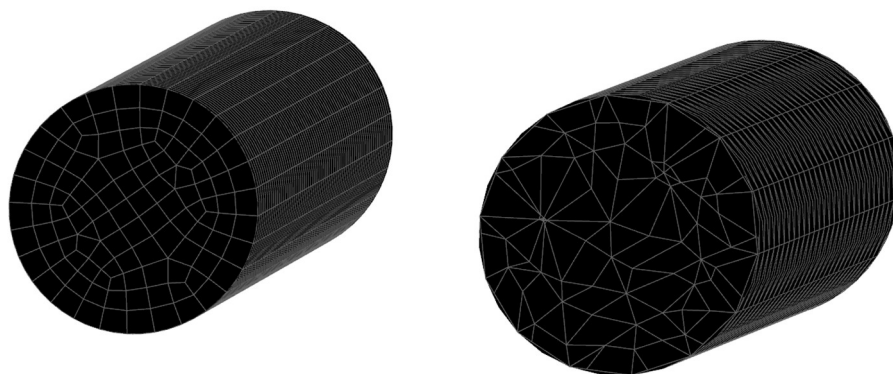
#### 9.10 Pevnostní výpočty konstrukčního návrhu protetického prstu

Pevnostní výpočty byly provedeny pomocí softwaru Siemens NX pro Lineární statiku 101. Jednotlivé členy celé soustavy jsou vhodným způsobem zasítovány pro optimální výsledky. Jsou zvoleny konkrétní materiály pro jednotlivé komponenty dle tabulky č. 7. Pro nastavení simulace v modulu SIM jsou zvoleny vhodné okrajové podmínky v jednotlivých testovaných polohách, kdy je sestava zatížena maximálními silami. Je testováno více materiálů pro výběr optimálního řešení.



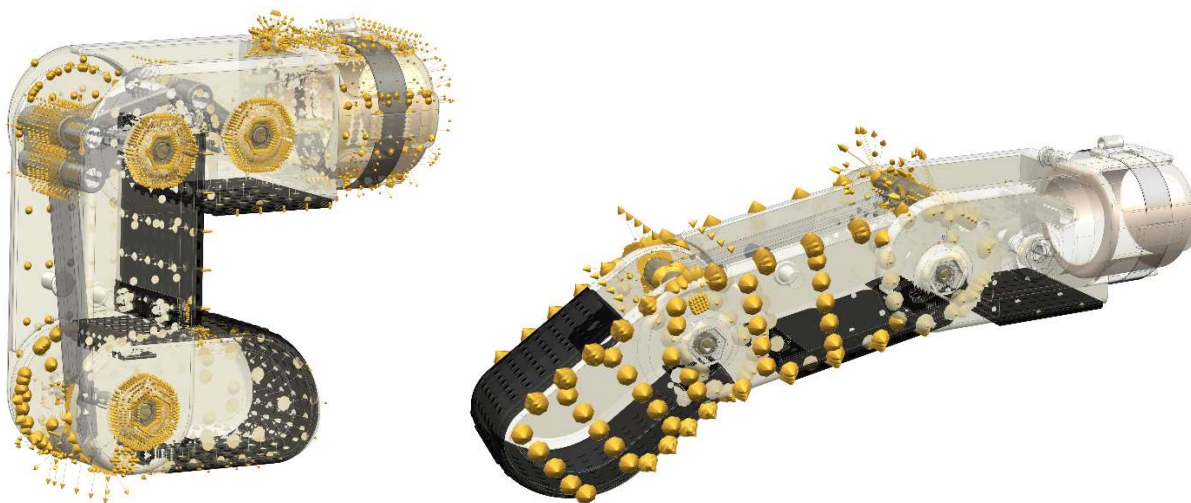
Obrázek 56 - Zobrazení zasítování ve FEM

Zasíťování prstu ve dvou mezních polohách převážně pomocí nástroje 3D Tetrahedral. Pro hřídele stálého průřezu bylo použito 3D Swept Mesh pro získání přesnějších výsledků.



Obrázek 57 - Nastavení vhodného zasíťování

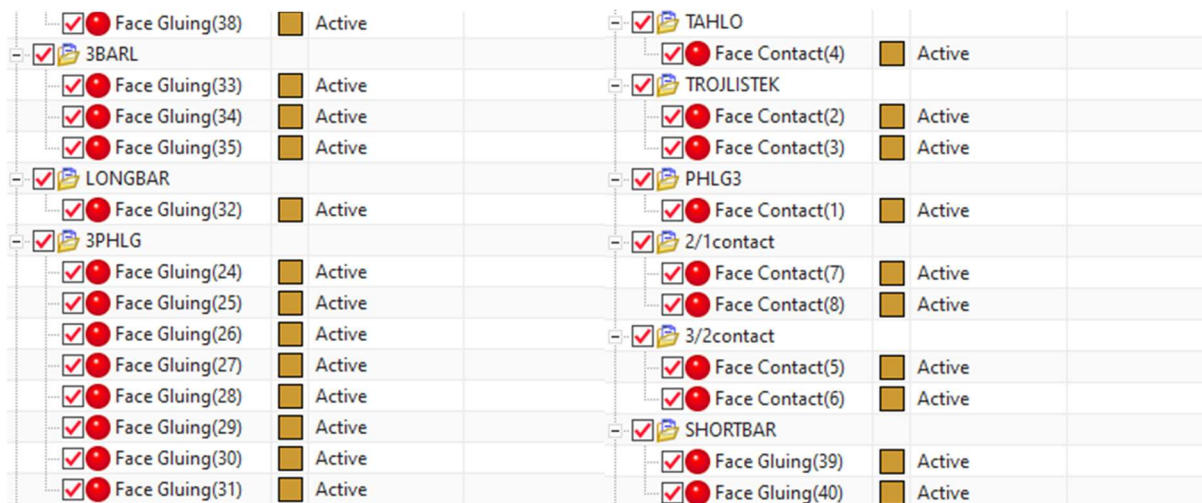
Síť na obrázku č. 57 vlevo je pomocí 3D Swept mesh vhodnější pro reálné výsledky. Proti tomu v síti napravo docházelo k výskytu singularit a díky tomu vznikající špičky napětí, které měly za následek nesprávné výsledky.



Obrázek 58 - Nastavení kontaktů v SIM

Pro všechny komponenty musí být nastaveny příslušné kontakty. Součásti, které se vůči sobě nepohybují jsou slepeny pomocí funkce Surface-to-Surface-Gluing. Všechny pohyby jsou rotační a jsou nastaveny nástrojem Surface-to-Surface-Contact.



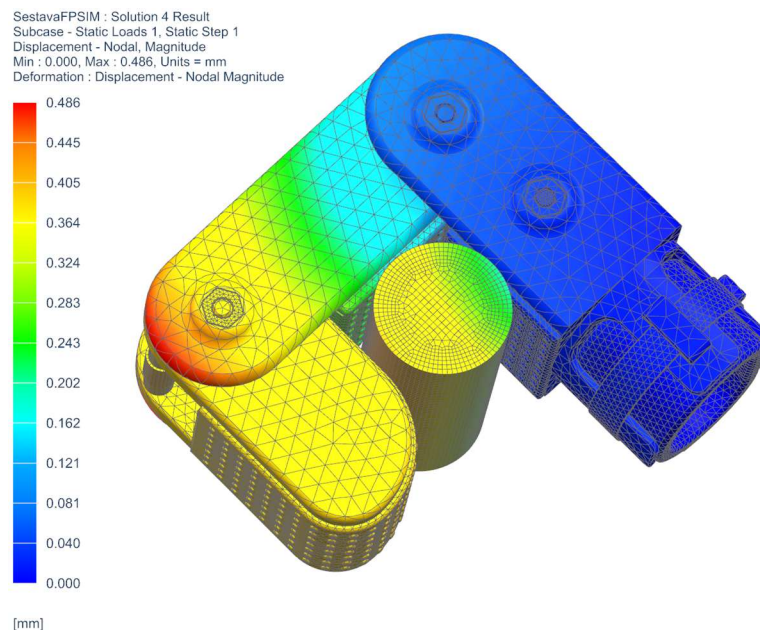


Obrázek 59 - Nastavení kontaktů v SIM

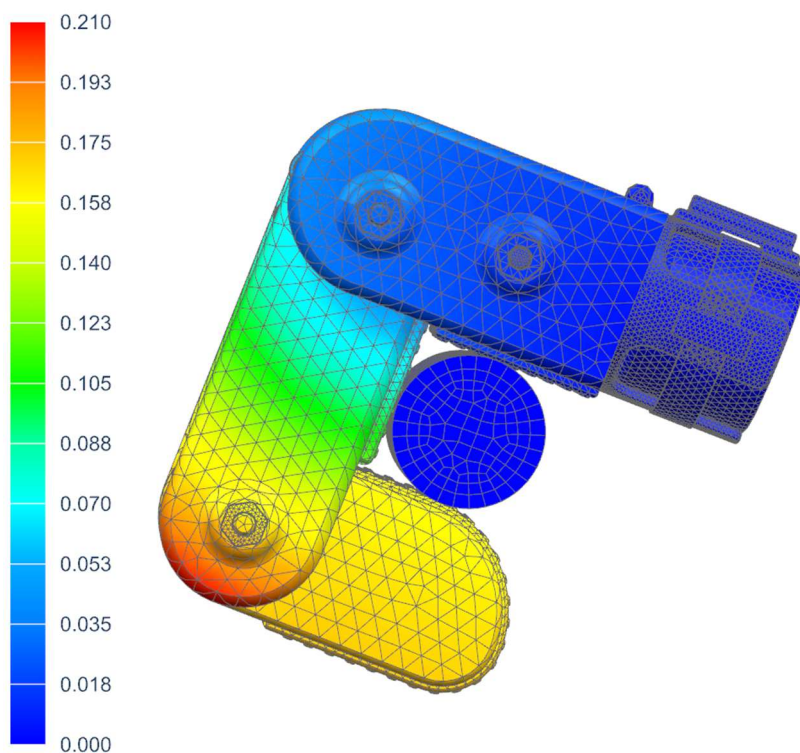
Obrázek č. 59 je názornou ukázkou aktivních kontaktů nastavených pro řešení Lineární statiky pomocí softwaru Siemens NX.

#### Statická simulace palmárního úchopu

Pro nastavení této simulace bylo třeba zafixovat soket v kontaktu s prstem a zatížit konstrukci silou v místě působení lanka. Dále jsou nastaveny 3 kontaktní body pro první, druhý a třetí článek prstu se svíraným předmětem.

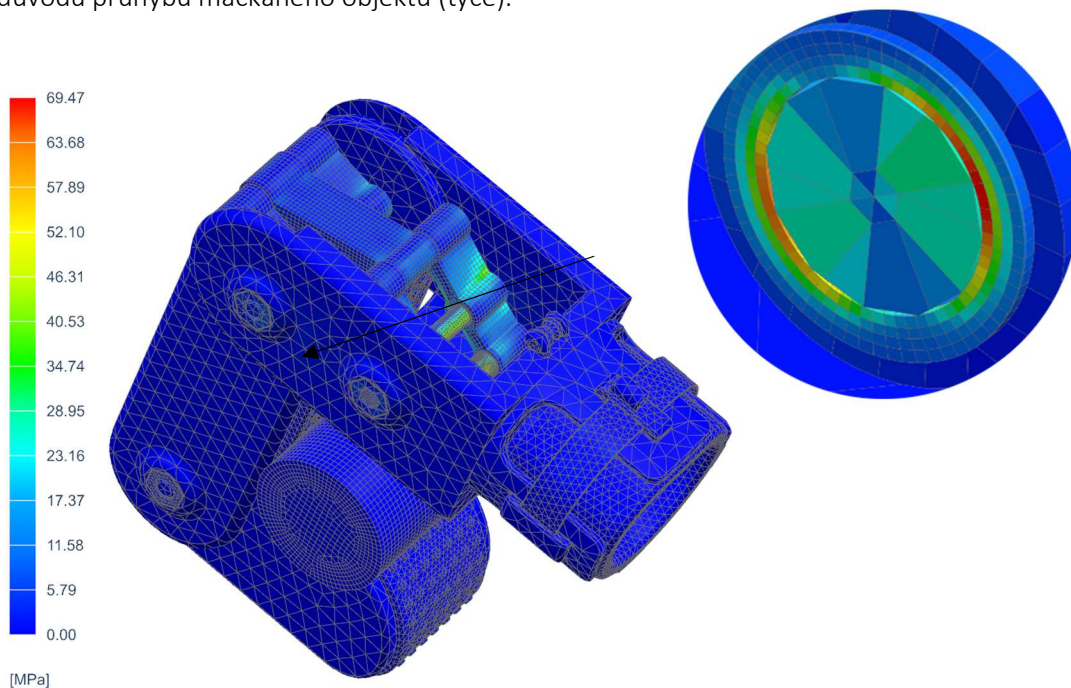


Obrázek 60 - Maximální posuv při statické simulaci – stisk polyuretanu



Obrázek 61 - Maximální posuv při statické simulaci – stisk oceli

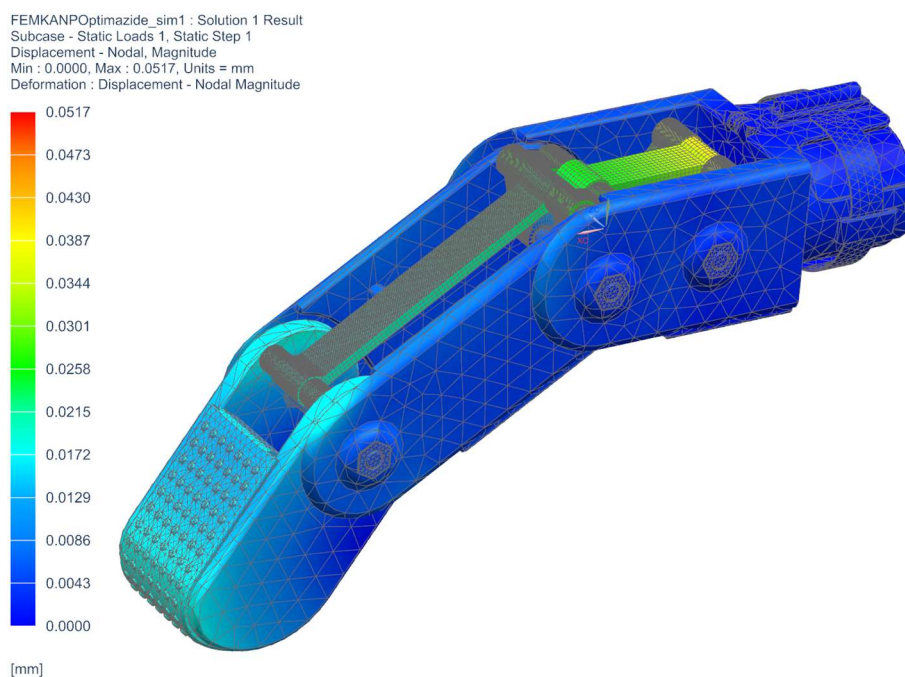
Na obrázku č. 60 a 61 jsou výsledky statické simulace při palmárním úchopu válcového objektu s kontaktem všech 3 článků prstu. Zatížení na vstupním členu silou  $F=80\text{ N}$ . Lze vidět rozdíl v maximálním posunutí, který je z důvodu průhybu mačkaného objektu (tyče).



Obrázek 62 - Maximální napětí při úchopu válcového předmětu

Maximální napětí vzniká na kontaktu mezi členem pro upnutí lanka a hřídeli, na které je rotačně uložen. Vzhledem k maximální hodnotě napětí dle von Mises 69,47 MPa, je ocel vhodným materiálem.

Simulace prstu v poloze 30° pro PIP a 24° pro DIP při kontaktu 3. článku. Zafixovaný je soket připevněný k prstu a místo kontaktu, který je v tomto případě Kontaktní plocha 3. článku prstu.



Obrázek 63 - Maximální průhyb v poloze 30° (PIP) a 24° (DIP)

K maximálnímu průhybu dochází v místě působení lanka a to 0,0517 mm, což je z funkčního hlediska přijatelné. V porovnání se simulací z obrázku č. 59 a 60 lze vidět značný rozdíl rozložení deformací. Důvodem je zafixování 3. článku u simulace z obrázku č. 62, díky kterému je v tomto místě průhyb nulový. Dalším rozdílem je přenos sil, který je v případě první simulace efektivnější díky úhlu natočení vstupního členu **b** (obr. č. 36).



Tabulka 7 - Hmotnosti jednotlivých komponent

Komponenta	Objem [ $cm^3$ ]	Materiál	Hustota [ $g/cm^3$ ]	Hmotnost [g]
Články prstu	8185	Nylon	1,14	9,3309
Držák soketu	1118			1,27452
Kladky	10			-
Kinematický mechanismus	1001	Ocel	7,85	7,85785
Hřídele	491			3,85435
Kluzné vložky	100	Teflon	2,2	0,22
Gripy	1631	Nitrilový kaučuk	1	1,631
Pásek	48	Silikon	2,65	0,1272
Soket	1201	EVA	1,1	1,3211
Gumičky	14	TPE	2,2	0,0308
Celková hmotnost				25,64772

Tabulka č. 7 poskytuje přehled o jednotlivých komponentách použitého mechanismu, zahrnující jejich objemy, materiály, hustoty a vypočtené hmotnosti. Celková hmotnost prstu je necelých 26 g.

Všechny materiály použité na protetický prst jsou konvenční a nákladově dostupné stejně jako technologie, které jsou pro výrobu doporučeny.

## Závěr

Tato diplomová práce se zabývala návrhem protetické náhrady prstů lidské ruky, zaměřenou na osoby se ztrátou druhého a třetího článku prstu. Cílem bylo vyvinout konstrukční řešení, které zlepší kvalitu života postižených osob tím, že jim umožní provádět základní denní činnosti, které by jinak nebyly schopny vykonávat.

Na základě analýzy stávajících řešení a anatomických studií byly porovnány dvě varianty konstrukce protetického prstu. Po zhodnocení jejich výhod a nevýhod byla vybrána varianta využívající dvojitého čtyřkloubového mechanismu, který zajišťuje potřebnou tvarovou přizpůsobivost a schopnost přípravné fáze úchopu. Tento mechanismus byl navržen s ohledem na dosažení maximální funkčnosti, stabilního úchopu a minimální hmotnosti, což byly klíčové požadavky pro praktické použití.

Konstrukční řešení bylo podrobně popsáno a analyzováno pomocí kinematických a dynamických simulací v softwaru Siemens NX Motion. Tyto simulace potvrdily, že navržený mechanismus je schopný napodobit přirozený pohyb lidského prstu a splňuje stanovené parametry pro maximální úhly natočení jednotlivých článků.

Důležitou součástí práce byla také statická analýza, která zkoumala tok sil od pohonného členu až po výstupní člen, a pevnostní analýza, která zkoumala dostatečnou pevnost celého konstrukčního řešení. Materiálová studie navrhla použití vhodných materiálů, jako jsou nylon, teflon a ocel, které zajišťují potřebné mechanické vlastnosti při nízké hmotnosti.

Závěrem lze konstatovat, že navržený protetický prst splňuje všechny klíčové požadavky: nabízí funkční úchop, je lehký, esteticky přizpůsobitelný díky technologii 3D tisku a vyráběný z dostupných materiálů pomocí finančně nenákladných technologií.

Další výzkum by se mohl zaměřit na detailnější zkoumání držáku konstrukce na zápěstí z pohledu komfortu a únosnosti. Je důležité zajistit, aby držák poskytoval maximální pohodlí uživateli při dlouhodobém nošení, aniž by omezoval pohyb nebo způsoboval nepříjemnosti. Budoucí práce by mohla zkoumat možnost nastavit škálovatelnou konstrukci, která by byla schopna v určitých mezích nahradit libovolný prst díky totožným anatomickým parametrům. To by umožnilo větší univerzálnost protetických náhrad a zjednodušilo výrobu a přizpůsobení jednotlivým pacientům.

## Reference

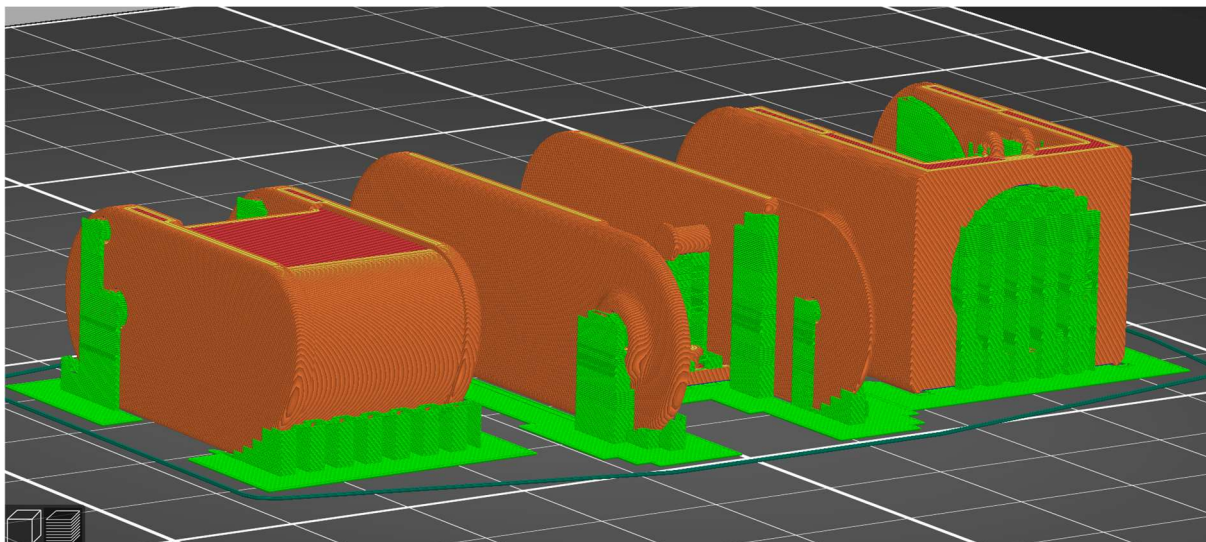
- [1] WHO standards for prosthetics and orthotics – part I. Geneva: World Health Organization; 2017. Licence: CC BY-NC-SA 3.0 IGO.
- [2] WHO standards for prosthetics and orthotics – part II. Geneva: World Health Organization; 2017. Licence: CC BY-NC-SA 3.0 IGO. – PART II.
- [3] Zuo, Kevin & Olson, Jaret. (2014). The evolution of functional hand replacement: From iron prostheses to hand transplantation. *The Canadian journal of plastic surgery, Journal canadien de chirurgie plastique*. 22. 44-51. 10.1177/229255031402200111.
- [4] Graham, Emily & Kota, Anchith & Intintoli, Michelle & Fried, Alta & Shah, Ajul & Mendenhall, Shaun. (2023). From Iron Hooks to Moving Hands: The Evolution of Partial Hand Prostheses—A Surgical Perspective. *Orthoplastic Surgery*. 12. 10.1016/j.orthop.2023.05.005.
- [5] I.A., KAPANDJI. *The Physiology of the Joints 1.A.*Kapandji. 5. EDINBURG: CHURCHILL LIVINGSTONE, 2002. ISBN ISBN 0 443 02504 5.
- [6] SMITeam, Larisa DUNAI, Martin NOVAK a Carmen GARCÍA ESPERT. MDPI. *Human Hand Anatomy-Based Prosthetic Hand* [online]. 2021, 1.-7. [cit. 2024-05-18]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC7795667/pdf/sensors-21-00137.pdf>
- [7] Tavakoli, Mahmoud & Batista, Rafael & Sgrigna, Lucio. (2015). The UC Softhand: Light Weight Adaptive Bionic Hand with a Compact Twisted String Actuation System. *Actuators*. 5. 1. 10.3390/act5010001.
- [8] SINĚLNIKOV, R.D., R. ČIHÁK a L. LEMEŽ. *Atlas anatomie člověka (1)*. 3. Moskva: AVICENTRUM/MIR, 1980. ISBN 08-039-80.
- [9] JAVŮRKOVÁ, Nikola. *Testování funkcí ruky* [online]. Olomouc, 2012 [cit. 2024-05-15]. Dostupné z: <https://theses.cz/id/fglg3d/1785027>. Bakalářská práce. Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta zdravotních věd, Ústav fyzioterapie. Vedoucí práce Mgr. et Mgr. Petra Bastlová, Ph.D.
- [10] PARMING ARAM GHAIAD, Jacob. *Development of an electromyographic smart prosthetic hand*. Mälardalen University, nwm. Diplomová práce. School of Innovation, Design and Engineering.
- [11] ZHENG, Wei, Ning ZHANG, Baohua ZHANG, Jun ZHOU, Guangzhao TIAN a Yingjun XIONG. *Human Grasp Mechanism Understanding, Human-Inspired Grasp Control and Robotic Grasping Planning for Agricultural Robots* [online]. 2022, 4.-5. [cit. 2024-05-12].
- [12] Serbest, Kasim et al. "Development of a human hand model for estimating joint torque using MATLAB tools." 2016 6th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob) (2016): 793-797.
- [13] ARM DYNAMICS. *Finger and Partial Hand Prosthetic Options* [online]. [cit. 2024-05-12]. Dostupné z: <https://www.armdynamics.com/our-care/finger-and-partial-hand-prosthetic-options-1>

- [14] Mano de hombre caucásico con puño cerrado y pulgar hacia arriba amputado. In: St Adobe Stock [online]. [cit. 2024-05-10]. Dostupné z: <https://stock.adobe.com/cz/images/mano-de-hombre-caucasico-con-puno-cerrado-y-pulgar-hacia-arriba-amputado/398958654>
- [15] Uellendahl, Jack CPO. Myoelectric versus Body-Powered Upper-Limb Prostheses: A Clinical Perspective. *Journal of Prosthetics and Orthotics* 29(4S):p P25-P29, October 2017. | DOI: 10.1097/JPO.000000000000151
- [16] GALOUL, Malek. MCP Driver (Naked Prosthetics) [online]. 2023, 11. února 2023 [cit. 2024-05-20]. Dostupné z: <https://grabcad.com/library/mcp-driver-naked-prosthetics-1>
- [17] Bebionic Hand: Upper Limb Prosthetics - Bionics [online]. In: . [cit. 2024-05-16]. Dostupné z: <https://www.thelondonprosthetics.com/prosthetic-solutions/upper-limb/bionics/bebionic-hand/>
- [18] Kashef Tabrizian, Seyedreza & Amini, Samane & Akbarzadeh, Alireza. (2020). Robotic hand: A review on linkage-driven finger mechanisms of prosthetic hands and evaluation of the performance criteria. *Mechanism and Machine Theory*. 145. 10.1016/j.mechmachtheory.2019.103677.
- [19] Laliberté, Thierry & Gosselin, Clément. Underactuation in space robotic hands. Canadian Space Agency.
- [20] Rea, Pierluigi. 'On the Design of Underactuated Finger Mechanisms for Robotic Hands'. *Advances in Mechatronics, InTech*, 29 Aug. 2011. Crossref, doi:10.5772/24304.
- [21] MOTA, Anissa. Materials of Prosthetic Limbs [online]. Pomona, 2017 [cit. 2024-05-10]. Dostupné z: <https://scholarworks.calstate.edu/downloads/h128ng975/>. California State Polytechnic University, Mechanical Engineering Department, Materials Engineering.
- [22] J.YOUNG, Keaton, James E. PIERCE a Jorge M. ZUNIGA. Assessment of body-powered 3D printed partial finger prostheses: a case study [online]. [cit. 2024-05-19]. Dostupné z: <https://threedmedprint.biomedcentral.com/articles/10.1186/s41205-019-0044-0>
- [23] WILSON, Jeff. High Performance Flexible Inner Liner Materials - Without Silicone: OP-TEK® Flex BiLam [online]. In: . [cit. 2024-05-14]. Dostupné z: <https://www.curbellplastics.com/resource-library/articles/high-performance-flexible-inner-liner-materials-without-silicone/>
- [24] Using PTFE coatings in intravascular medical devices [online]. In: . 2015, 20. února 2015 [cit. 2024-05-12]. Dostupné z: <https://www.medicalplasticsnews.com/news/using-ptfe-coatings-in-intravascular-medical-devices/>
- [25] MEDICAL GRADE COATINGS: SLIPMATE COATS ALL OF YOUR MEDICAL TOOLS AND TECHNOLOGY [online]. In: . [cit. 2024-05-23]. Dostupné z: <https://www.slipmate.com/industries/medical/>
- [26] Brack, Robbie, and Emeka H Amalu. "A review of technology, materials and R&D challenges of upper limb prosthesis for improved user suitability." *Journal of orthopaedics* vol. 23 88-96. 25 Dec. 2020, doi:10.1016/j.jor.2020.12.009

- [27] SMITeam. SMICOMPOSITES. The Advantages of a Carbon Fiber Prosthetic [online]. 2023, 16. července 2023, 1.-7. [cit. 2024-05-18]. Dostupné z: <https://www.smicomposites.com/the-advantages-of-a-carbon-fiber-prosthetic/>
- [28] Buccino, Federica & Bunt, Alessandro & Lazell, Alex & Vergani, L.. (2022). Mechanical Design Optimization of Prosthetic Hand's Fingers: Novel Solutions towards Weight Reduction. *Materials*. 15. 2456. 10.3390/ma15072456.
- [29] Weiner, Pascal & Starke, Julia & Rader, Samuel & Hundhausen, Felix & Asfour, Tamim. (2022). Designing Prosthetic Hands With Embodied Intelligence: The KIT Prosthetic Hands. *Frontiers in Neurorobotics*. 16. 10.3389/fnbot.2022.815716.
- [30] MARKET.US. 3D Printed Prosthetics Market By Type (Sockets, Limbs, Joints, Others), By Material (Polyethylene, Polypropylene, Acrylics, Polyurethane), By End-use (Hospitals, Rehabilitation Centers, Prosthetic Clinics), Region and Companies – Industry Segment Outlook, Market Assessment, Competition Scenario, Trends and Forecast 2024-2033: OP-TEK® Flex BiLam [online]. květen 2024 [cit. 2024-05-17]. Dostupné z: <https://market.us/report/3d-printed-prosthetics-market/>
- [31] VELASCO, Schuyler. MARKET.US. The future of prosthetics is 3D-printed. This student has a hand in it [online]. In: . 2024, 4. ledna 2024 [cit. 2024-05-2]. Dostupné z: <https://news.northeastern.edu/2024/01/04/magazine/3d-printed-prosthetic-hands/>
- [32] Introduction to Body-Powered Prostheses [online]. 2021, 11. ledna 2021 [cit. 2024-05-12]. Dostupné z: <https://www.armdynamics.com/upper-limb-library/introduction-to-body-powered-prostheses>
- [33] ASACHI, Gheorghe. Tensile Strength of Threaded Rods Made by 3D Printing of Polymeric Material [online]. [cit. 2024-05-4]. Dostupné z: <https://revmaterialeplastice.ro/pdf/2%20RIPANU%204%2021.pdf>
- [34] NOVOTNÁ, Marie. ÚCHOPOVÉ FUNKCE RUKY A JEJÍ ZMĚNY PO KINEZIOTAPU U PACIENTŮ PO CÉVNÍ MOZKOVÉ PŘÍHODĚ [online]. Olomouc, 2012 [cit. 2024-05-19]. Dostupné z: [https://theses.cz/id/pvpi2c/DP\\_Novotn.pdf](https://theses.cz/id/pvpi2c/DP_Novotn.pdf). Diplomová práce. Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta zdravotnických věd, Ústav fyzioterapie.

## Příloha A

Nastavení tisku v Prusa Slicer pro FDM tiskárnu Prusa MK3S materiál Gearlab PA Nylon o průměru 1,75 mm.

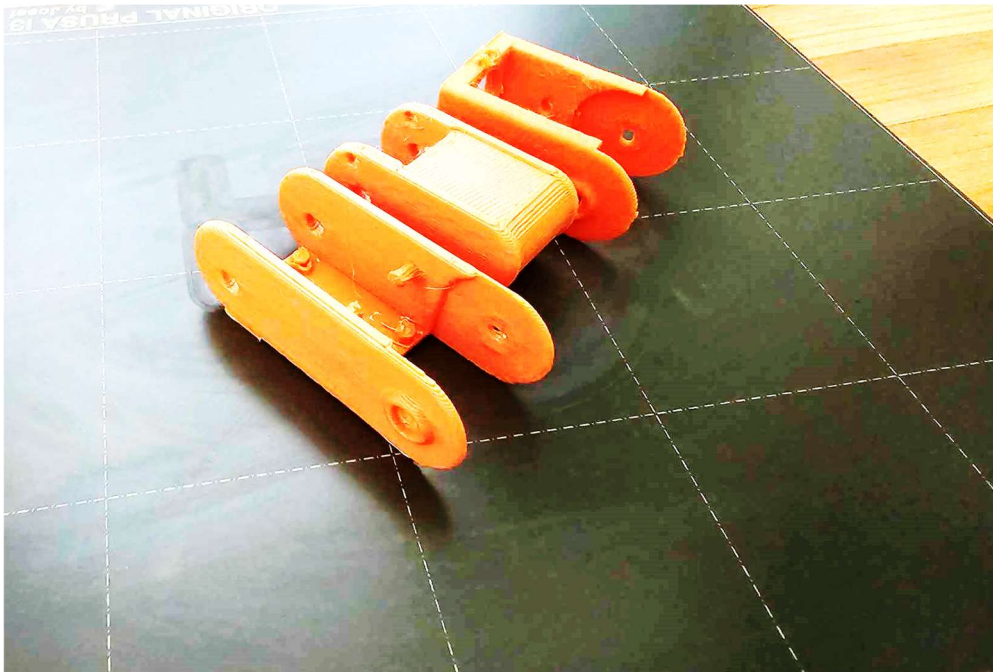


Nastavené komponenty (články prstu) ve sliceru včetně nastavení podpór pro tisk převisů.

Typ	Čas	Procentuálně	Použito filamentu
Perimetr	14m	16,2%	1.05 m 2.77 g
Vnější perimetr	28m	32,3%	1.69 m 4.47 g
Perimetr převisu	20s	0,4%	0.01 m 0.03 g
Vnitřní výplň	15s	0,3%	0.01 m 0.02 g
Plná výplň	5m	6,0%	0.49 m 1.29 g
Vrchní plné výplně	42s	0,8%	0.06 m 0.16 g
Výplň mostů	1m	1,2%	0.06 m 0.15 g
Obrys/Límeč	24s	0,5%	0.03 m 0.09 g
Podpěry	15m	17,4%	1.14 m 3.01 g
Kontaktní vrstvy podpěr	2m	2,1%	0.11 m 0.29 g
Vlastní	6s	0,1%	0.02 m 0.06 g

Odhadované časy tisku [Normální režim]:  
První vrstva: 4m  
Celkem: 1h26m  
Tichý režim

Odhady času tisku s rozložením materiálu pro jednotlivé tiskové operace.



Články prstu vytisknuté s tryskou o průměru 0,8 mm. Pro detailnější výsledek by bylo vhodnější zvolit 0,4 mm a menší.