



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ  
ÚSTAV KONSTRUOVÁNÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING  
INSTITUTE OF MACHINE AND INDUSTRIAL DESIGN

## MECHANICKÁ PROTÉZA HORNÍ KONČETINY

MECHANICAL UPPER LIMB PROSTHESIS

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. ONDŘEJ KOUKAL

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. DAVID PALOUŠEK, Ph.D.

BRNO 2014





Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství

Ústav konstruování

Akademický rok: 2013/2014

## ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

student(ka): Bc. Ondřej Koukal

který/která studuje v **magisterském navazujícím studijním programu**

obor: **Konstrukční inženýrství (2301T037)**

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

### **Mechanická protéza horní končetiny**

v anglickém jazyce:

### **Mechanical upper limb prosthesis**

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Cílem práce je konstrukční návrh mechanické protézy horní končetiny s těmito parametry: 1. Výroba bude realizována za podpory aditivních technologií a optické digitalizace. 2. Protéza musí být plně funkční. 3. Protéza bude navržena a vyrobena pro konkrétního pacienta.

Cíle diplomové práce:

Diplomová práce musí obsahovat: (odpovídá názvům jednotlivých kapitol v práci)

1. Úvod
2. Přehled současného stavu poznání
3. Analýza problému a cíl práce
4. Návrh konstrukčních řešení
5. Výsledné konstrukční řešení
6. Diskuze
7. Závěr
8. Seznam použitých zdrojů

Forma práce: průvodní zpráva, výkres sestavení, montážní výkres, fotografická dokumentace, 3D digitální data (model), prezentační poster, funkční výrobek

Typ práce: konstrukční; Účel práce: výzkum a vývoj

Výstup práce: prototyp, funkční vzorek (G); Projekt: MPO - TIP

Rozsah práce: cca 72 000 znaků (40 - 50 stran textu bez obrázků)

Zásady pro vypracování práce:

[http://dokumenty.uk.fme.vutbr.cz/BP\\_DP/Zasady\\_VSKP\\_2014.pdf](http://dokumenty.uk.fme.vutbr.cz/BP_DP/Zasady_VSKP_2014.pdf)

Šablona práce: [http://dokumenty.uk.fme.vutbr.cz/UK\\_sablona\\_praci.zip](http://dokumenty.uk.fme.vutbr.cz/UK_sablona_praci.zip)

Seznam odborné literatury:

1. David Wills, Prosthesis (Meridian: Crossing Aesthetics) Paperback. Publisher: Stanford University Press (June 1995), ISBN-10: 0804724601, ISBN-13: 978-0804724609
2. Bella J. May EdD PT CEEAA FAPTA, Margery A. Lockard PT PhD. Prosthetics & Orthotics in Clinical Practice: A Case Study Approach. ISBN-10: 0803622570, ISBN-13: 978-0803622579.

Vedoucí diplomové práce: doc. Ing. David Paloušek, Ph.D.

Termín odevzdání diplomové práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2013/2014.

V Brně, dne 21.10.2013

L.S.

---

prof. Ing. Martin Hartl, Ph.D.  
Ředitel ústavu

---

prof. RNDr. Miroslav Doupovec, CSc., dr. h. c.  
Děkan fakulty

## **ABSTRAKT**

---

Tato diplomová práce se zabývá konstrukčním návrhem a realizací prototypu mechanické protézy horní končetiny pro transradiální amputace. Tedy pro pacienty s pahýlem mezi loketním kloubem a zápěstím. Protéza je navrhována pro použití širokým spektrem pacientů. Proto jsou její hlavní části koncipovány tak, aby byly použitelné jak u rukou drobných, tak u rukou větších rozměrů. Protéza je ovládána zdravou rukou pacienta a umožňuje uchopování předmětů válcovým a háčkovým úchopem. Prsty jsou poháněny tažnými pružinami. V extenzi jsou prsty aretovány, po stisku tlačítka dojde k sevření prstů a úchopu předmětu. Kloub zápěstí je polohovatelný při stisku dalšího tlačítka. Kloub předloktí je aretován předpětím pružiny. Uvolněn z aretace je vyvozením dostatečně velkého točivého momentu. Po uvolnění dojde k zajištění v dané poloze. Při výrobě prototypů byly využity technologie rapid prototyping (FDM, SLM) i obrábění CNC frézkou. Pro případnou výrobu v sériích byly díly navrhovány s ohledem na vyrobitelnost konvenčními metodami (odlévání, vstřikování apod.). Prototyp protézy byl vyroben na základě 3D dat pacienta, který prototyp také otestoval. Pro výrobu prototypu byly využity materiály plast ABS, polyuretan Sika Block M940, hliník a nerezová ocel 316L.

## **KLÍČOVÁ SLOVA**

---

Amputace, protéza ruky, kosmetická protéza, pasivní úchop, rapid prototyping

## **ABSTRACT**

---

This thesis elaborates on design and fabrication of an artificial mechanical upper limb prototype for transradial amputations, i. e. for patients with stump between elbow and wrist joints. The artificial limb is designed for use in a wide spectrum of patients. Therefore, the main components are designed to be applicable to smaller as well as larger hand dimensions. The artificial mechanical limb is designed to be controlled by the other hand of a patient and enables grasping of objects via cylindrical and hook grip. Fingers are driven by tension springs and can be locked in extension. Clenching can be initiated by pressing a button, which unlocks the fingers, thus an object can be grasped. Wrist joint is adjustable when pressed a release button. Forearm joint is locked by preloaded spring. The lock of the forearm joint is released by sufficient torque. New position of the forearm joint is locked automatically when the torque is not being applied. Prototypes of the artificial mechanical upper limb were manufactured by using of rapid prototyping technologies (FDM, SLM) as well as CNC milling machine. All parts of the artificial limb were designed with regard to manufacturability by conventional methods such as casting, injection and the like. The artificial limb prototype had been designed on 3D data basis of a specific patient, who already has tested the prototype. Following materials were used on the prototype: ABS plastic, SikaBlock M940 polyurethane, aluminium and 316L stainless steel.

## **KEY WORDS**

---

Amputation, hand prosthesis, cosmetic prosthesis, passive grasp, rapid prototyping



## **BIBLIOGRAFICKÁ CITACE**

KOUKAL, O. Mechanická protéza horní končetiny. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2014. 77 s. Vedoucí diplomové práce doc. Ing. David Paloušek, Ph.D..

---



## **ČESTNÉ PROHLÁŠENÍ**

Prohlašuji, že tuto diplomovou práci *Mechanická protéza horní končetiny* jsem vypracoval samostatně, pod vedením vedoucího diplomové práce doc. Ing. Davida Palouška, Ph.D. Současně prohlašuji, že jsem v seznamu uvedl všechny použité literární zdroje.

V Brně dne 23. května 2014

.....  
Bc. Ondřej Koukal





This diploma thesis was elaborated with support and by using research equipment of NETME Centre, regional research and development centre built with the financial support from the Operational Programme Research and Development for Innovations within the project NETME Centre (New Technologies for Mechanical Engineering), Reg. No. CZ.1.05/2.1.00/01.0002 and, in the follow-up sustainability stage, supported through NETME CENTRE PLUS (LO1202) by financial means from the Ministry of Education, Youth and Sports under the „National Sustainability Programme I.

## **PODĚKOVÁNÍ**

---

Tímto bych chtěl poděkovat panu doc. Ing. Davidu Palouškovi, Ph.D. za ochotu a odbornou pomoc při tvorbě této práce. Dále panu Ing. Jiřímu Rosickému, CSc. a panu MgA. Aleši Grygarovi za dodaná data a odbornou konzultaci. Dále bych rád poděkoval panu Ing. Davidu Škaroupkovi, Ph.D. za pomoc při obrábění a panu Ing. Danielu Koutnému, Ph.D. za výrobu FDM dílů. V neposlední řadě bych chtěl poděkovat pracovníkům firmy ING corporation, s.r.o. za výrobu lůžka. Velký dík patří pacientovi, který protézu testoval.



## OBSAH

<b>1</b>	<b>ÚVOD .....</b>	<b>15</b>
<b>2</b>	<b>PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ.....</b>	<b>16</b>
2.1	Základní pojmy .....	16
2.1.1	Anatomie lidské ruky .....	16
2.1.2	Druhy úchopu .....	17
2.1.3	Antropologická data .....	20
2.2	Úvod do protetiky horních končetin .....	21
2.2.1	Protézy kosmetické.....	21
2.2.2	Protézy tahové .....	22
2.2.3	Protézy myoelektrické .....	23
2.3	Analýza trhu s protézami HK pro transradiální amputace.....	24
2.3.1	Otto Bock.....	24
2.3.2	Fillauer.....	25
2.3.3	Delft Prosthetics .....	25
2.3.4	Partial Hand Solutions, LLC. ....	26
2.4	Pasivní úchop.....	27
2.4.1	Vědecké články.....	27
<b>3</b>	<b>ANALÝZA PROBLÉMU A CÍL PRÁCE .....</b>	<b>30</b>
3.1	Analýza problému.....	30
3.2	Cíl práce .....	31
3.3	Návrh metodického přístupu k řešení .....	32
3.3.1	Použitý software .....	32
<b>4</b>	<b>NÁVRH KONSTRUKČNÍHO ŘEŠENÍ.....</b>	<b>33</b>
4.1	Celkový koncept protézy .....	33
4.2	Konstrukční návrhy.....	34
4.2.1	Prsty .....	34
4.2.2	Ruka.....	38
4.2.3	Zápěstí .....	38
4.2.4	Předloktí .....	40
<b>5</b>	<b>VÝSLEDNÉ KONSTRUKČNÍ ŘEŠENÍ .....</b>	<b>42</b>
5.1	Prsty .....	42
5.1.1	Mechanismus pasivního úchopu.....	43
5.1.2	Táhla .....	45
5.1.3	Tvarové díly.....	45
5.1.4	Pohon a aretace .....	46
5.2	Ruka.....	47
5.3	Zápěstí.....	49
5.4	Předloktí .....	50
5.5	Pevnostní analýza .....	52
5.5.1	Tahová zkouška .....	52
5.5.2	Prsty .....	53
5.5.3	Zápěstí .....	54
5.5.4	Předloktí .....	55
5.6	Výroba protézy .....	57
5.6.1	CNC obrábění .....	57
5.6.2	Výrobní technologie SLM.....	59

---

5.6.3	Výrobní technologie FDM.....	59
5.6.4	Ostatní výroba.....	60
5.7	Sestavení protézy .....	60
5.8	Testování .....	63
<b>6</b>	<b>DISKUZE .....</b>	<b>67</b>
6.1	Shrnutí dosažených výsledků .....	67
6.2	Ekonomický a časový rozbor řešení .....	68
6.3	Postup dalších prací.....	68
<b>7</b>	<b>ZÁVĚR .....</b>	<b>69</b>
<b>8</b>	<b>SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ.....</b>	<b>70</b>
<b>9</b>	<b>SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK, SYMBOLŮ A VELIČIN.....</b>	<b>73</b>
<b>10</b>	<b>SEZNAM OBRÁZKŮ A GRAFŮ .....</b>	<b>74</b>
<b>11</b>	<b>SEZNAM TABULEK.....</b>	<b>76</b>
<b>12</b>	<b>SEZNAM PŘÍLOH.....</b>	<b>77</b>

## 1 ÚVOD

Každoročně je v České republice prováděn vysoký počet amputací. K roku 2006 to bylo na 4700 zákroků. [1] Častějšími jsou amputace dolních končetin, především jako důsledek cévních onemocnění. Amputace horních končetin je nejčastěji způsobena traumatickým zraněním. Například v důsledku autonehody či pracovního úrazu. Ztráta horní končetiny je pro pacienta velkým zásahem do života. Odstranění hlavního manipulačního orgánu člověka vede nejen k fyzickým omezením, ale je to především zásah velmi stresující. Pro pacienta i pro jeho blízké okolí. Následky amputací pomáhají zmírňovat náhrady horní končetiny. Protéza může částečně nahrazovat funkci chybějící končetiny a především napomáhá socializaci člověka s amputací. Protéza obecně plní úlohu funkční nebo estetickou. Pro pacienty s amputací horní končetiny jsou nabízeny tři základní typy protéz.

Kosmetické protézy, plnící estetickou funkci, pacientům přináší dokonalý vzhled. Jsou často k nerozeznání od zdravé lidské ruky. Zcela však postrádají schopnost úchopu a funkční úlohu dokáží plnit jen ve formě jednoduchého podpírání. Tahové protézy již přinášejí možnost manipulace s předměty. Jsou ovládány pomocí pohybů částí těla. Pro spoustu pacientů je obtížné naučit se je používat. Tahové protézy obvykle neplní estetickou úlohu. Posledním typem jsou bionické protézy schopné přirozeného úchopu. Protézy imitují tvar i pohyby ruky a lze je považovat za estetické. Poháněny jsou aktuátory a řízeny procesorem na základě nervových impulzů z pahýlu pacienta. Jejich cena je velmi vysoká a pro řadu pacientů jsou tak bionické protézy nepřístupné. Při úchopu řízeném pacientem je důležitá odezva protézy. Jde o „umělý cit“ jenž by dovolil přesný úchop drobných předmětů. Tato problematika není výrobcí doposud zcela dořešena.

Cílem této práce je konstrukce a výroba prototypu nové protézy zahrnující v sobě výhody zmíněných typů náhrad horní končetiny. Hlavním kritériem konstrukce je finančně nenáročná vyrobiteľnosť zajišťující dostupnost všem pacientům. Čistě mechanická protéza schopná úchopu s přirozenou kinematikou pohybu prstů a jednoduchým ovládním poskytne pacientům nejen funkční úlohu v podobě manipulace s drobnými předměty, ale především také úlohu estetickou. Tu zajistí kosmetická rukavice. Pacientům tak bude k dispozici kosmetická protéza schopná přirozeného a stabilního úchopu.

## 2 PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ

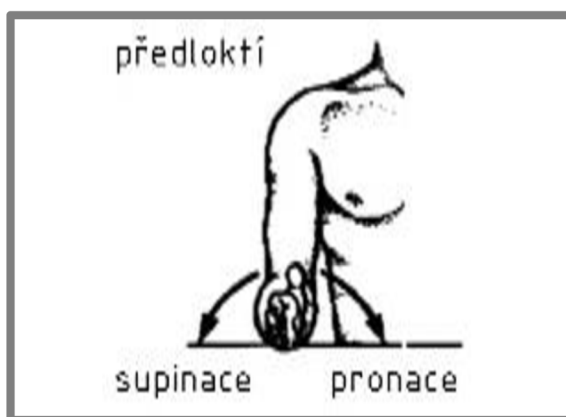
### 2.1 Základní pojmy

#### 2.1.1 Anatomie lidské ruky

Pro konstrukční práci na protéze lidské ruky imitující věrně její pohyby je nutné pochopit samotnou anatomii lidské ruky. Z toho důvodu je zde uveden krátký přehled možných pohybů v jednotlivých kloubech. Ruka je popsána směrem od předloktí až po konec prstů.

##### 2.1.1.1 Předloktí

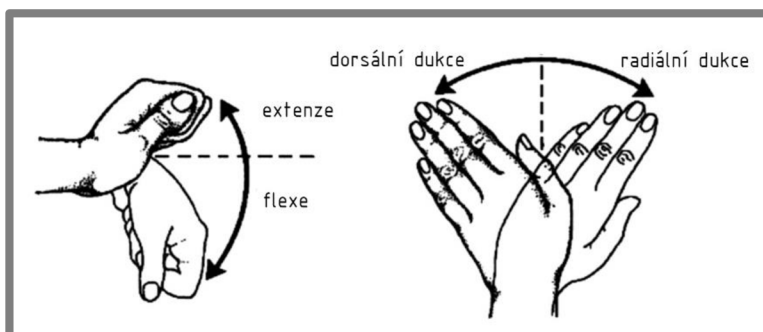
Předloktí je schopné omezené rotace kolem své osy. To je umožněno vzájemným natáčením dvou předloketních kostí. Tento pohyb se nazývá supinace a pronace. Ruka je schopná rotace o  $170^\circ$  kolem osy předloktí. [2]



Obr. 2.1 Pohyby předloktí [23]

##### 2.1.1.2 Zápěstí

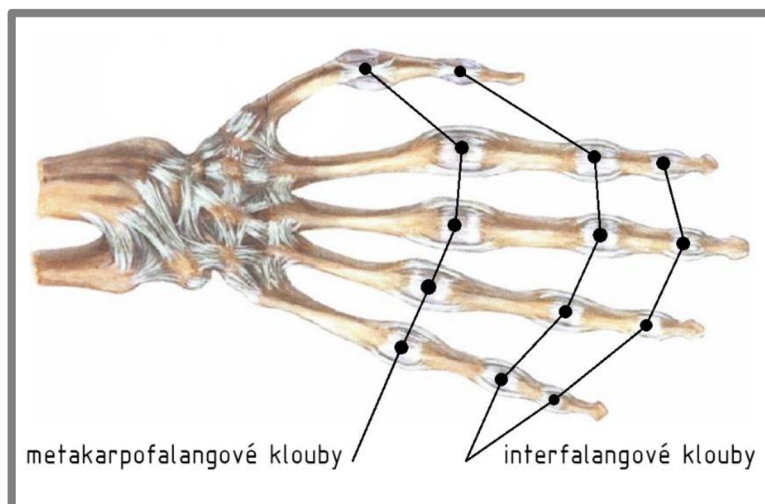
Zápěstí je tvořeno větším počtem kůstek, které vzájemně tvoří kloubní spojení. Tato spojení fungují jako celek ve formě vejčitého kloubu a zápěstí umožňují palmární a dorsální flexi (pohyb nahoru a dolů) v rozsahu ( $150$  až  $170^\circ$ ) o stejný úhel na každou stranu. Dalším možným pohybem zápěstí je radiální a dorsální dukce (úklony do stran) v celkovém rozsahu  $60^\circ$ , přičemž ulnární dukce (vyklonění od těla) má ve srovnání s dukcí radiální více než dvojnásobný rozsah. [2]



Obr. 2.2 Pohyby zápěstí [23]

### 2.1.1.3 Prsty

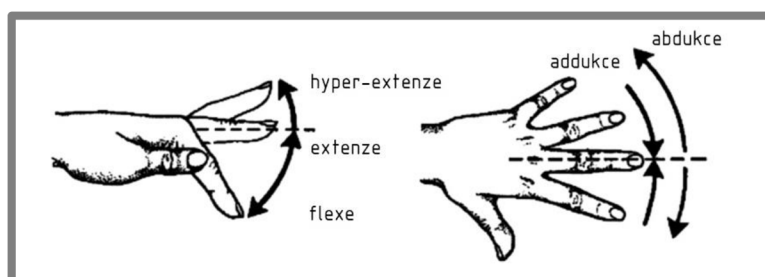
Všechny prsty vyjma palce se skládají ze tří článků (falangy). A to z článku nejbližšího (proximální falang), středního (střední falang) a vzdáleného (distální falang). Palci chybí střední článek. Mezi jednotlivými články a mezi blízkým článkem a samotnou rukou se nachází klouby, které budou dále popsány.



Obr. 2.3 Klouby prstů ruky [2]

#### Metakarpofalangový kloub

Je to kloub spojující prst s rukou. V tomto kloubu přechází kulovitá plocha hlavice v plochu válcovou. Díky tomuto tvaru kloubu je kromě flexe a extenze (pohyb prstu nahoru a dolů) možná při nataženém prstu i abdukce a addukce (úklony do stran). [2]



Obr. 2.4 Pohyby metakarpofalangového kloubu [23]

#### Interfalangové klouby

Tento kloub se nalézá mezi jednotlivými články prstu. Kloub je válcový a tak umožňuje flexi a extenzi stejně jako u kloubu metakarpofalangového. Rozsah pohybu kloubu mezi vzdáleným a středním článkem je do 90°. Mezi článkem nejbližším a středním je rozsah pohybu ještě větší (105°). [2]

### 2.1.2 Druhy úchopu

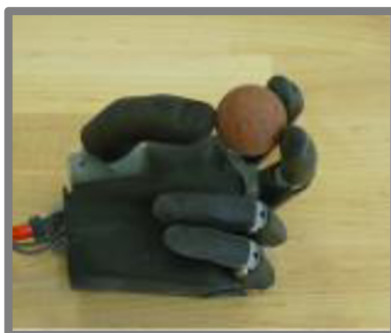
Úchopy zdravé lidské ruky (tzv. primární úchop) lze rozdělit na malé a velké úchopové formy. Mezi malé patří úchop pinzetový, špetkový a klíčový. Mezi velké úchopové formy se řadí úchop dlaňový, háčkový a válcový. [3]

Pinzetový úchop je bidigitální. To znamená, že je zprostředkovan dvěma prsty. Úchop je charakterizován stiskem bříška distálního falangu palce oproti bříšku distálního falangu některého z ostatních prstů (obvykle ukazováku). [3] [4]



Obr. 2.5 Pinzetový úchop [23]

Špetkový úchop se řadí mezi pluridigitální úchop (zapojení více než dvou prstů). Úchop je prováděn stiskem bříška distálních falangů obvykle prvních tří prstů (palec, ukazovák, prostředník), eventuálně se do úchopu mohou zapojit i zbývající prsty. [3] [4]



Obr. 2.6 Špetkový úchop [23]

Klíčový úchop je zprostředkovan přitisknutím bříška distálního falangu proti boku středního falangu ukazováku. [3] [4]



Obr. 2.7 Klíčový úchop [23]



Dlaňový úchop je charakteristický sevřením všech prstů směrem do dlaně. Tento úchop se používá například pro úchop koule. [3] [4]



Obr. 2.8 Dlaňový úchop [23]

Háčkový úchop vzniká při flexi všech kloubů prstů vyjma palce. Palec se úchopu vůbec nezúčastní. Úchop se využívá například při přenášení nákupní tašky. [3] [4]



Obr. 2.9 Háčkový úchop [23]

Válcový úchop je podobný háčkovému. Výjimkou je účast palce, který směřuje proti ostatním prstům a zajišťuje tak stabilní zachycení uchopeného předmětu. [3] [4]

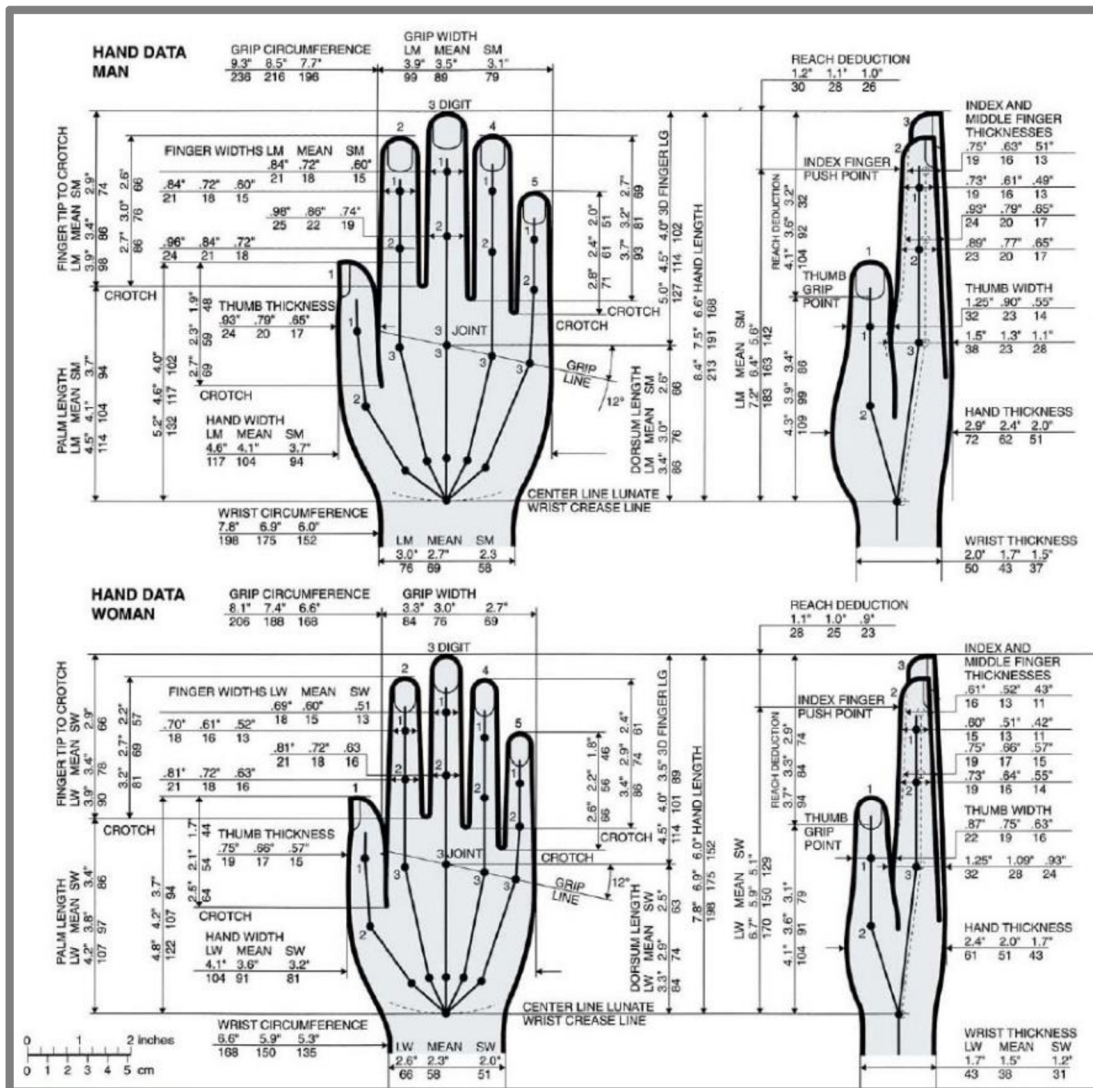


Obr. 2.10 Válcový úchop [23]

### 2.1.3 Antropologická data

Antropologická data populace jsou uvedena v knize *The Measure of Man and Woman: Human Factors in Design*. [5] Autoři uvádí data žen i mužů pokrývající všechny věkové skupiny obyvatelstva. Data jsou řazena do tří sad. A to na data s 99% percentilem, 50% percentilem a 1% percentilem. Jde tedy o sady aplikovatelné na 98% obyvatel a dále po jednom 1% na zbývající dvě skupiny. V populaci platí Gaussovo rozdělení. Tyto údaje jsou důležité pro správný návrh částí konstruované protězy s ohledem na použitelnost u vysokého počtu pacientů. Další knihou je titul *Human Engineering Design Data Digest: Human Factors Standardization Subtag*. [6] Ta popisuje rozsah sil, které mohou být člověkem vyvinuty na jednotlivé ergonomické strojní součásti.

Návrh protězy je tak omezen především rozměry pro jednaprocentilní vzorek populace, tj. nejmenší rozměry rukou dospělého člověka. Rozmezí sil vyvolaných při úchopu je pro práci orientační. Potřebná síla pro úchop protězy bude ověřena experimentálně.



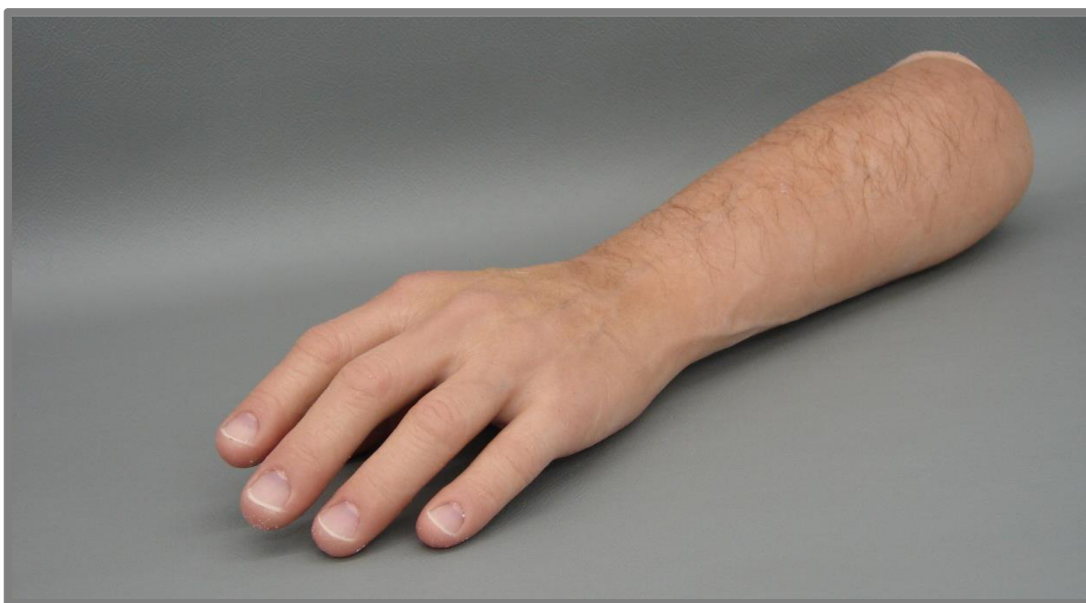
Obr. 2.11 Rozdělení rozměrů ruky v populaci [5]

## 2.2 Úvod do protetiky horních končetin

V případě amputace horní končetiny jsou pacientům k dispozici základní typy protéz. Podle Maye [7] lze rozdělit na tři základní. Těmi jsou protézy pasivní (kosmetické protézy), aktivní poháněné vlastní silou postiženého (tahové protézy) a aktivní poháněné vnější silou (myoelektrické protézy). Pacienti vybírají konkrétní typ na základě následujících faktorů. Těmi jsou: výška amputace, individuální cíle a pracovní požadavky postiženého, předpokládaný způsob využívání protézy, věk postiženého, jeho schopnosti fyzické a psychické. V neposlední řadě také finanční možnosti. [8]

### 2.2.1 Protézy kosmetické

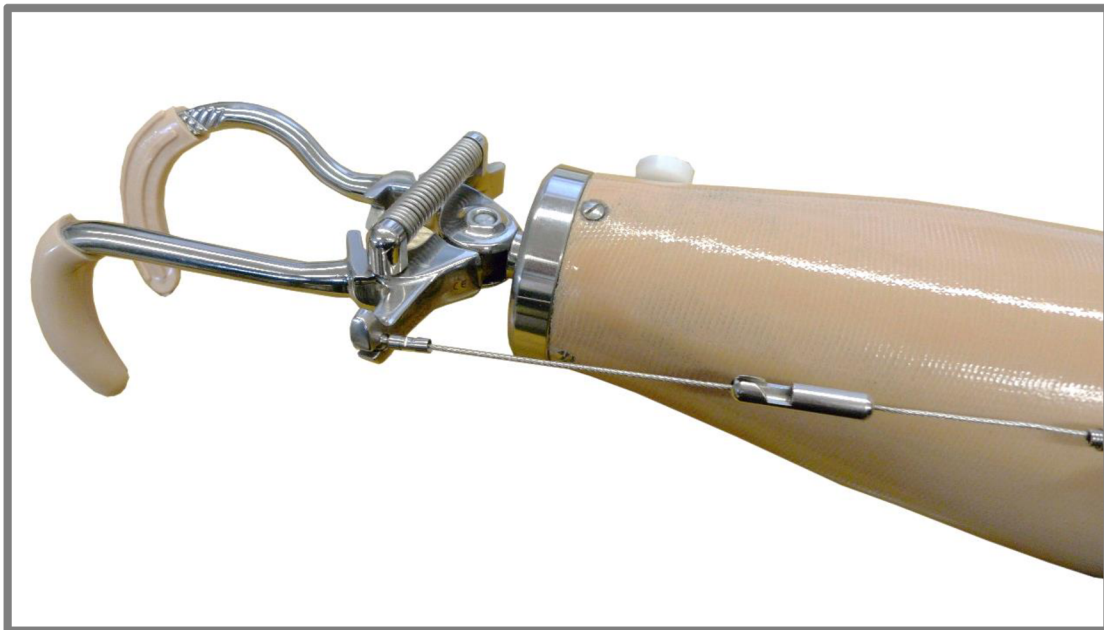
Řadí se mezi protézy pasivní. Pacienty jsou velmi často využívány. Jejich předností je výborný kosmetický vzhled, často k nerozeznání od zdravé ruky. Pro dosažení maximální estetiky bývají tyto protézy opatřeny též nehty a chlupy. Protézy jsou stejně těžké nebo lehčí než amputovaná část horní končetiny. Vyžadují minimální údržbu a žádné servisování. Kosmetické protézy horních končetin se nosí za účelem obnovení vnějšího vzhledu. Funkční možnosti jsou u nich však omezeny na jednoduché poskytování opory při držení. Protéza je obvykle litá z laminátové pryskyřice. [9] Při zhotovení protéz se používají i další typy materiálů (aquaplasty, vysokoteplotní termoplasty, kompozitní materiály, silikony, klasické i moderní textilní materiály), které se zpracovávají odpovídajícími technologiemi (manuální a vakuové tvarování termoplastů, laminování, vytvrzování elastomerů apod.). Méně často se používají protézy sestavené z modulárních dílů (např. kloub předloktí) umožňující polohování protézy a v některých případech jednoduchý úchop. Přes celek protézy je přetažena silikonová rukavice imitující vzhled ruky. Často využívaným materiálem je silikon. Nespornou výhodou je netečnost silikonového materiálu, který se nešpiní. [10] [7] [11]



Obr. 2.12 Kosmetická protéza [29]

### 2.2.2 Protézy tahové

Patří mezi aktivní protézy. Zdrojem síly je vlastní síla postiženého. Ovládání je zprostředkováno pohybem jiné části těla, nejčastěji paže, ramene, hrudníku či zad. Pohyb se přenáší systémem lanek na terminální zařízení protézy (např. kleště). Tyto protézy lze dělit na jednotahové, dvoutahové a třítahové. Jednotahové ovládají pouze terminální zařízení. U dvoutahové protézy je prvním tahem ovládáno terminální zařízení, druhým tahem dochází k aretaci loketního kloubu. Třítahová protéza prvním tahem ovládá terminální zařízení, druhým tahem dochází ke zvedání předloktí. Třetím tahem se aretuje kloub loketní. Tahové protézy však zatěžují nepostiženou stranu pacienta, který musí k vytvoření dostatečné síly vykonat značné úsilí a pohyb v nefyziologických vzorcích, aby mohl ovládat jednotlivé komponenty protézy. Obtížný je též zácvek pro její používání. Problémem je i to, že s tahovou protézou nelze provádět úkony nad úrovní úst a pod úrovní pasu. Jsou však lehčí než myoelektrické protézy a v neposlední řadě podstatně levnější. Nejsou náchylné na nízké teploty, vlhkost či prašnost. Jejich údržba není náročná a to platí i o servisování. Navzdory svým nevýhodám jsou efektivním a často užívaným typem. [8] [12] [7]



Obr. 2.13 Tahová protéza [28]



### 2.2.3 Protézy myoelektrické

Myoelektrické protézy se řadí mezi aktivní protézy poháněné zevní silou. Pro pohon bývají využívány elektromotory, piezoelektrické motory nebo pneumatické svaly. Myoelektrické protézy mají výrazně lepší estetický vzhled než tahové protézy, nedosahují ovšem dokonalosti vzhledu kosmetických protéz. Princip funkce protézy je následující. Při každé kontrakci svalstva vzniká na povrchu pahýlu velmi malé elektrické napětí. Tyto vzruchy jsou snímány pomocí povrchových elektrod a jsou zpracovány pro aktivaci spínače nebo ovladače síly motoru, který za chodu řídí protetický systém. Jak bylo uvedeno výše, tyto protézy jsou drahé a obvykle se aplikují u pacientů s oboustrannou amputací. Tzn. ztrátu obou horních končetin. Důležité pro aplikaci myoelektrické protézy je dobrý stav svalstva u amputačního pahýlu. [10] [8]



Obr. 2.14 Myoelektrická protéza [27]

## 2.3 Analýza trhu s protézami HK pro transradiální amputace

Protetikou horních končetin se zabývá řada výrobců. Na českém trhu jsou zastoupeny velké nadnárodní firmy i drobní výrobci.

### 2.3.1 Otto Bock

Jedním z největších výrobců je firma Otto Bock. Nabízí protézy pasivní kosmetické, tahové, myoelektrické a protézy hybridní. Pro kosmetické protézy lze používat také pasivní systémové ruce (Obr. 2.13). Pasivní ruce se otevírají pomocí zachovalé ruky a zavírají se samočinně. Prsty jsou rigidní a nezajišťují přirozený vzhled úchopu.



Obr. 2.15 Pasivní systémová ruka, myoelektrická a tahová terminální pomůcka [24]

Nejmodernějším přírůstkem v nabídce firmy Otto Bock je bionická protéza Michelangelo. Prsty jsou pohyblivé pouze v metakarpofalangovém kloubu. Kinematika úchopu tak není zcela přirozená.



Obr. 2.16 Bionická protéza Michelangelo [24]

### 2.3.2 Fillauer

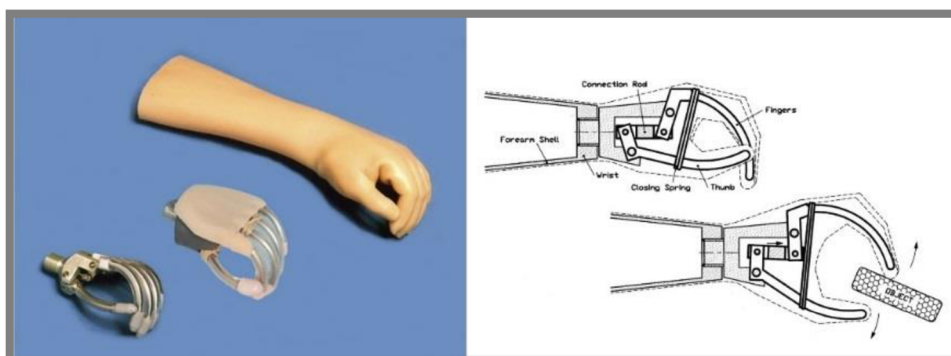
Firma Fillauer má v nabídce protézy ovládané zachovalou rukou v podobě háků, široký sortiment protéz tahových a také jednoduché myoelektrické protézy. Firma nabízí i terminální pomůcky. Žádná z protéz nenabízí přirozený vzhled úchopu, jelikož jsou prsty pohyblivé pouze v oblasti metakarpofalangového kloubu. Firma nabízí polohovatelné pasivní ruce pro kosmetické protézy a navíc také ruce poháněné pružinami. Prsty lze zaaretovat v libovolné poloze a uvolnit je zatáhnutím za lanko vycházejícího z ruky. Firma nabízí dvě verze této ruky. Jedna se po uvolnění otevírá, druhá zavírá. Zajímavá je tahová protéza Becker Imperial Hand, která není řešena systémem rigidních prstů, který je pro tahové protézy běžný. [13] Tato protéza využívá systém prstů krytých pružinami, které vrací prsty do extenze. Pohyb prstů se přibližuje přirozené kinematice lidské ruky. Hlavní nevýhodou je, že prsty při flexi tvoří nepřirozený oblouk. Distální falang prstů je nepohyblivý.



Obr. 2.17 Protéza Becker Imperial Hand [13]

### 2.3.3 Delft Prosthetics

Tato nizozemská firma nabízí pokroková řešení v oblasti protetiky horních končetin, jde o nové systémy uzamykání a aretací protéz. V nabídce je i mechanická protéza pro batolata Wilmer. Všechny prsty jsou pohyblivé. Prsty kromě palce se pohybují společně a nemohou se tak přizpůsobit uchopenému objektu. Prsty jsou rigidní a jejich pohyb není přirozený. Extenze je vyvolána zdravou rukou, do flexe jsou prsty uvedeny samočinně. Protéza je potažena kosmetickou silikonovou rukavicí. [14]



Obr. 2.18 Protéza firmy Delft Prosthetics pro dětské pacienty [14]

### 2.3.4 Partial Hand Solutions, LLC.

Firma se zabývá náhradami u částečných amputací. To znamená, že jsou amputovány například prsty. Tyto amputace se obvykle řeší pouze kosmetickými náhradami. Firma má v nabídce zajímavou protézu. Lze ji užít po amputaci všech prstů ruky. Protéza dokáže plně zajistit úchopovou funkci. Prsty jsou ovládány pohyby zápěstí pacienta, kdy dochází ke zkrácení lanek, které prsty uvedou do flexe. Tento způsob pohybu prstů je nazýván pasivní úchop.



Obr. 2.19 Protéza pro částečné amputace M-Finger [26]

Žádný výrobce v současnosti nenabízí kosmetickou protézu pro transradiální amputace schopnou přirozeného úchopu a ovládané pomocí zachovalé ruky.



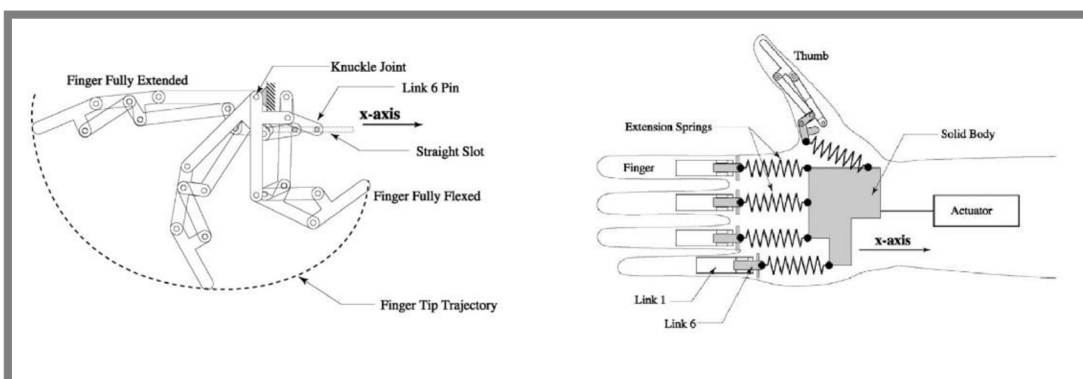
## 2.4 Pasivní úchop

Tahové protézy jsou často řešeny tím způsobem, že v oblasti ruky je umístěna terminální pomůcka. Tu obvykle tvoří kleště, oko nebo hák. Jiné tahové protézy používají náhražku lidské ruky. U těch je pohyblivý ukazovák a prostředník. Samotné prsty jsou rigidní. U jednoduchých myoelektrických protéz je to obdobné.

### 2.4.1 Vědecké články

Tento problém se rozhodlo řešit několik autorů. Ve všech případech je k tomu vedl nepřirozený vzhled komerčních protéz a rovněž malá stabilita při úchopu drobných předmětů. Řešením je využití tzv. pasivního úchopu. Jde o takový úchop, kdy se prsty protézy dokážou pohybovat stejným způsobem jako prsty zdravé lidské ruky. Přitom každý z prstů má jen jeden stupeň volnosti. To znamená, že k pohonu využívá jednoho aktuátoru, případně jeden aktuátor dokáže pohánět všechny prsty zároveň.

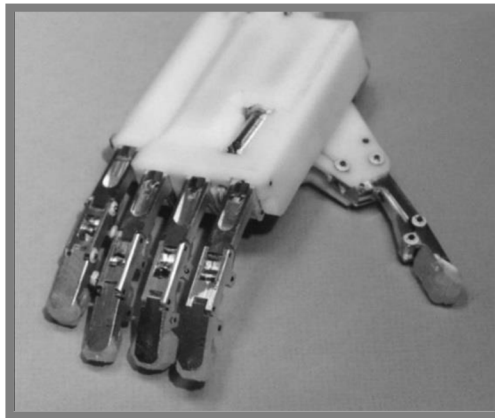
Dechev se ve své práci [15] zabývá pasivní mechanickou protézou TBM. Cílem bylo navrhnout a vyrobit prototyp protézy pro dětské pacienty ve věku od 7 do 11 let. Tato protéza je poháněna jedním aktuátorem, ale postrádá jakékoliv senzory. Tím se liší od myoelektrických protéz. Každý prst má jeden stupeň volnosti a je tvořen třemi články (palec dvěma) a třemi tuhými táhly (link transmission). Každý prst je připevněn k tělesu dlaně rotační vazbou. Pohon všech prstů zajišťuje jeden aktuátor. Aktuátor pohybuje jezdcem, ke kterému jsou táhla jednotlivých prstů připevněna pomocí pružin. Tak se mohou prsty pohybovat nezávisle na sobě, přizpůsobit se uchopenému předmětu a zajistit tak přirozený vzhled úchopu. Mechanismus prstů má pevně danou kinematiku. Prsty jsou tedy schopné uzpůsobit předmětu jen míru sevření. Nelze přizpůsobit natočení jednotlivých kloubů. Schéma protézy je vyobrazeno na obrázku Obr. 2.20.



Obr. 2.20 Dechevova protéza: mechanismus prstu a schéma protézy [15]

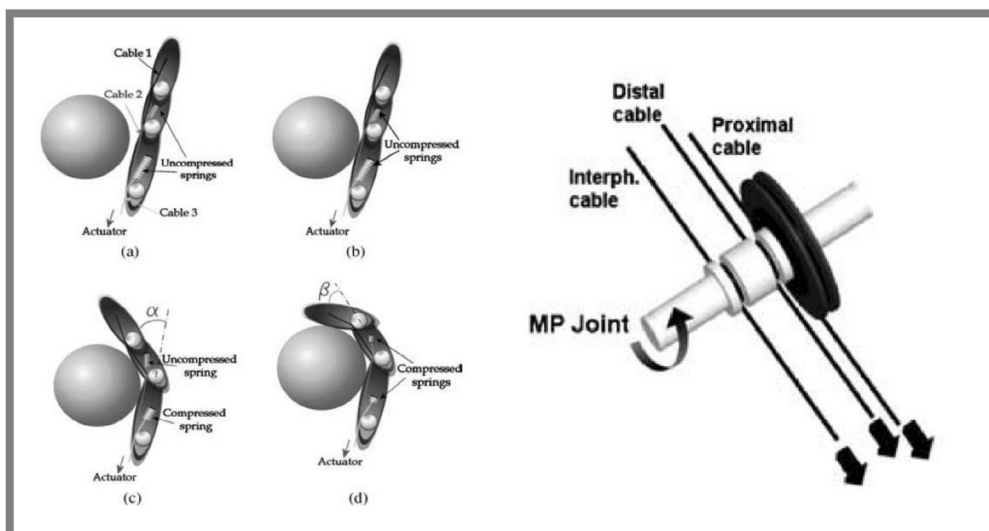
Protéza je vhodná k surovému úchopu velkých objektů za použití všech prstů. Pinzetový úchop drobných předmětů mezi palcem a ukazováčkem je nestabilní. To je způsobeno pružinami, které se deformují a tak nedokáží zajistit dostatečnou sílu pro stabilní úchop. Funkční prototyp byl vyroben z hliníku a plastu. Předností byl přirozený vzhled umožňující použití kosmetické rukavice. Maximální síla úchopu protézy s daným aktuátorem byla 14 N, což je srovnatelné s tehdejšími komerčními protézami. Největší výhodou úchopu oproti konvenčním protézám s rigidními prsty se

jeví schopnost prstů obejmout předmět, což vede k mnohem stabilnějšímu držení předmětu ve srovnání s protézami s rigidními prsty.



Obr. 2.21 Prototyp Dechevovy protézy [15]

Carrozza a kol. [16] se také zabývala konstrukcí pasivní mechanické protézy. Použila podobné řešení jako Dechev, kdy jsou všechny prsty poháněné jedním aktuátorem. Zaměřila se na jiný mechanismus prstů. Ten je diferenciální a umožňuje přizpůsobit natočení jednotlivých kloubů prstu uchopovanému předmětu. Mechanismus je tvořen dvěma kladkami, dvěma tlačnými pružinami a třemi lankami (tendon transmission) pro každý prst. Ke každému článku prstu je přes tlačnou pružinu upevněno lanko, které iniciuje rotaci kloubu. Pružiny umožňují přizpůsobení jednotlivých článků prstu uchopovanému předmětu. Lanky jsou upevněny k posuvníku poháněnému aktuátorem. Autoři kinematiku úchopu prstů matematicky popsali.



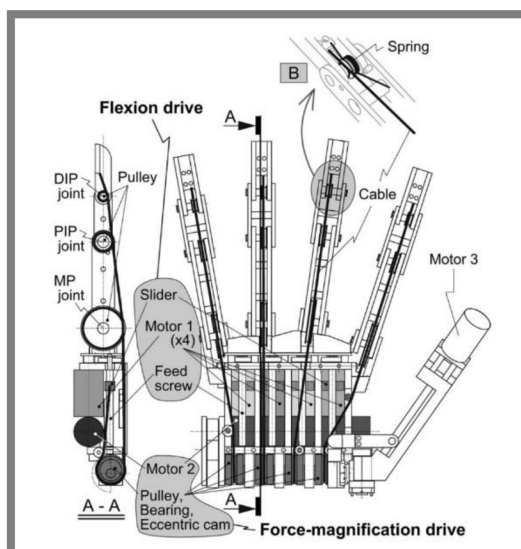
Obr. 2.22 Kinematika úchopu a mechanismus Carrozzovy protézy [16]

Byl vyroben tříprstý prototyp mechanické ruky. Při testování se zaznamenával průběh sil v prstech během úchopu. Síla úchopu byla menší než u Dechevova prototypu. Rozložení sil v prstech bylo lepší, což vedlo ke kvalitnějšímu uchopení objektů.

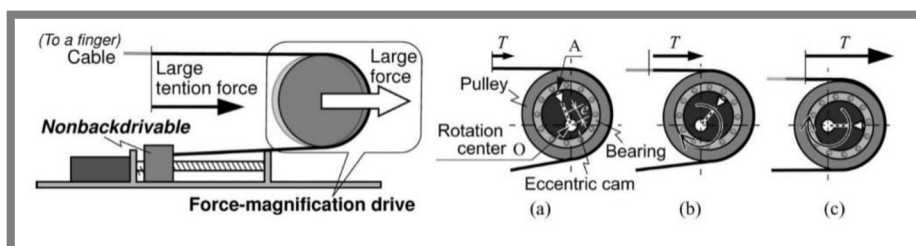


Obr. 2.23 Vyrobený prototyp Carrozovy protězy [16]

Takaki a Omata se ve své práci [17] zabývali vývojem a testováním antropomorfní robotické ruky s velkou silou stisku. Každý prst byl poháněn jedním aktuátorem umístěným v dlani ruky. Prsty byly řešeny diferenciálním mechanismem s kladkami a táhly. Tedy podobným jako použila Carrozza. Pro vývoj větší síly bylo využito excentrické kladky, přes kterou byla vedena lanka k aktuátoru. Otáčení kladky kolem excentrické osy vede k nerovnoměrnému vývoji síly působící na táhlo. K dodatečnému zvýšení síly úchopu použili další aktuátor, který odsunoval excentrické kladky od prstů. Jejich prototyp dokázal při úchopu vyvinout sílu 126N.



Obr. 2.24 Schéma Takakiho robotické ruky [17]



Obr. 2.25 Schéma excentrické kladky Takakiho robotické ruky [17]

## 3 ANALÝZA PROBLÉMU A CÍL PRÁCE

---

### 3.1 Analýza problému

Pro pacienty s amputací horní končetiny výrobci nabízejí protézy tří základních typů. Kosmetické, tahové a myoelektrické. Vývoj kosmetických a tahových protéz již řadu let stagnuje. Pozornost výrobců se soustředí na protézy myoelektrické. Ty jsou však složité a drahé. Chybí protéza, která by kombinovala výhody základních typů náhrad horní končetiny. Těmi jsou výborná estetika kosmetických protéz, jednoduchost a nenáročná údržba tahových protéz a přirozené pohyby moderních myoelektrických (bionických) náhrad horní končetiny.

Jako ideální koncept nového typu protézy se jeví využití pasivního úchopu. Ten zajistí stabilní držení uchopených předmětů a především dokáže věrně imitovat kinematiku pohybu prstů lidské ruky. Návrhy protéz s pasivním úchopem se autoři aktivně zabývali více než před deseti lety. Vyvíjené mechanismy byly určeny pro jednoduché myoelektrické protézy s jedním aktuátorem. Funkčnost protéz byla ověřována na prototypch. Při náhradě aktuátoru mechanickým akumulátorem (pružinou) by vznikla čistě mechanická protéza s přirozeným úchopem.

Pro konstrukci mechanické protézy je vhodná analýza návrhů protéz s pasivním úchopem a konstrukcí prodáváných protéz pro transradiální i částečné amputace. Na základě syntézy poznatků by měla vzniknout konstrukce protézy splňující zadané požadavky. Vznikne tak nový typ kosmetické protézy s úchopovou funkcí.

### 3.2 Cíl práce

Tato diplomová práce řeší konstrukci nového typu protézy včetně zhotovení a otestování funkčního vzorku pacientem. Výsledkem práce je úchopová mechanická protéza pro transradiální amputace napodobující zdravou ruku. Amputovaný člověk tak bude mít k dispozici protézu s kosmeticko-estetickou a funkční úlohou. Pacientovi bude umožněno manipulovat s předměty denní potřeby. Tato konstrukce by měla zaplnit prázdné místo na trhu.

U náhrady bude zajištěna úchopová funkce pro manipulaci s předměty do hmotnosti 2 kg válcovým a háčkovým úchopem. Pohon bude zajištěn pomocí tažných pružin a protéza bude ovládána zachovalou rukou pacienta. Hlavní díly protézy budou řešeny ve formě stavebnicové koncepce. Těmi budou prsty s mechanismem úchopu a pohonem, kloub zápěstí, kloub předloktí a nosná část předloktí. Ostatní díly imitující tvar ruky budou pro jednotlivé pacienty vyráběny samostatně (například aditivní výrobní technologií FDM). Tím bude umožněna vysoká variabilita pro použití širokým spektrem pacientů s nízkými náklady a v krátkém čase.

Ve vývojové fázi práce bude využito pro výrobu prototypů technologií rapid prototyping a CNC obrábění polymerních materiálů. Samotná konstrukce bude navržena tak, aby bylo možné využívat ekonomicky nenáročné technologie pro výrobu v sériích. Například odléváním či vstřikováním.

Výsledným výstupem diplomové práce bude funkční vzorek protézy. Ten bude testován pacientem, pro kterého bude prototyp navržen na míru.

#### **Dílčí cíle práce v bodech:**

- **Konstrukce protézy**
  - Prsty s mechanismem pasivního úchopu
  - Pohon prstů
  - Aretace prstů v extenzi
  - Uložení prstů
  - Kloub zápěstí
  - Kloub předloktí
- **Výroba protézy**
  - Ověření vyrobitelnosti
  - Výběr materiálů
- **Testování protézy pacientem**
  - Ověření funkčnosti protézy

### 3.3 Návrh metodického přístupu k řešení

Po studiu současného stavu protetiky horních končetin, konstrukcí protéz a mechanismů pasivního úchopu bude přistoupeno ke konstrukčním návrhům protézy nové. Na návrzích jednotlivých konstrukčních uzlů protézy budou provedeny virtuální simulace, popřípadě budou provedeny testy na vyrobených prototypech. Na základě výsledků simulací a konzultaci se zadavatelem, firmou ING corporation, s.r.o., bude vybrána optimální varianta. Ta bude v prototypu vyrobena a dále testována. V případě nedostatků budou provedeny drobné konstrukční změny. Konečný prototyp bude poté dodán pacientovi k testování.

Výsledkem řešení diplomové práce podle metodiky hodnocení výsledků výzkumu a vývoje [18] je funkční vzorek **G<sub>funk</sub>**.

#### 3.3.1 Použitý software

Pro práci s 3D daty ze skenování zachovalé ruky a pahýlu pacienta byl použit program Geomagic Design X. Konstrukční práce byly provedeny v programu Autodesk Inventor 2013. Pevnostní analýza proběhla v prostředí Ansys Workbench. Výpočty parametrů nutných pro pevnostní analýzu byly provedeny v programu Microsoft Office Excel 2013. Diplomová práce byla sepsána v programu Microsoft Office Word 2013.



## 4 NÁVRH KONSTRUKČNÍHO ŘEŠENÍ

### 4.1 Celkový koncept protézy

Protéza je určena pro pacienty po transradiální amputaci horní končetiny. Pahýl se nachází v oblasti mezi loketním kloubem a zápěstím. U této protézy by měly být zajištěny stejné pohyby jako u ruky zdravé. V kapitole 2.1 jsou tyto pohyby popsány. Pro přirozený vzhled a funkčnost protézy není nutné zachovat pohyby všechny. Proto některé nebudou záměrně do konstrukce zahrnuty (abdukce a addukce natažených prstů – Obr. 2.4, dorsální a palmární dukce zápěstí - Obr. 2.2).

Prsty budou schopny flexe a extenze. V extenzi pak bude možná samostatná aretace jednotlivých prstů. Všechny prsty kromě palce bude možné uvolnit z aretace zároveň. Tím bude zajištěno uchopení předmětu nalézajícího se v blízkosti protézy. Palec bude uvolňován zvlášť. Palec ve flexi bude sloužit jako opora pro úchop malých předmětů při následné flexi ostatních prstů. V případě úchopu větších předmětů se palec uvolní z aretace jako poslední a tak se zúčastní válcového úchopu.

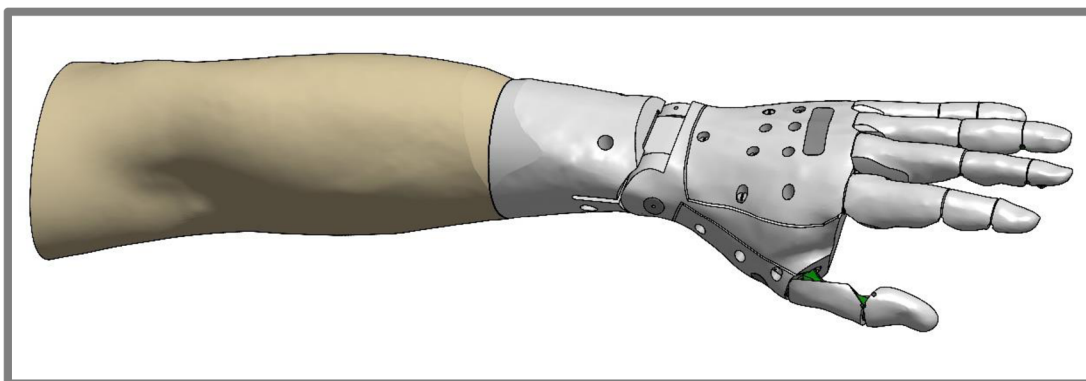
Prsty budou uloženy v tělese ruky. K ruce bude připojen kloub zápěstí. Ten bude schopný rotace kolem osy umožňující extenzi a flexi zápěstí. V dané poloze bude aretován. K uvolnění z aretace dojde buď po stisku tlačítka, nebo vyvozením dostatečně velkého točivého momentu.

V oblasti předloktí bude nosná část, která bude spojovat lůžko protézy s kloubem zápěstí. Na nosné části bude umístěn mechanismus umožňující rotaci předloktí kolem své osy. Ten bude také aretován. K uvolnění z aretace bude opět sloužit tlačítko nebo vyvození dostatečně velkého točivého momentu.

Celek protézy bude potažen silikonovou rukavicí, stejně jak je tomu u protéz kosmetických.

Maximální množství dílů bude řešeno jako modulární. Budou mít unifikované rozměry a bude možné je použít u protéz různých velikostí. Jelikož každý člověk má jinou délku prstů, články prstů protézy budou řešeny ve formě stavebnicové koncepce. Bude přitom využito faktu, že poměr jednotlivých článků prstu je u každého člověka stejný. Po změření jednoho článku bude možné sestavit všechny prsty z předem vyrobených dílů.

Součástí protézy budou rovněž díly udávající jedinečný tvar ruky každého pacienta. Ty budou navrženy za pomoci 3D dat z ozrcadleného a offsetovaného skenu zachovalé ruky pacienta a následně vyrobeny vhodnou technologií (rapid prototyping, CNC frézování). Tyto díly se poté budou upevňovat na modulární díly protézy. Tak bude maximálně zkrácen čas potřebný pro výrobu protézy.



Obr. 4.1 Celkový koncept navrhované protézy

## 4.2 Konstrukční návrhy

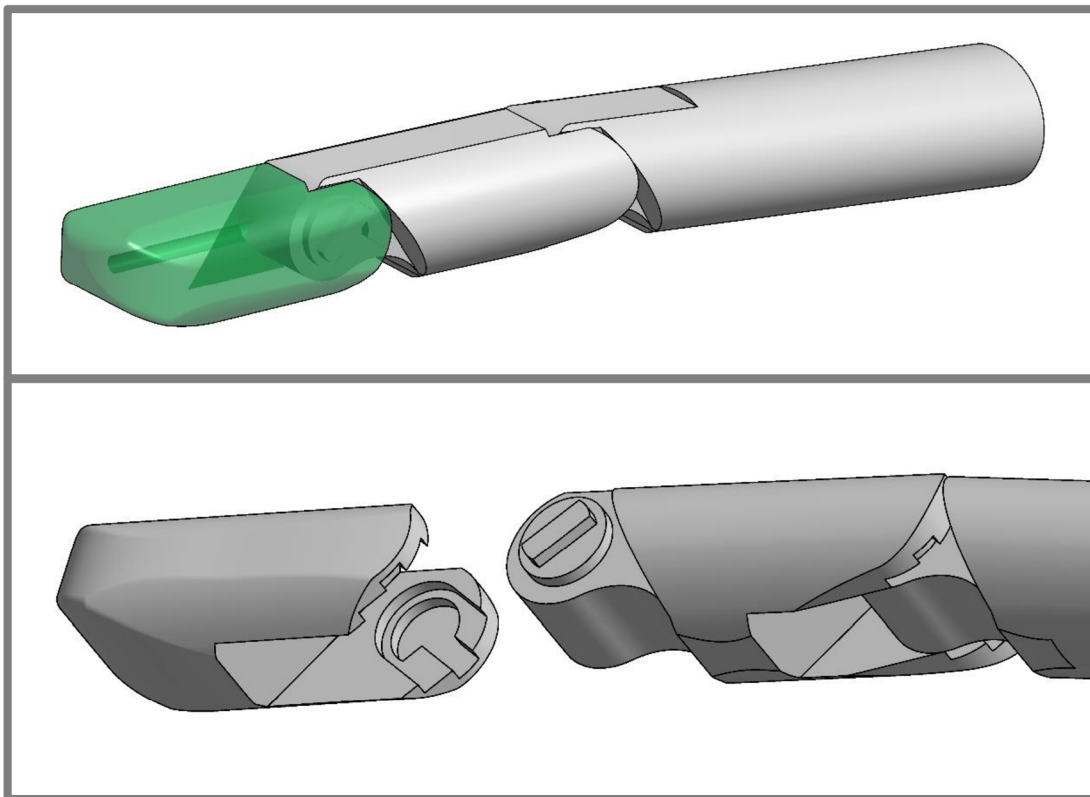
V této kapitole jsou popsány návrhy jednotlivých konstrukčních uzlů.

### 4.2.1 Prsty

Po zvážení výhod a nevýhod jednotlivých typů mechanismu pasivního úchopu bylo rozhodnuto o využití mechanismu s tuhými táhly. Hlavním důvodem je minimální prostor potřebný pro uložení mechanismu pasivního úchopu. Zatímco při použití tuhých táhel se v každém článku nachází jedno táhlo na čepu, u mechanismu s lanky jsou potřebné tři kladky a pružina sloužící k uvedení prstu do extenze v každém kloubu. Prsty budou řešeny ve formě stavebnicové koncepce, budou mít unifikovaný tvar a vyráběny budou konvenčními technologiemi. Tak bude možné články vyrábět v sérii a budou k dispozici při zhotovování protézy. Doba přípravy prstů pro konkrétní protézu tak bude minimalizována.

#### 4.2.1.1 Uložení v kloubech

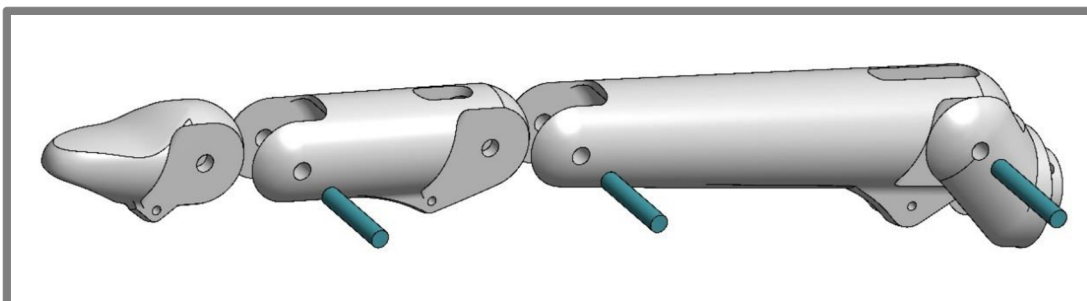
Při návrhu spojení článků prstů byl kladen důraz na jednoduchost konstrukce a snadnou vyrobiteľnost. Prvním návrhem byl kloub s možností nastrčení jednoho článku na druhý v definované poloze. Při pootočení článků vůči sobě by došlo k zajištění. Předností je jednoduché a rychlé sestavení všech prstů protézy. Nevýhodou je obtížná vyrobiteľnost a z toho vyplývající omezení použitelných výrobních technologií (odlévání nebo rapid prototyping). Další nevýhodou je prostorová náročnost konstrukce. Problémem by mohla být nízká tuhost při zatížení prstu v rovině procházející osou kloubu.



Obr. 4.2 Varianta s násuvnými klouby článků prstů



Další návrh spočívá v použití čepu. Tak bude možné docílit vysoké tuhosti uložení a výrobní jednoduchosti. Články mohou mít menší průměr než u předchozího návrhu. Axiální zajištění je řešeno uložení s přesahem v článku s vidlicí. Uložení je kluzné. Nevýhodou oproti předchozímu řešení je omezení prostoru v drážce pro táhla kvůli čepům.

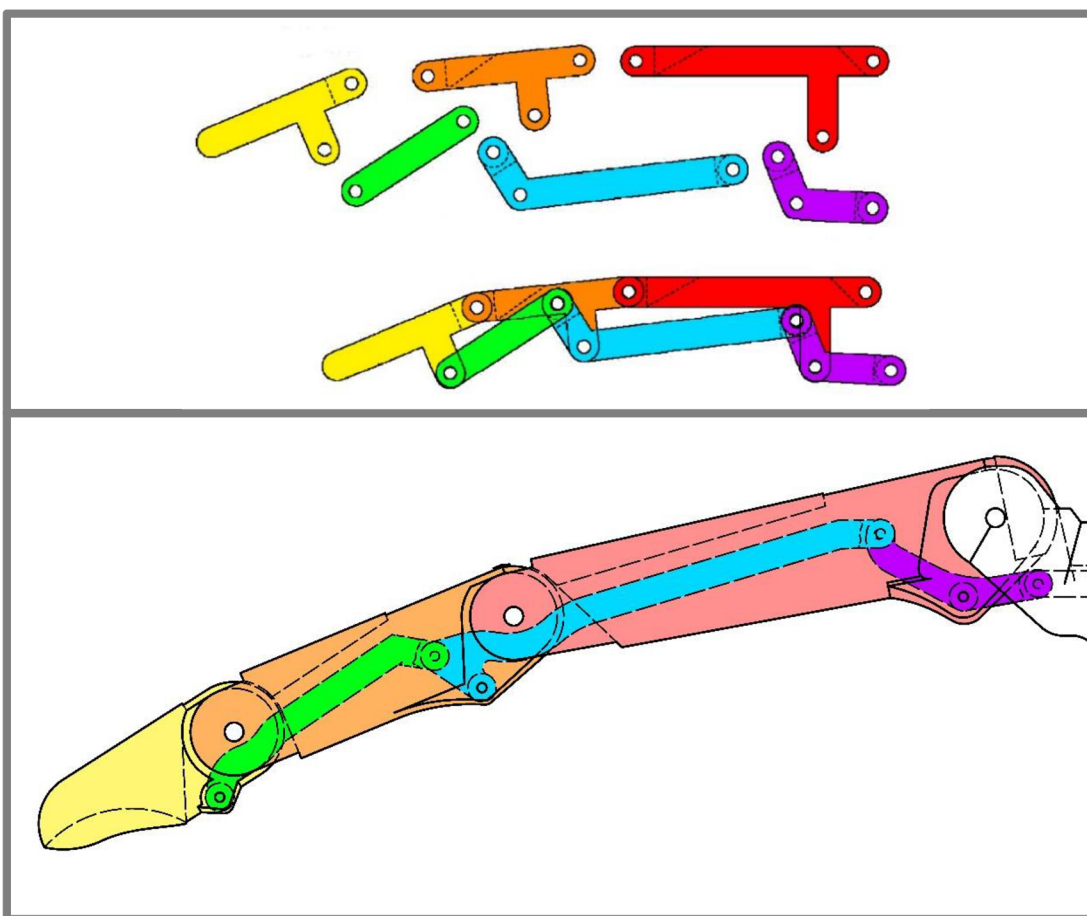


Obr. 4.3 Varianta uložení kloubů prstů na čepech

#### 4.2.1.2 Mechanismus pasivního úchopu

Jako vhodný pro tuto aplikaci byl zvolen mechanismus pasivního úchopu s tuhými táhly, jak jej ve své práci popsal Dechev. (15) Ostatní typy mechanismů spolu nesou velkou prostorovou náročnost.

Každý článek skrývá jedno ploché táhlo. Táhla jsou mezi sebou a s články prstů spojeny pomocí čepů. Jelikož táhla budou nejvíce namáhanou částí konstrukce, budou



Obr. 4.4 Schéma mechanismu pasivního úchopu (12)

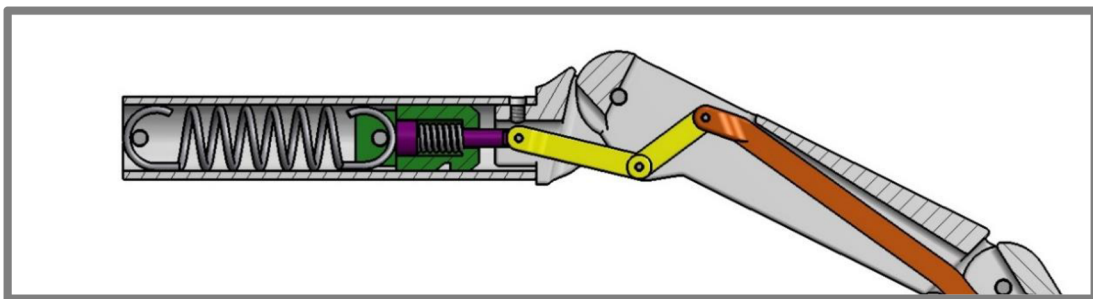
vyráběna z kovového materiálu. Nejlépe z vhodné hliníkové slitiny. Tak bude při vysoké tuhosti zajištěna nízká hmotnost. Mechanismus celého prstu je tvořen čtyřmi táhly. Poslední táhlo je spojeno s pohonem mechanismu.

#### 4.2.1.3 Pohon prstů

Jelikož se jedná o ekonomicky nenáročnou úchopovou protézu, nejvhodnějším pohonem jsou tažné pružiny. Prsty je možné pohánět buď jednou společnou pružinou pro všechny prsty, nebo lze každý prst pohánět samostatnou pružinou.

Jedna společná pružina by vyžadovala pro zajištění prstů v extenzi napínání všech prstů zároveň. K tomu by bylo potřeba vyvinout poměrně velkou sílu a pro pacienta by takový úkon byl značně nepohodlný. Toto řešení by také vyžadovalo složitou zástavbu v tělese ruky, což by byl problém při návrhu protézy pacientů s drobnou rukou.

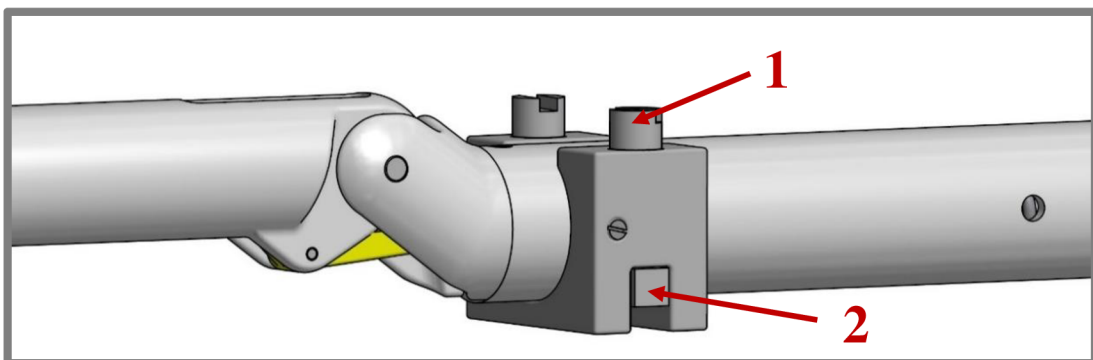
Z těchto důvodů pro aretaci jednotlivých prstů bude vhodnější druhá možnost. Pružiny mohou být vedeny v trubce nebo obdélníkovém či čtvercovém profilu.



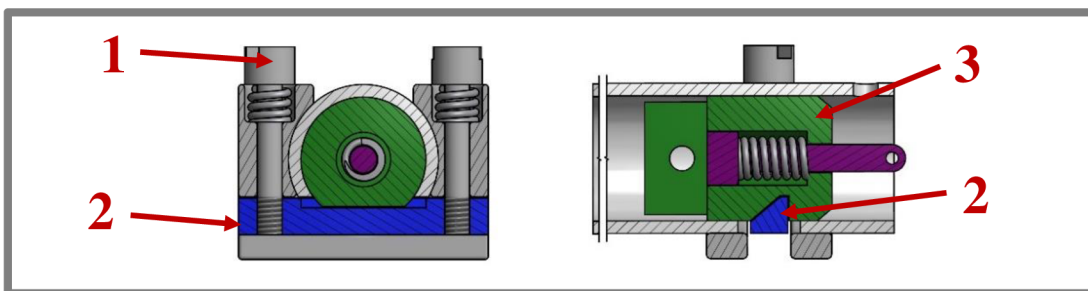
Obr. 4.5 Sestava pohonu prstu

#### 4.2.1.4 Aretace prstů

Pro pohodlné uchopení předmětu je nutné uvést všechny prsty kromě palce z extenze do flexe zároveň. Prsty budou zachovávat rukou pacienta z flexe do extenze uváděny postupně. Je tedy požadavkem, aby prsty spolu nebyly nijak svázané. K zajištění prstů bude sloužit aretační blok nasunutý na trubku vedení pružiny. Vně trubky budou blokem procházet dva normalizované šrouby (1) ve spodní části bloku připevněné k aretačnímu zubu (2). Ten bude zapadat do drážky v jezdcí (3). Jezdec spojuje tažnou pružinu s posledním táhlem mechanismu. Šrouby budou odtlačovány dvěma pružinami. Tím bude aretační zub k jezdcí přitlačován. Prst uvedený do extenze posune drážku v jezdcí do úrovně aretačního zubu, zub zaskočí do drážky a dojde k zajištění prstu. Tlačítko umístěné v přední části hřbetu ruky bude dosedat na šrouby jednotlivých aretací. Při stisku tak dojde k uvolnění všech prstů najednou.



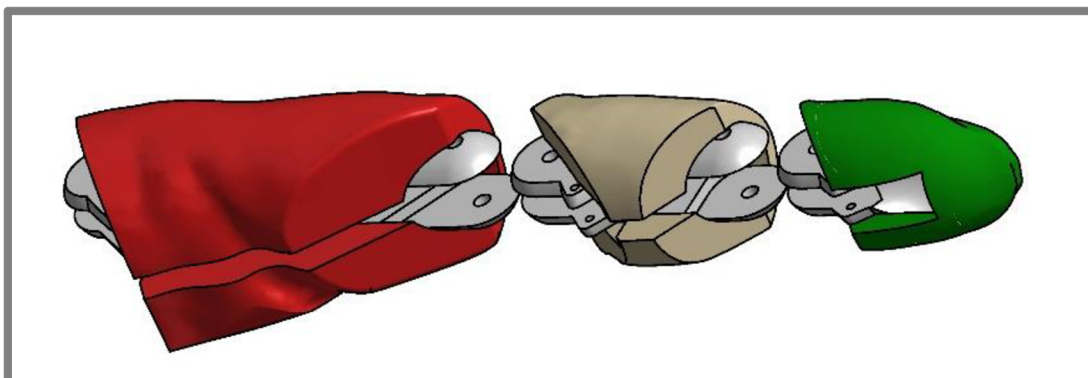
Obr. 4.6 Umístění aretačního bloku v sestavě prstu s pohonem



Obr. 4.7 Princip aretace prstu v extenzi

#### 4.2.1.5 Tvarové díly

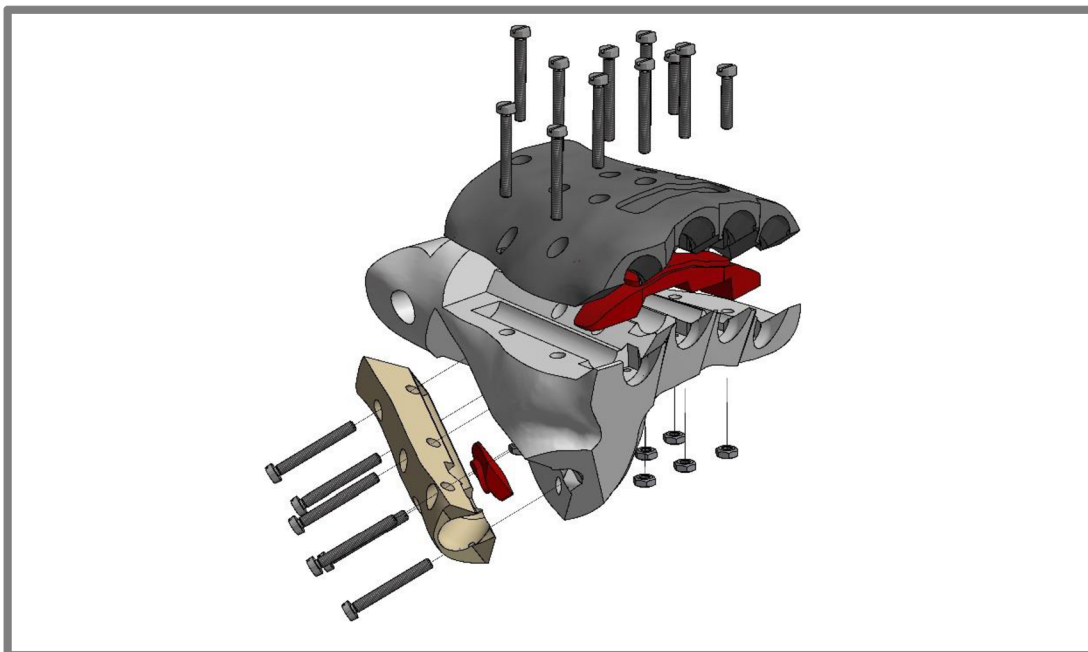
Každý pacient má jedinečný tvar prstů. Proto je nutné do konstrukce zahrnout prvek, který tento tvar bude udávat. Díly budou nasouvány na jednotlivé články prstu a zajištěny buď přilepením, nebo pomocí tvarového prvku umístěného na článku. Kvůli obecným tvarům prstu se jako vhodná výrobní technologie jeví rapid prototyping. Konkrétně metoda FDM. Ta zajistí dostatečně rychlou výrobu s minimem manuální práce.



Obr. 4.8 Tvarové díly prstu upevněné na člancích

#### 4.2.2 Ruka

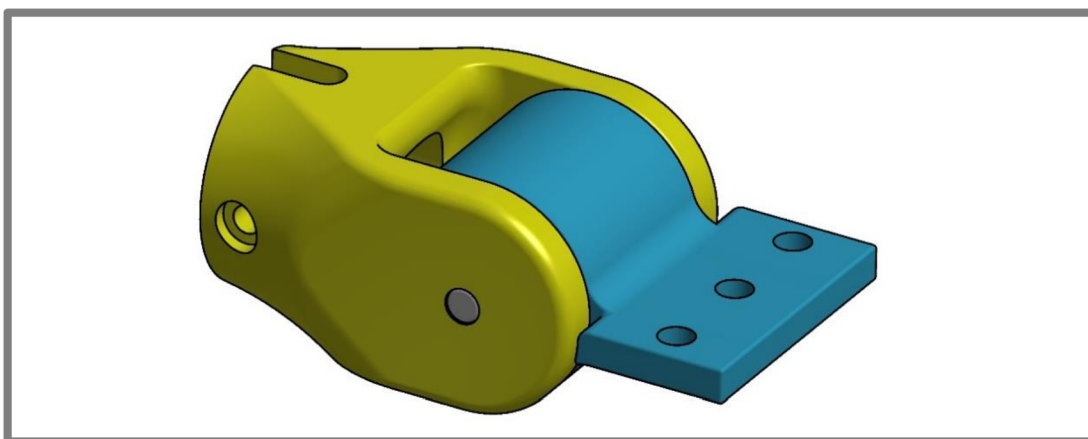
Hlavní funkcí ruky navrhované protézy je uložení prstů a kloubu zápěstí a rovněž udání tvaru ruky pacienta. Ruka bude složena ze tří částí. Jedné hlavní nosné a dvou krytů. Díly v sobě mají tvarové dutiny, do kterých se vloží kloub zápěstí a jednotlivé sestavy prstů s pohonem a aretací. Všechny díly budou sešroubovány pomocí normalizovaných šroubů a matic. Tak budou všechny díly protézy stabilně spojeny. Stejně jako u tvarových dílů prstů je vhodnou výrobní technologií metoda FDM. V horním a bočním krytu bude šachta pro vedení aretačního tlačítka.



Obr. 4.9 Ruka protézy s tvarovými dutinami

#### 4.2.3 Zápěstí

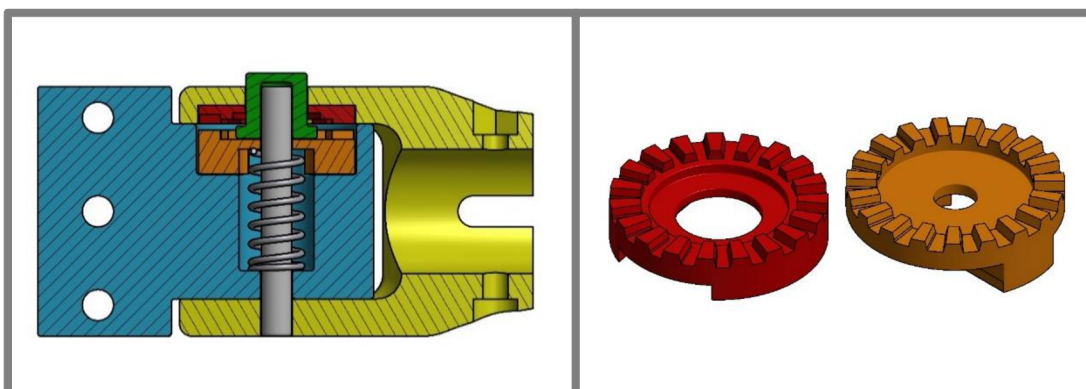
Kloub zápěstí umožní zaaretování ruky v dané poloze. Zápěstí bude mít unifikovaný tvar a bude použitelné u protézy pro libovolného pacienta. Spojité polohování není nutné. Kloub bude vyráběn konvenčními technologiemi. Princip aretace má analogii v třecí spojce, kdy jsou dva elementy přitlačovány k sobě. K přitlačování elementů slouží tlačná pružina.



Obr. 4.10 Kloub zápěstí

## 4.2.3.1 Varianta I

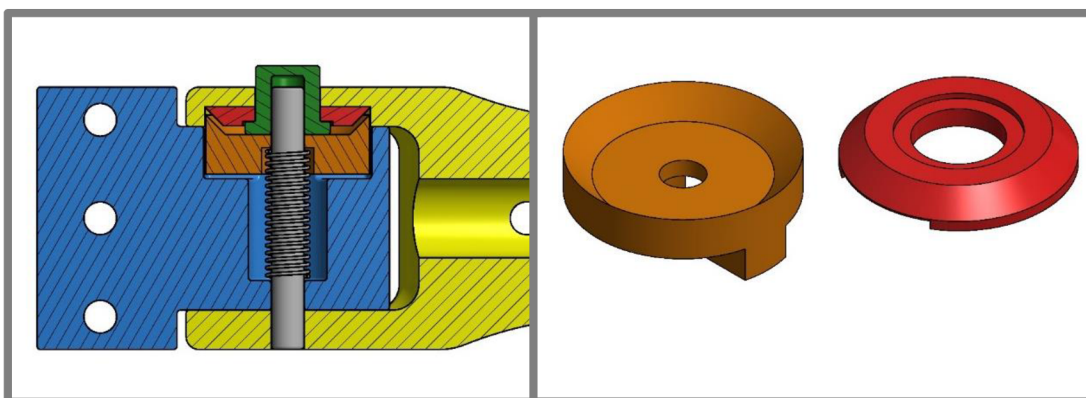
Tato varianta využívá k uvolnění z aretace tlačítka, jehož stiskem dojde k vzájemnému oddálení disků s ozubením. Jeden z disků je přilepen k vidlici kloubu. Druhý disk je uložen na ose, což mu umožňuje axiální posuv, točivý moment je přenášen pomocí dvou ozubů, zapadajících do drážky v těle kloubu. Sklon boku zubů disků je minimální. Díky tomu k samovolnému uvolnění z aretace nemůže dojít. Celý kloub bude vyráběn konvenční technologií.



Obr. 4.11 Princip kloubu zápěstí varianty I a detail aretačních disků

## 4.2.3.2 Varianta II

Tento konstrukční návrh je podobný předchozí variantě. Aretace je zajištěna přitlačováním dvou kuželových ploch. Výhodou je velmi krátký chod tlačítka pro odjištění a spojitě aretování zápěstí. Nevýhodou je nutnost dostatečně silné pružiny, což souvisí s dimenzováním celého kloubu.

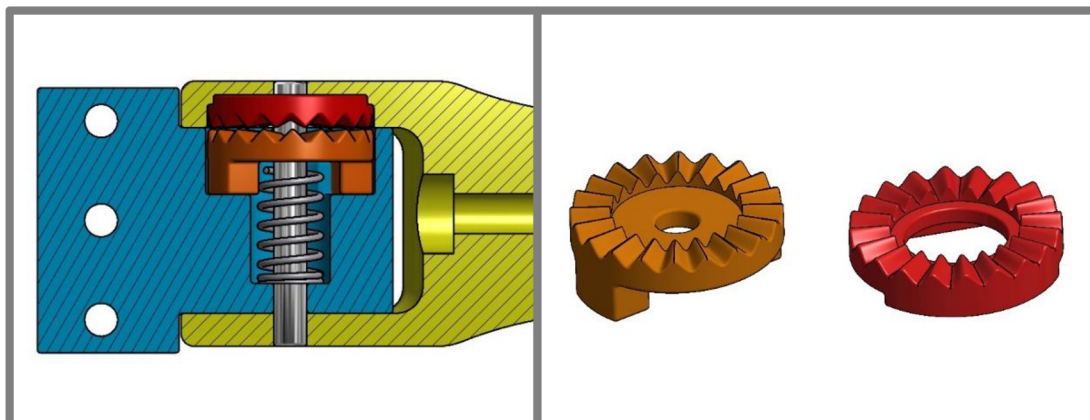


Obr. 4.12 Princip kloubu zápěstí varianty II a detail aretačních disků



#### 4.2.3.3 Varianta III

Tato varianta počítá s uvolněním z aretace pomocí dostatečně velkého točivého momentu. Z toho důvodu musí být sklon boku zubů dostatečně velký, aby uvolnění bylo možné. Výhodou tohoto řešení je manipulace se zápěstím bez stisku tlačítka. Nevýhodou je riziko nechtěného uvolnění z aretace při uchopení předmětu vyšší hmotnosti.



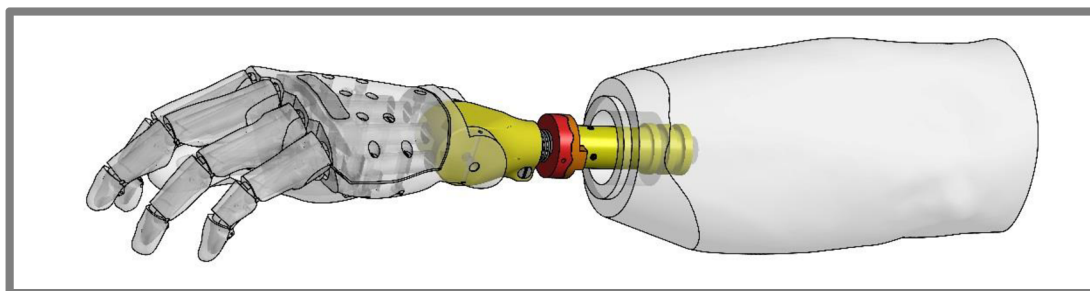
Obr. 4.13 Princip kloubu zápěstí varianty III a detail aretačních disků

#### 4.2.4 Předloktí

Předloktí bude tvořeno nosnou duralovou trubkou nebo tyčí. Na ní bude umístěn mechanismus pro otáčení předloktí kolem své osy. Ten je tvořen pouzdrům, do něhož je vložena nosná tyč. Ta bude v pouzdře axiálně zajištěna vhodným způsobem. Například pojistným kroužkem. Samotné pouzdro bude pevně spojeno s lůžkem protézy.

Aretování bude řešeno obdobně jako u mechanismu pro kloub zápěstí. K čelní straně pouzdra bude upevněn aretační element. K němu bude přitlačován aretační element druhý. Moment z nosné trubky bude na prstenec přenášen pomocí příčné osy. Skrz nosnou tyč bude vytvořena podélná drážka. Tak bude možný pohyb aretačního elementu v axiálním směru. Elementy k sobě budou přitlačovány tlačnou pružinou. Pružina opírající se o kloub zápěstí spojený pevně s nosnou tyčí bude na nosnou tyč působit silou a tak bude vymezena její axiální vůle.

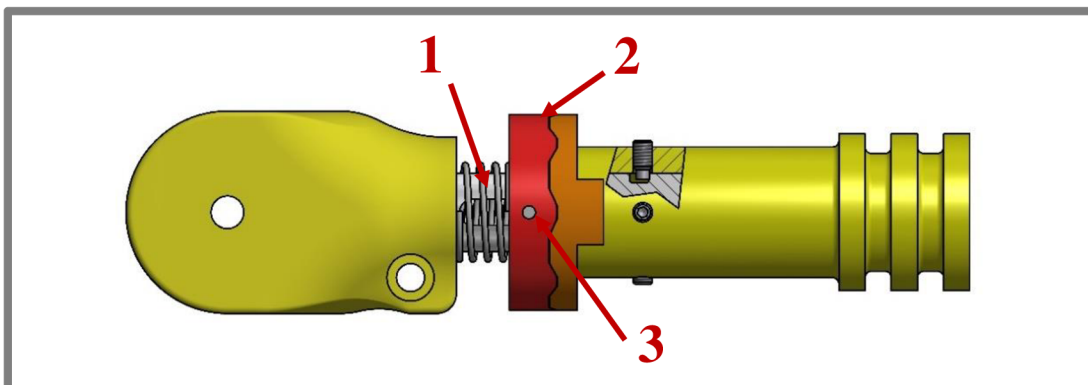
Mechanismus bude kryt dílem udávajícím tvar předloktí pacienta vyráběný vhodnou technologií. Buď metodou FDM z plastu ABS, nebo frézováním z PE pěny nebo jiného materiálu. Kryt bude rozdělený na dvě části, které se vůči sobě budou natáčet. A to v místě, kde má průřez předloktí nejbližší tvaru kruhovému.



Obr. 4.14 Mechanismus předloktí spojující ruku s lůžkem

#### 4.2.4.1 Varianta I

Tento návrh využívá k uvolnění z aretace vyvinutí dostatečně velkého točivého momentu. Z toho důvodu je na čelní straně aretačních prstenců zhotoveno ozubení s optimálním sklonem zubu. V nosné tyči (1) je podélná drážka. Pohyblivým aretačním prstencem (2) prochází příčná osa (3), která je zároveň uložena v této drážce. Osa tak přenáší točivý moment z ruky spojené přes zápěstí s nosnou tyčí na aretační prstenc. Díky sklonu boku zubů dochází k oddálení aretačních disků, uvolnění z aretace a zajištění v další poloze. Nevýhodou tohoto řešení je diskretní polohování a omezený počet poloh. Výhodou je velmi jednoduchá konstrukce.



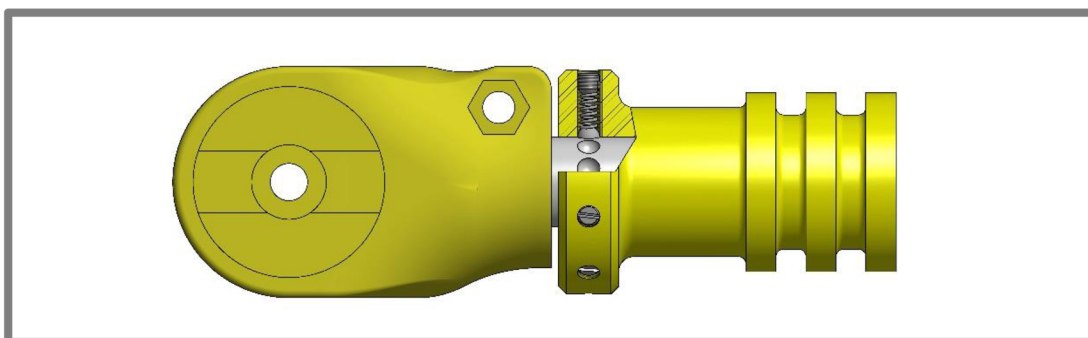
Obr. 4.15 Předloktí varianty I

#### 4.2.4.2 Varianta II

Tento návrh vychází z varianty I a počítá s využitím tlačítka k uvolnění mechanismu z aretace. Příčná osa procházející axiálně posuvným aretačním prstencem je prodloužena mimo obrys prstence. Tak je možné, aby se o tuto osu opíralo tlačítko s klínem. Při stisku tlačítka se klín opře o osu a dojde k oddálení prstenců. K výhodám patří, že lze na prstencích využít do sebe zapadajících kuželových ploch. Tak by bylo možné spojitě zajišťování předloktí. Nevýhodou je nutnost zhotovení šachty pro tlačítko v krytu předloktí. S tím je spojena i větší náročnost na přesnou polohu krytu vůči mechanismu.

#### 4.2.4.3 Varianta IV

V tomto případě jsou aretační prstence z konstrukce vypuštěny. K aretování budou sloužit kuličky přitlačované do dutin v nosné tyči pomocí tlačných pružin. Výhodou je celkové zkrácení konstrukce a možnost použití i u pacientů s delším pahýlem. Dotažením stavěcích šroubů lze snadno nastavit potřebný točivý moment k uvolnění z aretace.



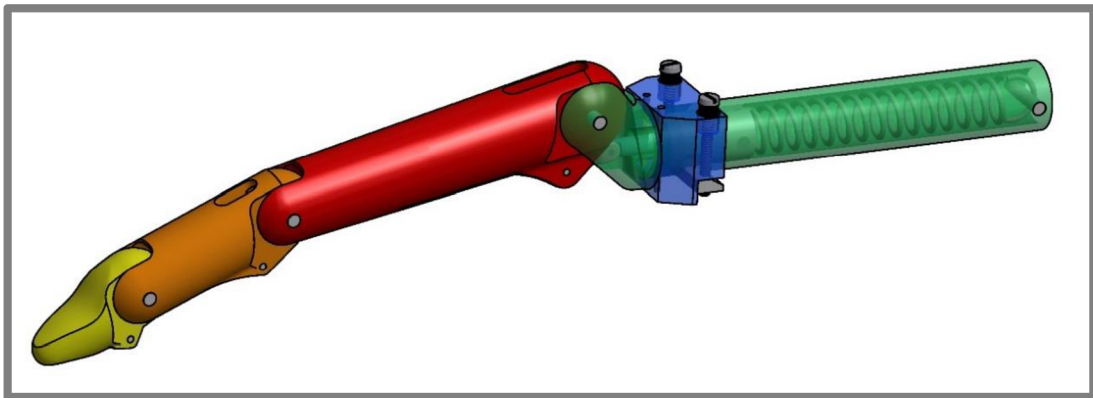
Obr. 4.16 Předloktí varianty III

## 5 VÝSLEDNÉ KONSTRUKČNÍ ŘEŠENÍ

Po zvážení výhod a nevýhod jednotlivých konstrukčních návrhů byla zvolena řešení jednotlivých uzlů. Řešení byla zpracována do finální podoby, která je předložena v této kapitole.

### 5.1 Prsty

Pro maximální výrobní jednoduchost, vysokou tuhost a menší rozměrovou náročnost byl jako vhodnější volen systém kloubů s čepem. Spojení kloubů je ve formě dvou do sebe zapadajících vidlic. Jednotlivé články mají tvar válce se sférickými konci. Proximální falang má tvar kuželový, to z důvodu nutnosti zesílení metakarpofalangového kloubu, který bude nejvíce zatěžován. Sférická zakončení článků jsou nutná z důvodu zamezení výstupu hran v oblasti kloubu při pohybu prstu. Kromě nepřírozeného vzhledu by tyto hrany mohly poškodit silikonovou rukavici. Rukavice by také kladla větší odpor, což by snižovalo účinnost pružin a tím i snížení síly potřebné pro úchop.

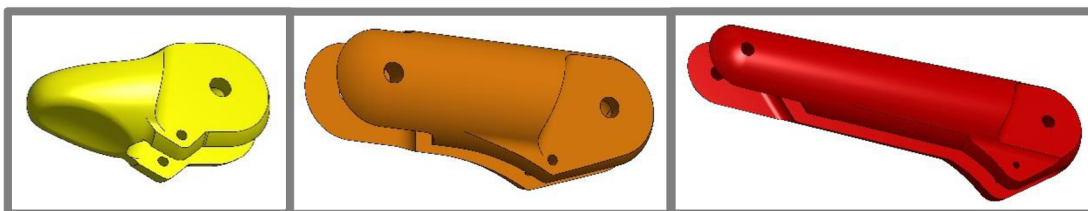


Obr. 5.1 Pohled na sestavu prstu s pohonem a aretačním mechanismem

Podle Tilleyho [5] je průměr ukazováku drobné mužské ruky v místě posledního kloubu 13 mm. Při uvážení že malík je o 10 % menší, potom by největší možný průměr článku protézy měl být 11,7 mm. S ohledem na tuto skutečnost je průměr článků protéz volen na 11 mm. Menší průměr již přináší neřešitelné konstrukční problémy. Uvnitř každého článku je zhotovena drážka o šířce 3 mm pro uložení táhel. Táhla jsou vzájemně spojena pomocí čepů o průměru 1 mm vyrobených z ocelového drátu. Stejně čepy spojují táhla i s články prstů. Čepy jsou axiálně jištěny uložením s přesahem. Popřípadě lze použít pojištění lepidlem či roznýtováním konců čepu. Na výrobu čepů uložení kloubů bude použit ocelový drát o průměru 2 mm.



Změna délek se týká pouze proximálního a středního falangu. Distální falang může být pro všechny prsty ponechán ve stejné délce, protože délku i tvar článku bude udávat tvarový díl, který bude na falangu upevněn.



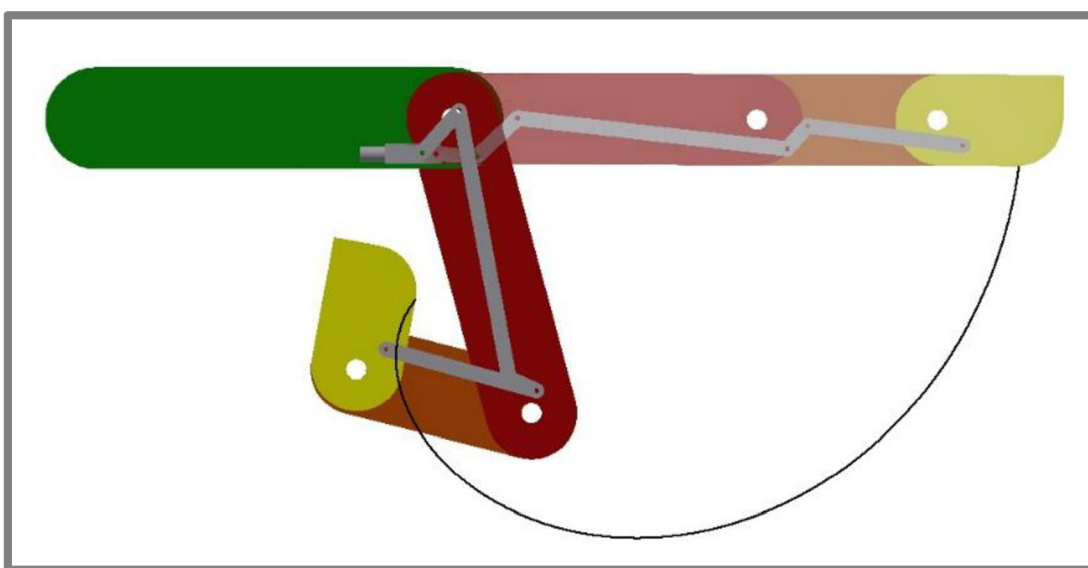
Obr. 5.2 Konečná podoba jednotlivých článků prstů protézy

### 5.1.1 Mechanismus pasivního úchopu

5.1.1

V konstrukci je využit stejný mechanismus jako u Dechevovy protézy. [15] Návrh mechanismu pasivního úchopu je omezen především rozměry prstů. Pro maximální přenos síly z tažné pružiny na konec prstu je žádoucí, aby při pohybu v kloubech vznikl maximální moment. Toho lze docílit dostatečně velkou vzdáleností mezi osami mechanismu.

Při návrhu a optimalizaci mechanismu bylo využito systémové prostředí dynamické simulace programu Autodesk Inventor 2013.

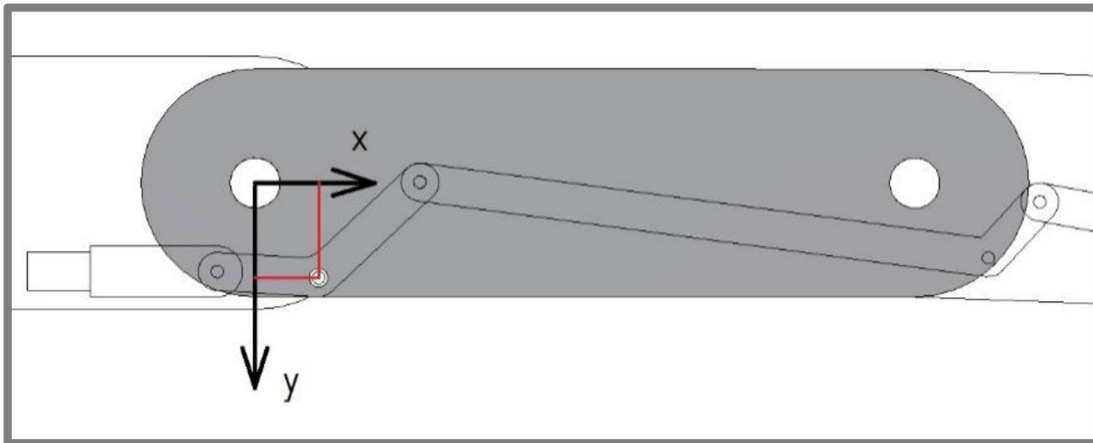


Obr. 5.3 Model kinematiky prstu a jeho dynamická simulace

Při simulacích byla použita jednotná délka článků korespondující s ukazovákem drobné mužské ruky. Délky jednotlivých článků byly 20 mm, 32 mm a 42 mm. Zprvu bylo požadováno, aby jeden článek byl použitelný jako proximální falang u drobné ruky či jako střední falang u ruky větších rozměrů. Při simulacích proto měly jednotlivé články umístění os táhel stejné. Byl zjišťován průběh sil při flexi prstu a vliv umístění os táhel. A to včetně vzdálenosti osy axiálního pohybu posledního táhla od osy metakarpofalangového kloubu. V dalším kroku byla vzdálenost os táhel směrem od distálního falangu zvětšována pro maximalizaci výsledné síly na konci prstu. Geometrie táhel byla vždy upravena tak, aby kinematika prstu byla přirozená,

přenos síly maximální a aby táhla při pohybu neopouštěla obrys prstu. Z dynamické simulace byly získány následující poznatky.

- Osa táhla musí být umístěna v oblasti pod úhlem  $35^\circ - 55^\circ$  od osy článku. V jiném případě se mechanismus v průběhu flexe stane neurčitým a výpočet zhavaruje.
- Pro osu pružiny a osu metakarpofalangového kloubu platí, že s rostoucí vzdáleností os se zmenšuje rozdíl momentů v extenzi a ve flexi v posledním kloubu.



Obr. 5.4 Umístění osy táhla vůči ose kloubu na proximálním článku

S ohledem na získané poznatky a rozměrová omezení byl mechanismus navržen následovně:

Pro distální falang jsou souřadnice osy táhla  $x = 5 \text{ mm}$ ,  $y = 5 \text{ mm}$ ; pro střední falang jsou souřadnice  $x = 6 \text{ mm}$ ,  $y = 5,7 \text{ mm}$ ; pro proximální falang jsou souřadnice  $x = 5 \text{ mm}$ ,  $y = 7,5 \text{ mm}$  a vzdálenost osy tažné pružiny od osy metakarpofalangového kloubu je  $7 \text{ mm}$ .

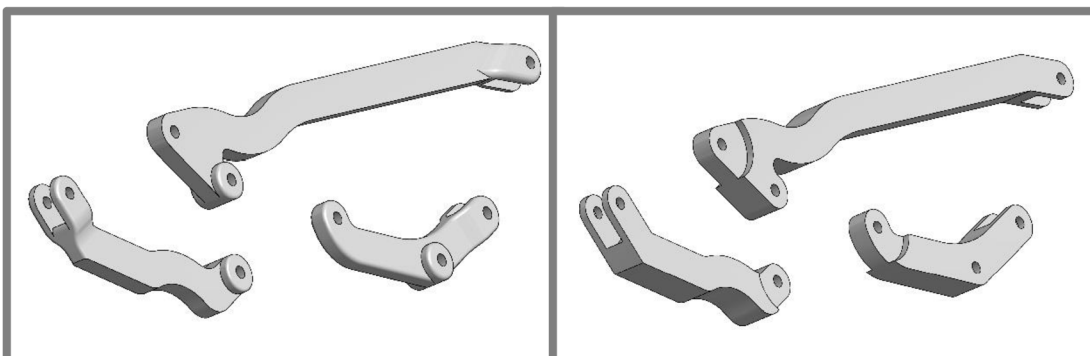
Změny pro různé velikosti prstů se budou provádět pouze na délkách dvou článků, délce táhla distálního falangu a délce delšího ramene táhla středního falangu. Pro kontrolu byly provedeny simulace i pro největší a nejmenší možné prsty podle Tilleyho. (5) Poslední táhlo bylo zatěžováno konstantní silou  $50 \text{ N}$ . Výsledky jsou uvedeny v tabulce Tab. 1. Natočení proximálního článku v metakarpofalangovém kloubu je od  $0^\circ$  po  $75^\circ$  vůči rovině dlaně. Maximální síly prst libovolné velikosti dosáhne v  $65^\circ$ . Měřen byl moment působící v posledním kloubu a síla jím vyvozená na bříšku posledního článku (vzdálenost  $15 \text{ mm}$  od osy kloubu). Hodnoty jsou zaokrouhleny.

Tab. 1 Průběh sil na posledním článku nejkratšího a nejdelšího prstu

Délka prstu		Úhel natočení metakarpofalangového kloubu							Max.
		$0^\circ$	$15^\circ$	$30^\circ$	$45^\circ$	$60^\circ$	$75^\circ$	$65^\circ$	
54,5 mm	Moment (N·mm)	104	101	118	161	235	165	252	
	Síla (N)	6,9	6,7	7,8	10,8	15,7	11	16,8	
127 mm	Moment (N·mm)	104	101	114	149	208	126	223	
	Síla (N)	6,9	6,7	7,8	10	13,9	8,4	14,9	

### 5.1.2 Táhla

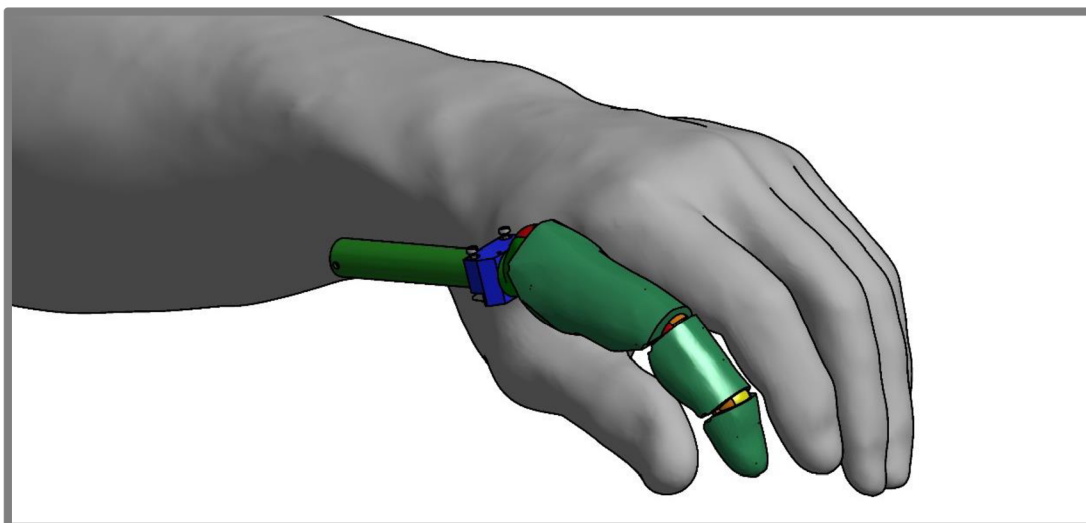
Táhla budou vyráběná z duralu. Táhla prototypu jsou navržena pro výrobu metodou SLM. Pro případnou sériovou výrobu lze táhla vyrábět konvenčními technologiemi, jako je CNC frézování z duralového plechu. Na jednom konci táhla je vidlice, do které zapadá táhlo druhé. Oproti Dechevovu řešení [15] je tvar táhel vhodně upraven. Díky tomu během pohybu prstu zůstávají táhla stále skryta uvnitř prstu.



Obr. 5.5 Porovnání táhel vyráběných metodou SLM (vlevo) a táhel vyráběných pomocí konvenčního obrábění (vpravo)

### 5.1.3 Tvarové díly

Díly udávající tvar prstu pacienta jsou získány rozdělením modelu prstu z 3D skenu na jednotlivé články a booleovským odečtením článků prstů protézy. Nejvhodnější technologií pro výrobu tvarových dílů je metoda FDM. Jednotlivé díly budou na články lepeny. Ve spodní části dílů je drážka umožňující rozevření při nasouvání na článek. Hlavní funkcí drážky je možnost rozložení prstu s upevněnými tvarovými díly. Pro zlepšení úchopu je možné na bříšku distálního falangu vytvořit dutinu vyplněnou měkkou hmotou, například silikonem. Tím dojde k lepšímu přilnutí konce prstu k uchopovanému předmětu a ke zvýšení adheze mezi protézou a objektem.



Obr. 5.6 Ukazovák protézy s tvarovými díly v porovnání s původními daty

#### 5.1.4 Pohon a aretace

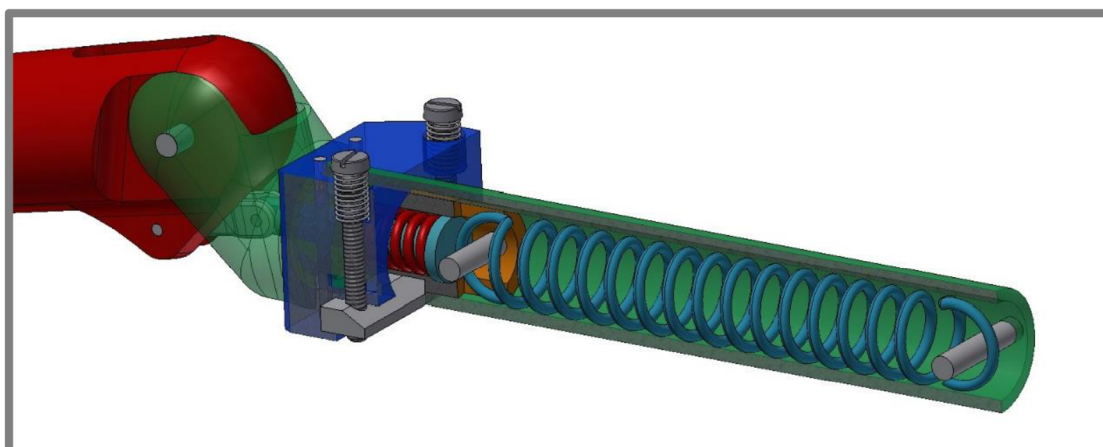
Pohyb prstů z extenze do flexe je zajištěn pomocí tažné pružiny. Pro optimální sílu na konci prstu je potřebná síla vyvinutá pružinou cca 40 N v extenzi. Dalším požadavkem je minimální možná tuhost, aby pokles působící síly byl co nejmenší. Axiální posuv posledního táhla je 8 mm. Dále je nutná taková maximální délka pružiny ve volném stavu, aby i v krátkém pouzdře byla pružina dostatečně předejpatá. Jako nejvhodnější byla vybrána tažná pružina firmy Hennlich s katalogovým číslem 10/1/1. Síly vyvozované pružinou u jednotlivých prstů jsou uvedeny v tabulce Tab. 2.

Tab. 2 Síly vyvozované tažnou pružinou u jednotlivých prstů

prst	extenze	flexe
palec	18,92 N	3,6 N
ukazovák	43,76 N	27,20 N
prostředník	39,62 N	23,06 N
prsteník	39,62 N	23,06 N
malík	23,06 N	6,50 N

Tažná pružina je uložena v hliníkové trubce o průměru (10 x 1) mm z materiálu EN AW 6060, jež má pro každý prst jinou délku. To z důvodu přizpůsobení velikosti ruky pacienta a možnosti maximálního předpětí tažné pružiny. Spojení tažné pružiny s táhly je zprostředkováno válcovým jezdcem z nerezové oceli. Aby byl možný mírný pohyb prstů v zaaretované poloze, je v jezdci umístěna tlačná pružina firmy Alcomex s katalogovým číslem D1600. Při maximálním stlačení působí silou 32 N.

Aretace je zajištěna polyuretanovým blokem nasunutým na konci pouzdra pružiny. Tento je s pouzdrem i vidlicí metakarpofalangového kloubu spojen dvěma kolíky průměru 1 mm. Blokem prochází dva šrouby M1,6 x 16 DIN 84, které jsou přišroubované k aretačnímu zubu z nerezové oceli. Hlavy šroubů jsou odtlačovány pružinami Alcomex D310. Při extenzi prstu je tak aretační zub přitlačován do zářezu v jezdcí silou 2,4 N.



Obr. 5.7 Detail na uložení pružin

Průběh sil na bříšku distálního falangu (15 mm od osy kloubu) jednotlivých prstů byl získán dynamickou simulací, hodnoty jsou uvedeny v tabulce Tab. 3.

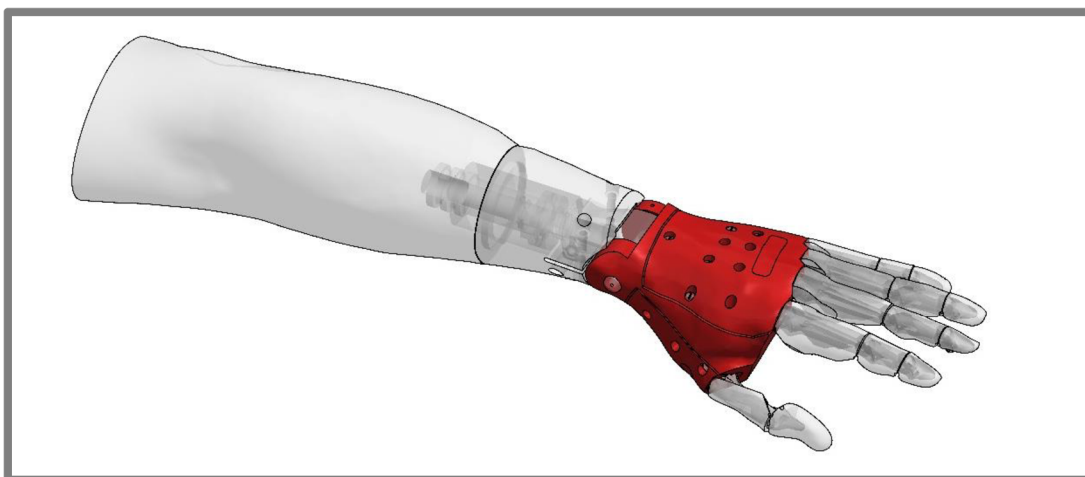
Tab. 3 Síly vyvozené posledním článkem 15 mm od osy kloubu v extenzi a ve flexi

prst	extenze	flexe
palec	3,4 N	4,5 N
ukazovák	1,7 N	8,0 N
prostředník	1,4 N	7,0 N
prsteník	1,5 N	8,5 N
malík	2,0 N	7,6 N
<b>součet sil</b>	<b>10 N</b>	<b>35 N</b>

## 5.2 Ruka

5.2

Hlavní úlohou ruky protézy je uložení prstů a kloubu zápěstí. Součástí tělesa ruky jsou tlačítka umožňující uvolnění prstů z aretace. Dále udává tvar ruky pacienta. Návrh tak vychází z 3D skenu zachovalé ruky pacienta. Celek je tvořen ze tří částí. Z hlavního dílu, horního krytu a krytu bočního.



Obr. 5.8 Umístění ruky v konstrukci

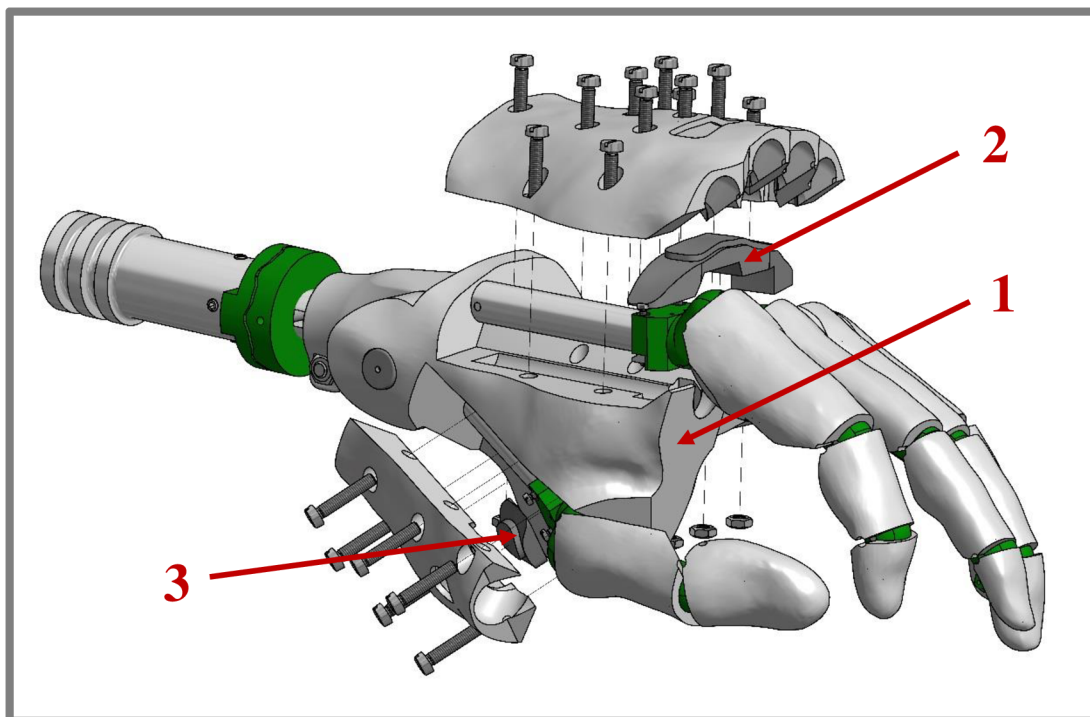
V každém dílu jsou zhotoveny tvarové dutiny pro jednotlivé prsty. Díly jsou vzájemně sešroubovány šrouby M3 DIN 84. V hlavním dílu (1) jsou uloženy matky a závitové vložky do plastu. Prsty jsou tak pevně sevřeny od pouzdra pružiny k metakarpofalangovému kloubu. Celá konstrukce pohonu a aretace prstu je tak významně zpevněna. Součástí hlavního dílu je i vidlice kloubu zápěstí.

Tlačítko na hřbetě ruky (2) dovoluje uvolnění všech prstů kromě palce z aretace zároveň. Je umístěno v přední části hřbetu ruky nad aretačními mechanismy prstů. Na spodní straně tlačítka jsou plochy dosedající na šrouby aretace. Odpor tlačítka při stisku je dán součtem sil pružin v aretačních mechanismech prstů, celkem 9,6 N. Pro tlačítka ovládaná jedním prstem je vhodný rozsah odporu (2,8 až 11) N. [6]

Palec je z aretace uvolňován samostatně. Nad jeho aretačním mechanismem je umístěno tlačítko (3). Aby bylo dosaženo dostatečně velkého odporu tlačítka, byly u aretačního mechanismu použity tužší pružiny Alcomex D900. Odpor tlačítka je tak 10,2 N.



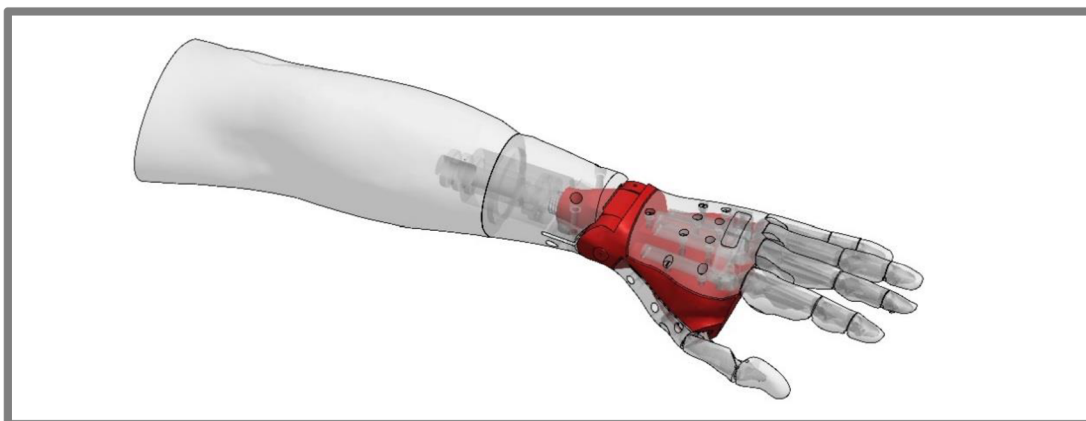
Pro dosažení přesného tvaru ruky pacienta je vhodné pro výrobu využívat technologii rapid prototyping. Konkrétně metody FDM pracující s termoplasty. Tak bude možné během několika hodin vyrobit díly na míru pacienta. Pro snížení výrobních nákladů a maximální snížení času potřebného pro přípravu protézy lze volit výrobu sady rukou různých velikostí odlévanou z vhodného materiálu, například polyuretanu. Tyto by byly vyráběny na sklad a při přípravě protézy by byly ihned k dispozici. Při tomto způsobu výroby by nebylo dosaženo přesného tvaru ruky pacienta. Obrábění není vhodné z důvodu neobrobitelnosti šachty pro aretační disk vidlice kloubu zápěstí.



Obr. 5.9 Rozpad sestavy ruky protézy

### 5.3 Zápěstí

Kloub zápěstí umožňuje polohování protézy v rozsahu  $\pm 25^\circ$  v extenzi i ve flexi. Systém aretace je stejný, jak byl uveden v kapitole 4.2.3.1. Jedná se o verzi s tlačítkem. Konečný návrh se od původního mírně liší. Kloub již není do tělesa ruky vkládán, ale vidlice je pevnou součástí tělesa ruky. Díky této úpravě lze použít delší pouzdra pružin u prstů a tak docílit větší síly vyvozené pružinou. Duralová osa kloubu je zajištěna provlečením 2 mm ocelového drátu.

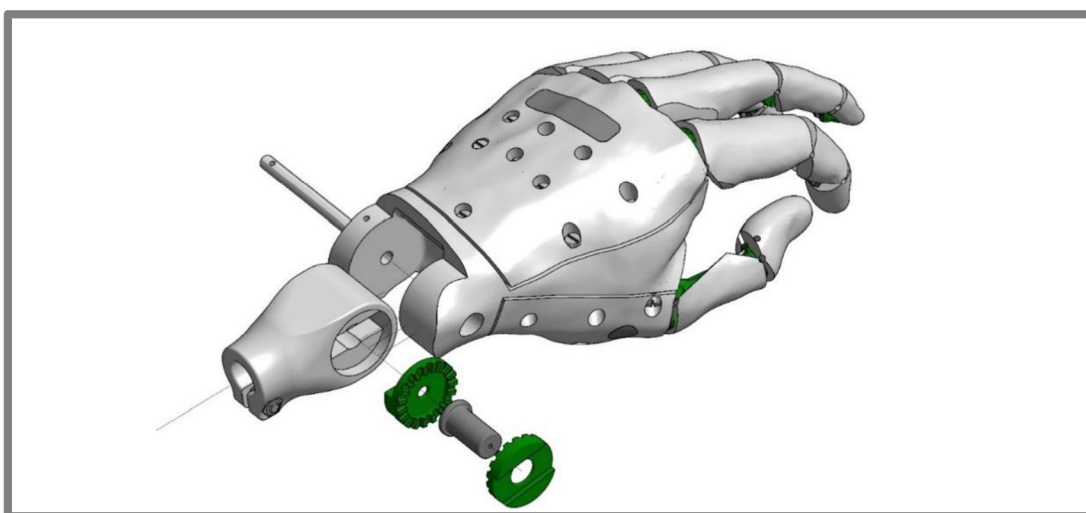


Obr. 5.10 Umístění kloubu zápěstí v konstrukci

Disky se zuby byly navrženy s ohledem na použitou výrobní technologii. Tou je CNC obrábění. Hlavním omezením je šířka zubové mezery, kterou musí projet válcová fréza průměru 1 mm.

Pro vymezení vůle při aretaci a spolehlivou funkci aretace je volen sklon zubu  $15^\circ$  a zuby jsou sníženy o 0,3 mm. Disky mají 19 zubů. Tak lze zápěstí aretovat po  $19^\circ$ . Pro daný rozsah pohybu zápěstí je to 5 poloh. Disky jsou přitlačovány pružinou firmy Hennlich s číslem 45/4/3. Při maximálním stisku tlačítko klade odpor 11,5 N.

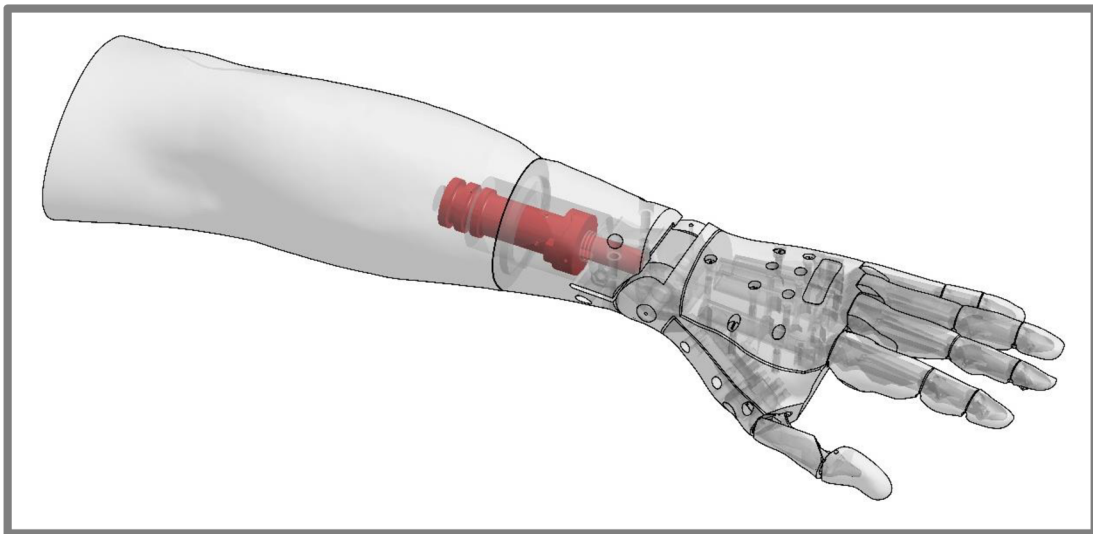
Tlačítko a těleso kloubu zápěstí se šachtou pro pružinu a ozubené disky lze vyrábět konvenčním obráběním, odléváním nebo technologií rapid prototyping. Aretační disky lze vyrábět CNC frézováním. V případě použití polymerních materiálů je možné volit výrobu odléváním nebo vstřikováním.



Obr. 5.11 Rozpad kloubu zápěstí

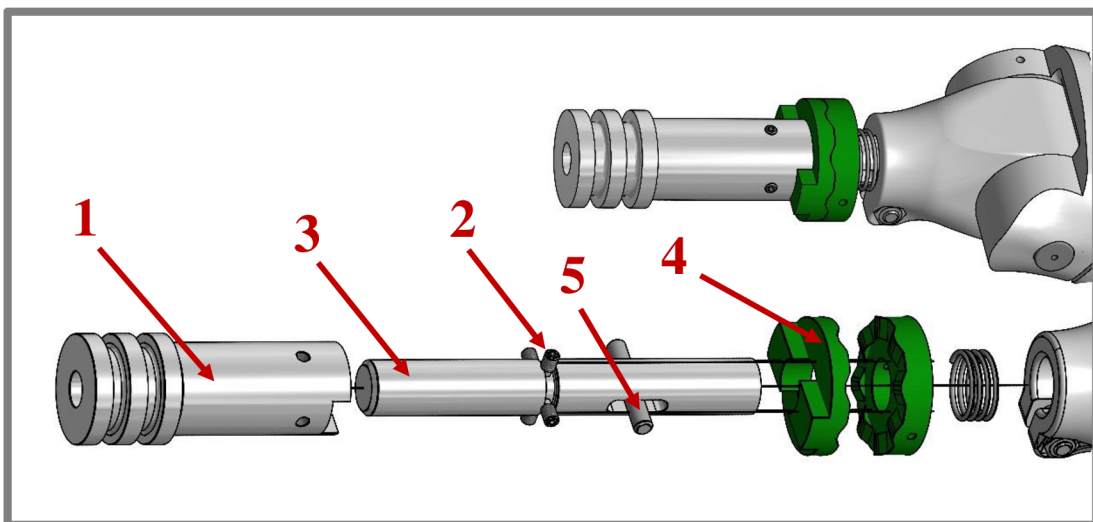
## 5.4 Předloktí

Navržená konstrukce umožňuje supinaci a pronaci předloktí. Jedná se o rotační pohyb kolem osy nosné tyče protězy. Zároveň je konstrukce zatěžována hmotou protězy včetně uchopeného předmětu. Předloktí je tedy značně namáháno a jeho konstrukce musí být dostatečně odolná. Z konstrukčních návrhů byla zvolena verze I. Kovové pouzdro bude pevně zalité jedním koncem v lůžku protězy. Z toho důvodu jsou na konci pouzdra (1) zhotoveny drážky. Na čele pouzdra je příčná drážka šířky 10 mm pro uložení ozubeného prstence. Ve vzdálenosti 10 mm od čela jsou zhotoveny 4 závitové díry pro stavěcí šrouby M3 (2). Šrouby zapadají do drážky na nosné tyči (3) a tak ji axiálně zajišťují.



Obr. 5.12 Konstrukce předloktí

Aretaci předloktí umožňují dva prstence s ozubením na čelní straně (4). Jeden je pevně spojen s pouzdem. Druhý je axiálně posuvný a je upevněn na nosné tyči. Aby axiálně posuvný prsteneček mohl přenášet moment z nosné tyče, skrz tyč je zhotovena podélná drážka. Tou prochází osa (5) příčně vedená aretačním prstencem. Prstence jsou přitlačovány tlačnou pružinou Hennlich 45/6/1 navlečenou na nosné tyči mezi kloubem zápěstí a axiálně posuvným prstencem. Stlačená pružina působí silou 17,1 N.



Obr. 5.13 Konstrukce předloktí



Při návrhu ozubení aretačních prstenců byl proveden výpočet. Ten byl odvozen z nakloněné roviny. Součinitel tření polyuretanu byl zjištěn pomocí experimentu. Deska zatížená závažím byla tažena po desce druhé pomocí pružinového siloměru. Výpočtem byl určen součinitel statického tření 0,4 a součinitel dynamického tření 0,32. Pokud není do výpočtu zahrnut odpor v podélné drážce nosné tyče, je vztah totožný pro výpočet pohybového šroubu. [19]

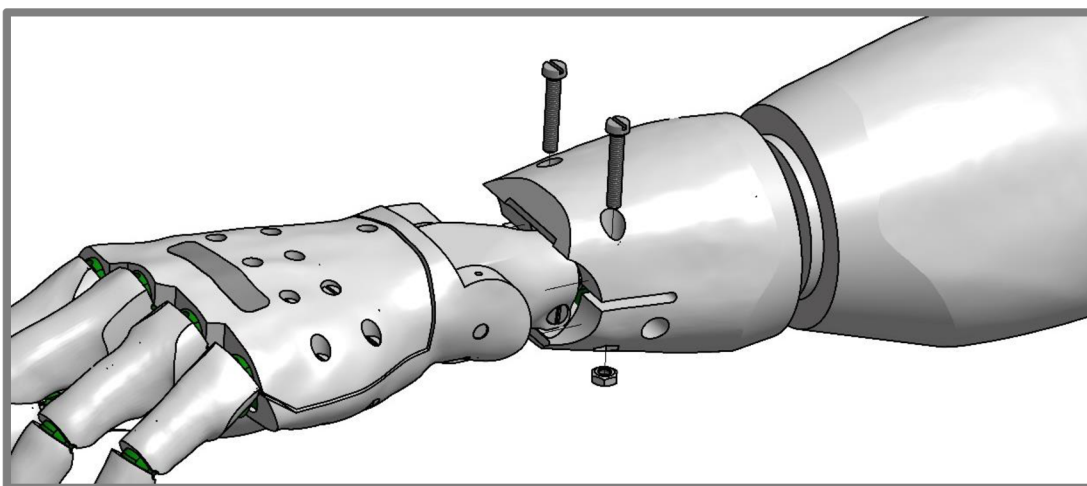
$$F_{zv} = \frac{F(\sin \alpha + f \cos \alpha)}{\cos \alpha - f \sin \alpha}, \text{ kde } \alpha \text{ je sklon boku zubu, } F \text{ síla pružiny a } f \text{ koeficient tření}$$

Sklon zubů byl na základě výpočtu určen na 45°. Teoretický moment potřebný k uvolnění z aretace je 0.533 Nm.

Vnější průměr aretačních prstenců byl volen na 30 mm. Tak bylo možné rozšířit zubovou mezeru a zvýšit počet zubů. Zubů je 10 a umožňují aretaci po 36°.

Celý mechanismus předloktí je krytý dílem, udávajícím tvar předloktí pacienta. Ten je na jednom konci upevněn ke kloubu zápěstí pomocí sevření dvěma šrouby M4 DIN 84. Na druhém konci je pomocí točného uložení spojen s lůžkem.

Pouzdro předloktí a nosná tyč budou vyráběny z hliníkového materiálu EN AW 2030 obráběním na soustruhu a frézce. Aretační prstence lze vyrábět z polyuretanu nebo kovového materiálu stejně jako aretační disky u kloubu zápěstí. Pro kryt předloktí může být využita výrobní technologie metodou FDM. Vhodné je také obrábění z materiálu, jehož koeficient tření bude vůči silikonové rukavici minimální. Tak bude možný prokluz rukavice při pohybech zápěstí.



Obr. 5.14 Konstrukce krytu předloktí

## 5.5 Pevnostní analýza

Části konstrukce, u kterých je předpokládáno největší namáhání, byly podrobeny pevnostní analýze metodou konečných prvků. Simulace byly prováděny v softwaru Ansys Workbench. V analýzách byly kovové materiály dílů použity z knihovny softwaru. Pro určení mechanických vlastností použitého polyuretanu bylo nutné uskutečnit tahovou zkoušku na vzorcích vyrobených z daného materiálu.

### 5.5.1 Tahová zkouška

Polyuretan Sika M940 je primárně používán pro obrábění slévárenských modelů. V praxi jsou tedy výrobky zhotovené z tohoto materiálu nejvíce namáhány tlakem. Výrobce tudíž v materiálovém listu neudává dostatek parametrů nutných pro pevnostní analýzu potřebnou při návrhu protézy. [20]

Třískovým obráběním na CNC frézce Charly bylo zhotoveno 6 vzorků dle normy ČSN EN ISO 527 s průřezem 4 x 10 mm. Tahová zkouška byla prováděna na stroji Zwick Z 020-TND. Zkouška probíhala při teplotě vzduchu 20°C. Protokol z tahové zkoušky je uveden v příloze číslo 1. Výstupem protokolu je modul pružnosti E a mez pevnosti R<sub>m</sub> materiálu. Pro určení smluvní meze kluzu R<sub>p0,2</sub> bylo nutné zpracovat data z tahové zkoušky. To bylo provedeno v softwaru Microsoft Office Excel 2013. Závislost síly na změně délky vzorku byla přepočtena na závislost napětí σ na poměrném prodloužení ε. Závislost byla následně vynesena do grafu. Tak mohla být určena samotná smluvní mez kluzu R<sub>p0,2</sub>. Její hodnota byla získána vynesáním souřadnic průsečíku přímky se směrnicí modulu pružnosti vynesenu z bodu poměrného prodloužení ε = 0,002, napětí σ = 0 MPa a křivky závislosti napětí/poměrného prodloužení. Výsledky jsou statistickým průměrem dat ze všech testovaných vzorků. Ze získaných parametrů byl vypočten i tečný modul E<sub>T</sub> podle vztahu

$$E_T = \frac{R_m - R_e}{\varepsilon_m - \varepsilon_{el}}$$

Z těchto parametrů je možné sestavit bilineární diagram. Parametry byly použity pro definici nového materiálu v prostředí Ansys Workbench s bilineárním modelem.

Tab. 4 Mechanické vlastnosti materiálu Sika M940

Parametr	Hodnota
E	2550 MPa
R <sub>m</sub>	57 MPa
R <sub>p0,2</sub>	38,5 MPa
E <sub>T</sub>	775 MPa

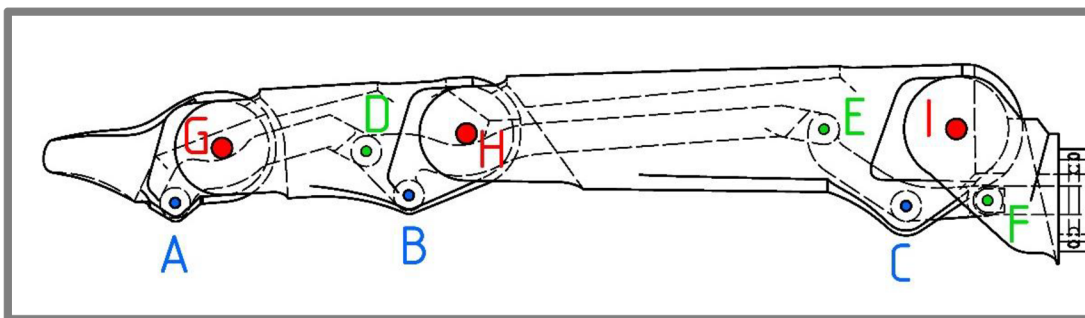


Obr. 5.15 Vzorky z materiálu SIK A M940 před a po tahové zkoušce

### 5.5.2 Prsty

Největší namáhání vznikají v nejdělsích prstech vlivem většího přepákování. Analýza proto byla prováděna na prostředníku. Z dynamické simulace prstu vyplynuly zatížení jednotlivých vazeb. Nejvyšší zatížení vzniká v uložení táhla v proximálním falangu. A to 106 N.

Jednotlivá uložení jsou zobrazena na obrázku Obr. 5.16. Maximální zatížení prostředníku jsou uvedena v tabulce Tab. 5. K maximálním zatížením dochází při úhlu 65° proximálního falangu vůči rovině dlaně.



Obr. 5.16 Schéma uložení v sestavě prstu

Tab. 5 Silová působení v jednotlivých uloženích

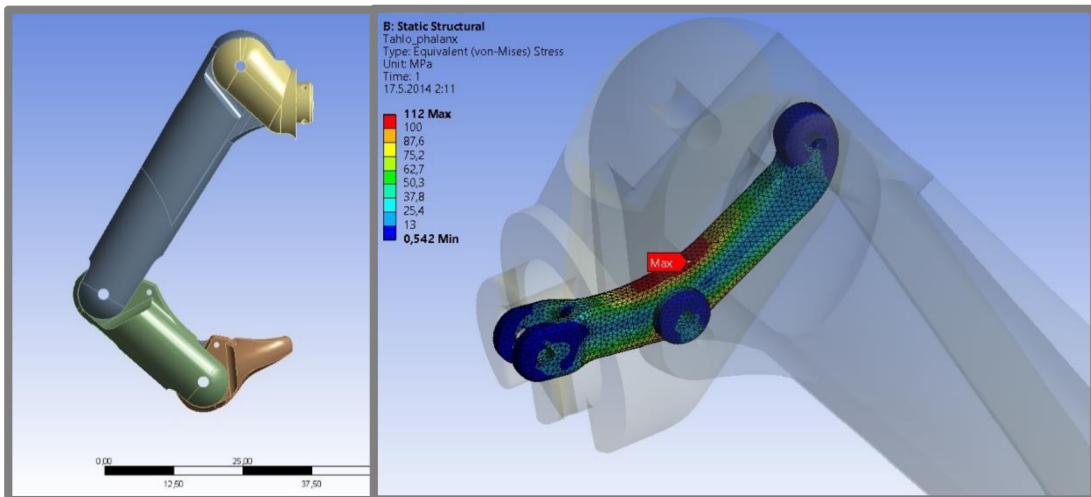
Uložení	Zatížení
A	22,8 N
B	59,2 N
C	106 N
D	22,8 N
E	49,6 N
F	61,7 N
G	9,9 N
H	50,2 N
I	75,6 N

V dané poloze nejvyššího namáhání byla sestava prstu exportována do formátu STEP. Tento soubor byl následně použit pro analýzu v prostředí Ansys Workbench. Automatické kontakty byly odstraněny a byly nahrazeny válcovými vazbami v jednotlivých uloženích a kontakty typu frictionless mezi všemi styčnými plochami. Na plochách vidlice metakarpofalangového kloubu kotvených v pouzdře pružiny byla použita pevná vazba (fixed support). Na špičce distálního falangu byly pomocí vazby remote displacement omezeny všechny stupně volnosti kromě rotace kolem osy rovnoběžné s osami kloubů. Na modelu byla vygenerována homogenní síť s velikostí prvku 0,6 mm pro polyuretanové díly a 0,3 mm pro díly ocelové. Síť byla tvořena počtem 355 059 uzlů a 224 084 prvků. Poslední táhlo (viz Obr. 5.16 vazba F) bylo následně zatíženo složkami síly, jejichž hodnoty byly získány z dynamické simulace. Byl proveden lineární iterační výpočet o čtrnácti iteracích. Maximální redukované napětí vznikající na jednotlivých dílech jsou uvedeny v tabulce Tab. 6. Z výsledků plyne, že při uchopení předmětu bezpečnost vůči mezi kluzu neklesá pod hodnotu 1,5.

Dále byla provedena analýza sestavy prstu v extenzi zatěžované na posledním článku. Byla zjišťována maximální síla působící na prst, při které dochází k meznímu stavu plastické deformace. Prst byl zatěžován v rovině kolmé k osám kloubů a v rovině společné pro osy kloubů a osu nataženého prstu. K meznímu stavu plastické deformace došlo při zatížení 6 N na konci distálního falangu (17 mm od osy). K největšímu redukovanému napětí dochází na táhle proximálního falangu. Zde je prostor k dalšímu dimenzování tohoto dílu.

Tab. 6 Maximální redukovaná napětí jednotlivých dílů a jejich bezpečnost

Součást	Max. napětí	Součinitel bezpečnosti vůči mezi kluzu
distální falang	8,0 MPa	4,8
střední falang	6,3 MPa	6,1
proximální falang	10,0 MPa	3,9
táhlo distal	84,5 MPa	2,0
táhlo střední	38,5 MPa	4,4
táhlo proximální	112 MPa	1,5
kloub	14,5 MPa	2,7

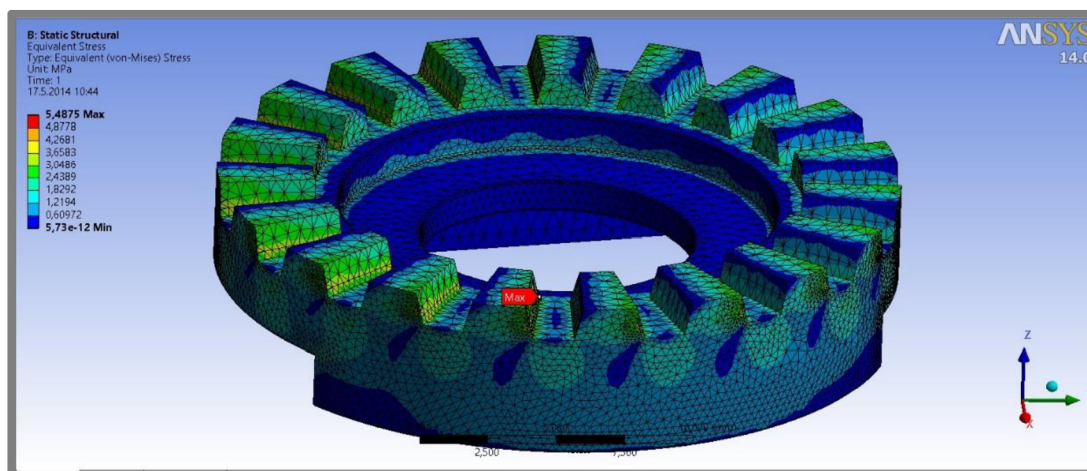


Obr. 5.17 Pevnostní analýza sestavy prstu

### 5.5.3 Zápěstí

Nejnamáhanější částí zápěstí jsou aretační disky. Analýza byla provedena pro disky vyrobené z polyuretanu Sika M940, jehož mechanické vlastnosti byly získány z tahové zkoušky. Byl proveden lineární iterační výpočet s bilineárním modelem. Boky zubů byly zatěžovány momentem vyvolaným závažím o hmotnosti 2 kg uchopeným v dlani. Těžiště zátěže bylo situováno do oblasti metakarpofalangových článků. To je 80 mm od osy kloubu zápěstí. Zátěž tak na ozubení vyvolává moment 1570 Nmm. V analýze byl použit narůstající moment od 1000 N·mm po 15000 N·mm v sedmi krocích pro určení mezních stavů. Moment byl aplikován na kontaktní plochu boků zubů. Síť byla patřičně zjemněna na velikost hrany prvku 0,3 mm. Počet prvků byl 64 259 a počet uzlů 111 989. Při analýze byl





Obr. 5.18 Pevnostní analýza aretačního disku

uvažován disk do vidlice vlepený. Byla aplikována pevná vazba (fixed support) na spodní plochy a stěny drážky.

Při zatížení  $1570 \text{ N}\cdot\text{mm}$  vzniká maximální redukované napětí  $5,5 \text{ MPa}$  v patě zubu. Při tomto zatížení je bezpečnost vůči mezi kluzu rovna 7. K meznímu stavu porušení dochází při zátěži  $12000 \text{ N}\cdot\text{mm}$ . To odpovídá zátěži  $15,3 \text{ kg}$  v oblasti metakarpofalangových kloubů.

Pro axiálně posuvný aretační disk byla stejně jako v předchozí analýze použita síť o velikosti prvku  $0,3 \text{ mm}$ . Počet prvků byl  $75\,052$  a počet uzlů  $129\,131$ . Axiálně posuvný disk je nejvíce namáhán v oblasti spodních ozubů. Ty byly v místě kontaktu se stěnami šachty zápěstí omezeny vazbou remote displacement. V patě ozubu vzniká redukované napětí  $10 \text{ MPa}$ . Součinitel bezpečnosti vůči mezi kluzu je roven  $3,8$ . K meznímu stavu plastické deformace dochází při zátěži  $5966 \text{ N}\cdot\text{mm}$ . To odpovídá předmětu o hmotnosti  $7,6 \text{ kg}$  uchopenému v protěže.

#### 5.5.4 Předloktí

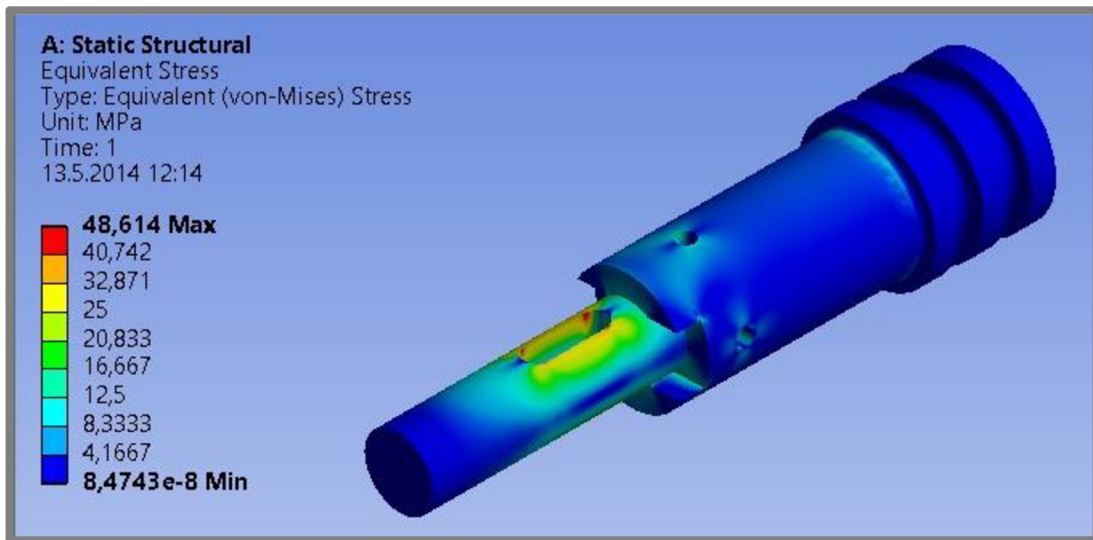
5.5.4

Mechanismus předloktí byl také podroben pevnostní analýze. Byl použit lineární model a lineární iterační výpočet. Celkem bylo prováděno 13 iterací. Materiál modelu byl použit z knihovny softwaru s názvem Aluminum Alloy.

Nosná tyč byla na ploše kontaktu se zápěstím zatěžována vzdálenou silou  $20 \text{ N}$  umístěnou  $80 \text{ mm}$  od osy otáčení zápěstí. Tím byl simulován předmět o hmotnosti  $2 \text{ kg}$  nesený v dlani. Sestava nosné tyče a pouzdra byla v prostředí Ansys nahrána ve formátu STEP. Automaticky vytvořené kontakty byly odstraněny a nahrazeny kontaktem frictionless mezi válcovými plochami pouzdra a tyče. Dále byly odebrány zbývající stupně volnosti nosné tyče. Bylo zamezeno rotaci kolem osy tyče vazbou remote displacement aplikované na plochu, která bude zatěžována. Dále bylo zamezeno axiálnímu posuvu tyče vazbou displacement na ploše radiální drážky, o kterou se opírají stavěcí šrouby. Na plochy drážkovaného konce pouzdra byla aplikována pevná vazba. Tyč byla zatěžována vzdálenou silou (remote force) na kontaktní ploše tyče a kloubu zápěstí. Po první analýze s homogenní hrubou sítí a zjištění koncentrátorů napětí byla globální síť nastavena na velikost prvku  $1 \text{ mm}$ , plocha drážky a děr pro šrouby byla zjemněna na  $0,8 \text{ mm}$ . Počet prvků tak byl  $52312$

a počet uzlů 91314. Analýza byla provedena pro zatížení ve směru kolmém na osu podélné drážky i ve směru rovnoběžném s osou této drážky.

Méně příznivým je stav zatížení rovnoběžně s podélnou drážkou. Nejvyšší redukovaná napětí HMMH vznikají uvnitř drážky, a to 48,6 MPa. V radiální drážce vzniká napětí 39 MPa. Při zatížení kolmo k podélné drážce vzniká v radiální drážce napětí 46,1 MPa. Napětí vznikající v pouzdře jsou zanedbatelná. Pro mez kluzu 250 MPa použitého materiálu EN AW 2030 (21) je tak koeficient bezpečnosti  $k = 5$ . Předloktí je dostatečně dimenzováno. To zaručuje odolnost konstrukce i při vyšším zatížení, například při náhodném úderu protézou o stůl apod.



Obr. 5.19 Redukované napětí předloktí pro méně příznivý zátěžný stav

## 5.6 Výroba protézy

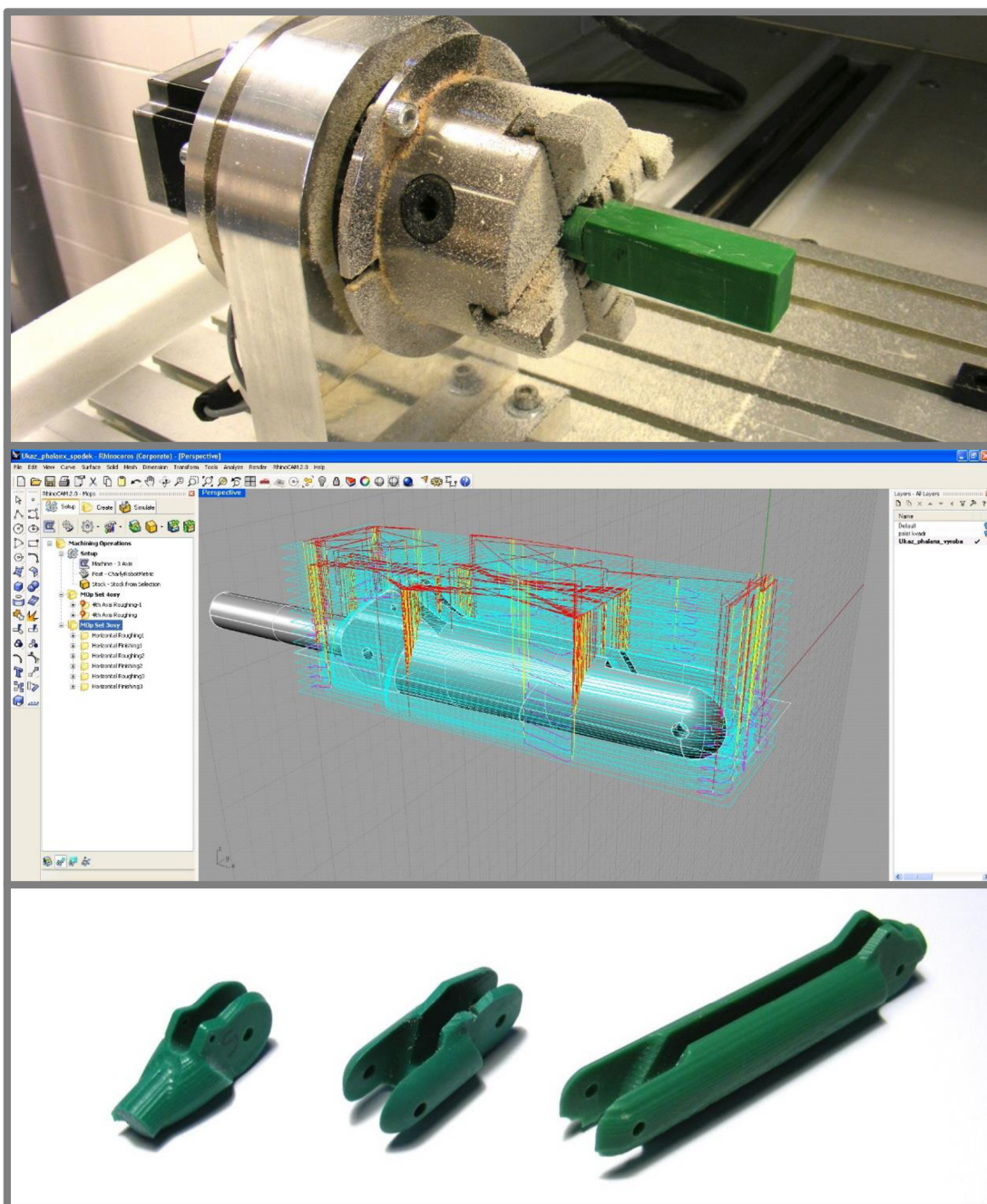
Po dokončení finálního konstrukčního návrhu bylo přistoupeno k výrobě funkčního vzorku. Jelikož se jedná o prototyp, k výrobě bylo ve značné míře využito technologií rapid prototyping.

5.6

### 5.6.1 CNC obrábění

Prvním krokem byla výroba dílů z polyuretanu. Jako výchozí materiál byl zvolen polyuretan M940 firmy Sika. Ten je dodáván ve formě bloků, které slouží k výrobě slévarenských modelů pomocí CNC obrábění. Materiál má velmi dobré mechanické vlastnosti včetně vynikající obrobitelnosti. (20) Tento materiál byl volen pro výrobu článků prstů, bloků aretačního mechanismu, aretačních disků zápěstí

5.6.1



Obr. 5.20 Postup výroby CNC obráběním z polyuretanu Sika M940



a aretačních prstenců předloktí. Všechny tyto díly byly vyráběné na malé CNC frézce Charly 2U trojosým obráběním.

#### 5.6.1.1 Články prstů

Z bloku materiálu byly nařezány hranoly, ze kterých byly jednotlivé články obráběny. Pro upnutí hranolů byla využita čtvrtá osa frézky. Aby se minimalizovaly vibrace vznikající při obrábění kvůli upnutí pouze na jednom konci hranolu, bylo obrábění každé strany rozděleno na tři regiony. Postup obrábění směřoval od konce článku až k vetknutí.

Celý proces výroby byl rozdělen na tři části. Obrobení z jedné strany, otočení obrobku o  $180^\circ$  a obrobení ze strany druhé. Třetí částí bylo otočení obrobku o  $90^\circ$ , výměna nástroje a vyvrtání děr.

#### 5.6.1.2 Bloky aretačního mechanismu prstů

Bloky aretačního mechanismu prstů byly vyráběny ze stejného materiálu podobným způsobem. Nebylo však využito čtvrté osy pro upnutí, jelikož díly byly vyráběny v jednom kroku z upnuté polyuretanové desky.

#### 5.6.1.3 Aretační disky zápěstí a předloktí

Všechny aretační disky byly vyráběny z upnuté desky ve dvou krocích. Nejdříve byla deska obráběna z jedné strany, tak vznikla spodní strana disků. Poté byla deska otočena o  $180^\circ$  a disky byly dokončeny z druhé strany. Poté byl vyměněn nástroj za válcovou frézu průměru 1 mm a byly obrobena samotné zuby. Dráhy v oblasti zubů byly generovány s dostatečně malým krokem (0,01 mm). Tak byly boky zubů dostatečně hladké a nebylo nutné jejich manuální začištění.



Obr. 5.21 Aretační disky a aretační blok

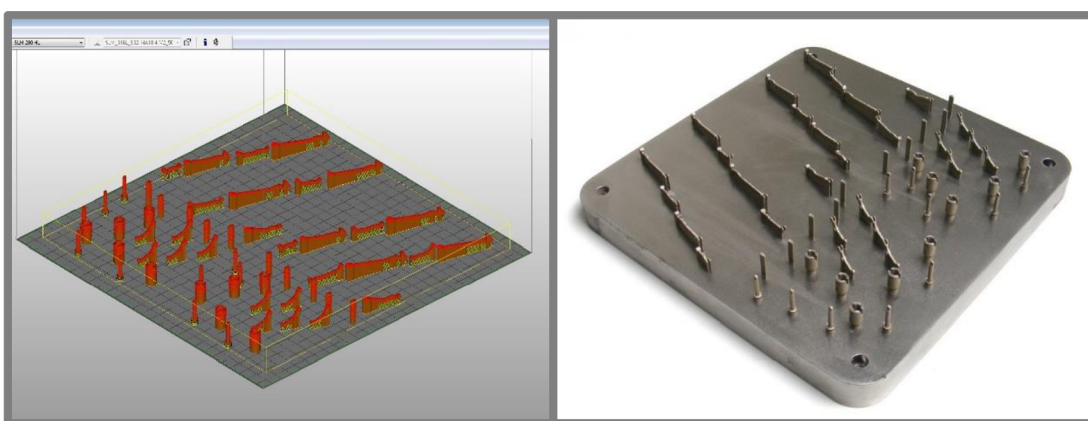
Obrábění všech polyuretanových dílů trvalo v součtu 18 hodin 30 minut. Manipulační časy nejsou započítány. Dodatečné ruční opracování zabralo cca 3 hodiny. Velmi vysoké obráběcí časy jsou způsobené velkým odběrem materiálu, výrobou článků prstů po jednom kuse a v neposlední řadě i malými zkušenostmi s CNC obráběním a s tím spojeným nastavením úběru třísky, rychlosti posuvu apod. V případě sériové výroby a optimalizace by byl výrobní čas razantně zkrácen. Všechny díly by bylo možné vyrobit oboustranným tříosým obráběním z jedné polyuretanové desky vhodné tloušťky. Veškeré manipulační časy by tak odpadly. Vrtání otvorů by proběhlo ručně v předem vyrobených přípravcích. V sériové výrobě by obrábění sloužilo pouze k výrobě master modelů. Pak by bylo možné díly hromadně odlévat do silikonových forem z polyuretanu obdobných vlastností jako je použitý materiál Sika M940.



### 5.6.2 Výrobní technologie SLM

Veškerá táhla mechanismu pasivního úchopu, jezdce a aretační zuby byly vyráběny metodou SLM na stroji SLM 280 HL firmy SLM Solutions. Díly byly vyráběny s tloušťkou vrstvy 0,05 mm z práškové nerezové oceli 316L. Technologie SLM je spojená s množstvím podpůrných struktur, potřebných při stavbě dílů. Tvar všech dílů je pro technologii SLM příznivý a tak je lze v prostoru orientovat téměř libovolně. Tak lze dosáhnout nízkých výrobních časů.

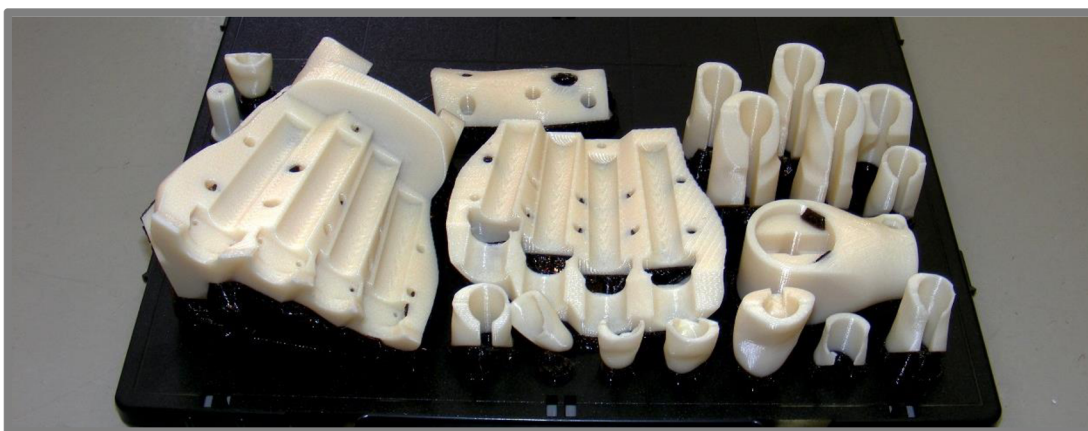
Po odřezání dílů ze stavěcí desky byly odlámány podpory a stopy po nich zabroušeny. Všechny díry v dílech byly vrtány na stolní vrtačce. Z důvodu hrubého povrchu výrobků, který nedovoluje přímou výrobu funkčních ploch, bylo nutné rozsáhlé ruční opracování. Funkční plochy byly broušeny. Výrobní čas činil 2 hodiny 30 minut. Ruční opracování trvalo cca 3 hodiny.



Obr. 5.22 Díly vyráběné technologií SLM, vlevo připravená data, vpravo vyrobené díly

### 5.6.3 Výrobní technologie FDM

Všechny díly udávající tvar ruky pacienta byly vyrobeny metodou FDM z plastu ABS+ na výrobním zařízení Dimension SST1200es. Konkrétně šlo o díly ruky, předloktí, aretační tlačítka a tvarové díly článků prstů. Touto technologií byl vyroben i kloub zápěstí včetně aretačního tlačítka. Tloušťka vrstvy tisku byla nastavena na 0,254 mm. Všechny díly jsou vyráběny z plného materiálu.



Obr. 5.23 Díly po vyjmutí ze stroje Dimension SST1200es

Kvůli prezentování prototypu byly díly opakovaně tmeleny a broušeny. Na závěr byly nastříkány bílým stříkacím tmelem. Celkový objem dílů činil 462,78 ccm, objem podpor 94 ccm. Výrobní čas byl 34 hodin. Ruční opracování trvalo 5 hodin.

#### 5.6.4 Ostatní výroba

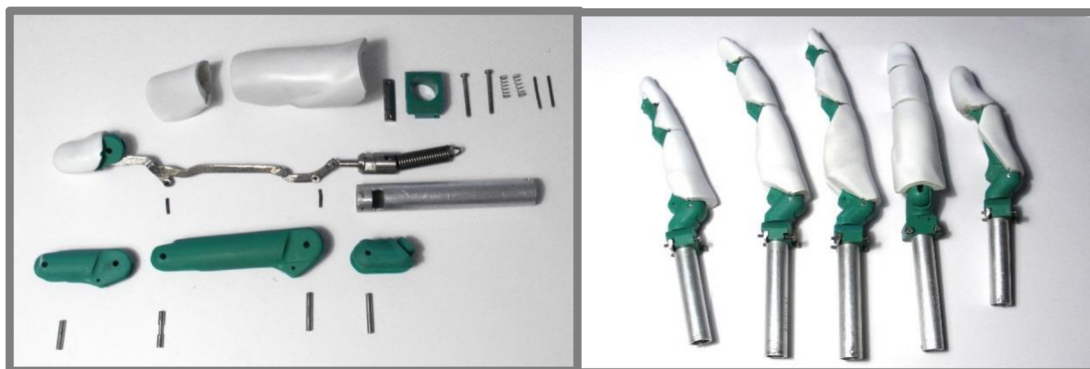
Pouzdra pro vedení tažných pružin byla vyrobena z přířezů hliníkové trubky z materiálu EN AW 6060. Šlo o zhotovení drážky pro aretační zub a vyvrtání děr pro zkolíkování pouzdra s aretačním blokem a metakarpofalangovým kloubem. Dále byla vyvrtána díra čepu pro zajištění pružiny.

Ručně byly vyrobeny veškeré čepy a osy z hliníkových a ocelových drátů. Tato fáze výroby trvala cca 1 hodinu 30 minut.

Pouzdro předloktí a nosná tyč byly vyrobeny obráběním na soustruhu a frézce. Výroba těchto dílů trvala cca 40 minut.

#### 5.7 Sestavení protézy

Jelikož byly při výrobě použity technologie, které nezaručují rozměrovou přesnost a kvalitu povrchu použitelnou pro funkční plochy, sestavení bylo doprovázeno s dodatečným opracováváním dílů s následným slícováním.



Obr. 5.24 Sestavené prsty s pohonem a aretací

Uložení článků prstů bylo vyrobeno s vůlí. Čep ve vidlici má pevné uložení a v souvisejícím článku je uložení volné. Po spojení článků čepy z nerezového drátu s nimi lze volně pohybovat. K distálnímu falangu byl přilepen tvarový díl pomocí dvousložkového epoxidu. Ostatní tvarové díly byly na články pouze nasunuty. Díky uložení s přesahem není nutné je jistit lepením. Sestava táhel a jezdce s pružinou je



Obr. 5.25 Sestavy prstů uložené v ruce

snýtována pomocí čepů vyrobených z ocelového drátu průměru 1 mm. Čepy jsou jištěny roznýtováním a tak je sestava nerozebíratelná. Vidlice metakarpofalangového kloubu je vložena do trubky. Na tu je nasunut aretační blok. Tyto tři díly jsou vzájemně spojeny pomocí dvou kolíků vyrobených z ocelového drátu průměru 1 mm.

Dalším krokem bylo nastavení správné výšky hlav šroubů aretačních mechanismů. Sestavy byly vloženy do horního krytu ruky s tlačítkem a šrouby byly nastaveny tak, aby se všechny dotýkaly ploch na spodní straně aretačního tlačítka umístěného v hřbetu ruky. Stejným způsobem byl nastaven i aretační mechanismus palce. Poté byla ruka s prsty sešroubována.

U kloubu zápěstí byly vymezeny vůle v uložení aretačních disků. Poté byl kloub složen. Do tělesa kloubu byla vložena pružina a axiálně pohyblivý disk. Do vidlice ruky byl vložen druhý aretační disk a aretační tlačítko. Poté bylo těleso kloubu vsunuto do vidlice. Po přitlačení disků pružinou mohla být z boku vsunuta osa. Ta byla poté zajištěna protažením drátem kolmo k ose.



Obr. 5.26 Díly zápěstí vlevo a díly předloktí vpravo

Sestavení předloktí bylo provedeno následovně. Nosná tyč byla vsunuta do pouzdra. Do pouzdra byly našroubovány stavěcí šrouby, které se opřely o stěnu radiální drážky v nosné tyči. Poté byl na nosnou tyč navlečen aretační prstenec. Ten svým ozubem na spodní straně zapadl do drážky na čele pouzdra, čímž byl tangenciálně zajištěn. Potom byl na nosnou tyč nasunut druhý aretační prstenec.



Obr. 5.27 Sestavená protéza bez lůžka a krytu předloktí



Prstencem a podélnou drážkou v nosné tyči byla provlečena osa z nerezového drátu průměru 2 mm. Na závěr byla na nosnou tyč navlečena tlačná pružina a byl nasunut kloub zápěstí.

Ve firmě ING Corporation, s.r.o. byla provedena výroba lůžka. Pouzdro předloktí bylo k lůžku připevněno pomocí laminování. Tomu předcházelo správné přiložení protézy k lůžku nasazenému na pahýl pacienta. Po správném napolohování byly na lůžku zhotoveny značky. Pouzdro předloktí z protézy bylo vyjmuto a bylo provedeno přilaminování pouzdra ve správné poloze k samotnému lůžku.



**Obr. 5.28** Postup připevnění pouzdra předloktí k lůžku protézy (zleva určení polohy, dopěnění a vyznačení polohy protézy, přilepené pouzdro připravené k zalaminování)

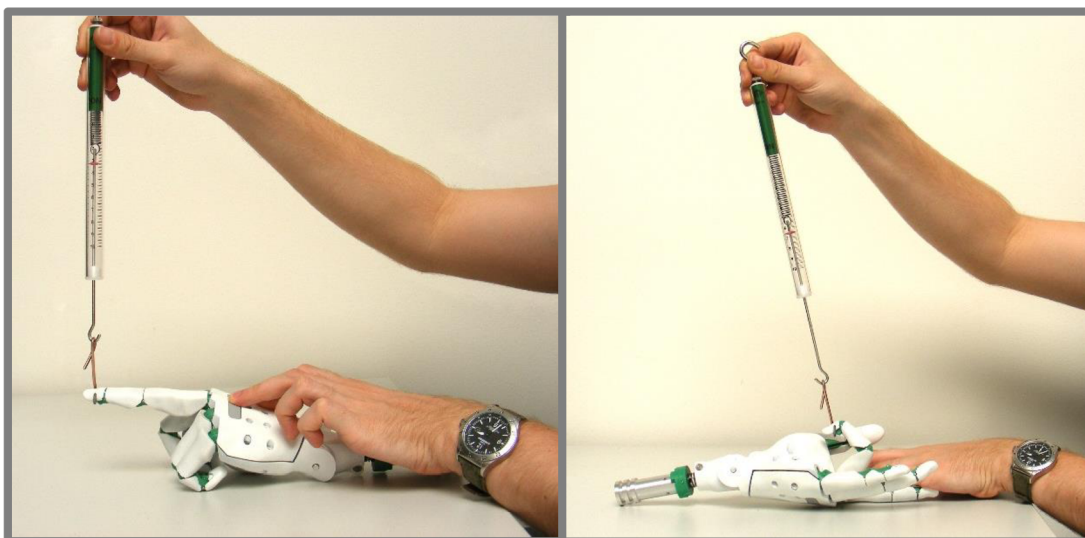
Dalším úkolem bylo zhotovit kryt předloktí. Pro ten je nutné znát přesnou geometrii lůžka s připevněnou protézou. Proto bylo hotové lůžko skenováno pomocí systému ATOS TripleScan 8M. Nebylo nutné snímat kompletní protézu. Proto bylo provedeno skenování lůžka s mechanismem předloktí. Pro lepší napojení snímků byly na celou protézu nanесeny referenční značky. Výsledný sken byl dále zpracován. Na výsledném STL souboru byla v softwaru Geomaxic X vygenerována síť a ta byla exportována ve formátu igs. Tento soubor bylo možné po sešití ploch dále používat v prostředí Autodesk Inventor 2013 jako objemové těleso. Po napolohování tohoto souboru k existujícím datům byla odstraněna část souboru a ponecháno zůstalo jen lůžko. Tak byl získán soubor s daty protézy a lůžka. Booleovskou operací bylo od původních dat ze skenu ruky pacienta odečteno lůžko se zalitým pouzdem. Vznikla tak data potřebná pro výrobu krytu předloktí. Jedná se o dva díly. Jedním je kryt upevňovaný k zápěstí protézy. Druhým dílem je zbývající částí předloktí, která je k lůžku lepena.

Oba díly byly vyrobeny metodou FDM (v kapitole 5.6.3 jsou započteny do kalkulace). V případě dílu upevňovaného k lůžku byla vyrobena jeho přední část s uložením a tvarem předloktí pacienta. Poté byl přechod tohoto dílu a lůžka vytmelen a vybroušen. To bylo provedeno kvůli zajištění plynulého přechodu protézy na pahýl pacienta.

## 5.8 Testování

Vyrobený prototyp byl podroben řadě testů, ať již šlo o měření reálných veličin, tak o ověření schopnosti úchopu jednotlivých předmětů.

Jako první bylo provedeno ověření hodnot síly úchopu na posledním falangu 15 mm od osy kloubu v extenzi a ve flexi. Měření bylo provedeno pomocí pružinového siloměru o rozsahu (0 až 10) N. Každý prst byl opřen o závěs siloměru. Siloměr byl polohován kolmo k ose článku. Z důvodu proveditelnosti byl závěs opírán 10 mm od osy. Poté byl proveden přepočít pro získání hodnoty síly v požadované vzdálenosti od osy. Byla měřena minimální síla, při které byl prst uveden do pohybu (zavírání). Výsledky včetně porovnání s teoretickými hodnotami z dynamické simulace jsou uvedeny v tabulce Tab. 7.



Obr. 5.29 Měření síly úchopu jednotlivých prstů v extenzi a flexi

Tab. 7 Porovnání hodnot síly úchopu naměřených a získaných z dynamické simulace

	Naměřené hodnoty		Z dynamické simulace	
	extenze	flexe	extenze	flexe
palec	3,0 N	3,5 N	3,4 N	4,5 N
ukazovák	1,4 N	6,3 N	1,7 N	8,0 N
prostředník	1,1 N	4,7 N	1,4 N	7,0 N
prsteník	1,2 N	6,5 N	1,5 N	8,5 N
malík	1,4 N	5,5 N	2,0 N	7,6 N
<b>součet</b>	<b>8,1 N</b>	<b>28,0 N</b>	<b>10,0 N</b>	<b>35,0 N</b>

Z výsledků vyplývá, že síla úchopu funkčního vzorku je oproti dynamické simulaci menší. Tento rozdíl je dán vnitřními odpory ve vyrobeném prototypu. V dynamické simulaci byl uvažován ideální model bez tření. Výsledky z měření funkčního vzorku jsou také ovlivněny nepřesnostmi ve výrobě, kdy mohou v jednotlivých uloženích působit i odpory další. Vzniklé rozdíly mohou být také způsobeny nepřesným měřením včetně chyby vzniklé přímo na pružinovém siloměru.

Dále byl určován moment potřebný k uvolnění předloktí z aretace. Měření bylo prováděno následovně. Protéza byla pouzdem předloktí pevně uchycena ve svěráku. Jako osa zápěstí byla použita dlouhá tyč. Ta byla zatěžována pomocí pružinového siloměru o rozsahu (0 až 10) N 200 mm od osy předloktí. Hodnota na siloměru při uvolnění z aretace byla zaznamenána. Ze známé síly a ramene byl vypočten točivý moment 0,6 Nm. Oproti výpočtu v kapitole 4.3.2 je odpor mechanismu předloktí větší. To je způsobeno odporem v drážce, který byl ve výpočtu zanedbán.



Obr. 5.30 Měření momentu potřebného k uvolnění předloktí z aretace

Dalším testem bylo ověření úchopové funkce na různých předmětech denní potřeby s hmotností do 2 kg. Pro simulaci tření mezi protézou a uchopovanými předměty bylo na protézu navlečeno pět gumových rukavic.

Pro háčkový úchop byla ověřována maximální hmotnost uchopení pro různé úhly předloktí vůči horizontální rovině. Do ruky bylo uchopeno látkové oko, které bylo zatěžováno siloměrem. Působíště síly bylo postupně umísťováno nad střed distálních



Obr. 5.31 Test maximální zátěže u háčkového úchopu

falangů, vzdálený kloub, střed středních falangů, střední kloub, střed proximálních falangů, metakarpofalangový kloub. Síla byla vždy orientována buď kolmo k článku, nebo v rovině souměrnosti ohnutého kloubu. Experiment dokázal, že prsty dokáží bez rozevření unést zátěž minimálně 50 N při maximální flexi. Vyšší zatížení nebylo provedeno z důvodu možné destrukce protézy. Schopnost prstů vydržet vysokou zátěž je výrazně závislá na míře rozevření prstů. Při uchopování objemnějších předmětů (postupný přechod na válcový úchop) maximální zatížení prudce klesalo.



Obr. 5.32 Testování úchopu s protézou bez rukavice

Protéza byla na závěr otestována i pacientem. Byla ověřena schopnost manipulace s předměty, přenášení břemene o hmotnosti 1,59 kg háčkovým úchopem (batoh). Pacient dále ověřil ovládání protézy. Polohování zápěstí, polohování předloktí, uvolnění prstů z aretace. Přikládání protézy k předmětům a vyvolání jejich úchopu uvolněním prstů z aretace. Pacient uvedl, že manipulace s protézou je pohodlná a přirozená. Polohování je bez problémů, jednotlivá tlačítka jsou pro zachovalou ruku dobře přístupná. Silové odpory tlačítek včetně odporu mechanismu předloktí jsou ideální. Natahování prstů do extenze je bezproblémové, protože odpor prstů je dostatečně malý. Pacient si stěžoval na hlučnost pružin při uvedení prstů do flexe. Funkčnost protézy tak byla ověřena v praxi.





Obr. 5.33 Ověřování úchopů protězy pacientem

### 6.1 Shrnutí dosažených výsledků

Vyrobený prototyp navržené protézy splnil požadavky, které byly na konstrukci kladeny. Protéza využívající mechanismu pasivního úchopu je schopna stabilně udržet předměty do 2 kg. V případě háčkového úchopu lze přenášet břemena s hmotností značně vyšší, dané pouze pevností protézy.

Prototyp byl navržen přímo na míru pacienta na základě 3D dat získaných skenováním jeho zachovalé ruky. Ta byla ozrcadlena a offsetována o tloušťku silikonové rukavice směrem dovnitř. Ve velké míře bylo využito výrobních technologií rapid prototyping. Díly protézy byly ovšem navrhovány s ohledem na možnou výrobu v menších sériích konvenčními výrobními technologiemi. Nejnamáhanější části konstrukce byly podrobeny pevnostní analýze metodou konečných prvků pro určení bezpečnosti konstrukce.

Při práci s díly udávajícími tvar ruky pacienta bylo pracováno především s booleovským odečítáním a řezáním pomocí ploch. Zhotovená data lze použít při přípravě protézy pro jiného pacienta, kdy stačí nahradit data ruky a provést jen drobné úpravy v napolohování modulárních dílů, úpravě řezacích ploch apod. Tak lze čas mezi požadavkem na protézu a jejím dodáním pacientovi ještě snížit.

Z důvodu zranění pacientova pahýlu a nemožnosti včasné výroby lůžka nebyla pro prototyp vyrobena kosmetická silikonová rukavice, se kterou měl být úchop testován. Tento problém byl řešen simulováním silikonové kosmetické rukavice pomocí několika vrstev gumových chirurgických rukavic. Tak bylo dosaženo tření nutného pro úchop. Síla stisku je dostatečně velká, přitom umožňuje pohodlné uvedení prstů do extenze. Bylo dosaženo celkové hmotnosti protézy s lůžkem 990 g. Hmotnost náhrady je tedy nižší než hmotnost ztracené končetiny. To zajišťuje pohodlné nošení. Pacient prototyp testoval bez tvarových dílů předloktí z důvodu opožděné výroby lůžka. Tyto části konstrukce však nemají vliv na funkčnost a testování lze považovat za plnohodnotné.

Dané konstrukční řešení je použitelné pro pacienty s délkou pahýlu do 50% původní délky předloktí. U delších pahýlů lze z konstrukce vypustit mechanismus polohování předloktí, jelikož dlouhý pahýl je schopný omezené supinace a pronace. [22]

## 6.2 Ekonomický a časový rozbor řešení

Ceny a pracovní časy výroby prototypu protézy jsou uvedeny v tabulce Tab. 8. Vysoká cena i časy jsou způsobeny prototypovou výrobou, kdy byly ve velké míře použity aditivní technologie. Kusové ceny pružin jsou také značně vyšší než při nákupu ve větším množství. Technologie SLM může být zcela nahrazena konvenčním obráběním.

Technologii FDM lze omezit jen na výrobu tvarových dílů prstů v případě výroby sady rukou a krytů předloktí pomocí odlévání. Míra lidské práce je cca 10 hodin. Do nákladů nebyla zařazena cena lůžka a rukavice. Všechny ceny jsou uvedeny bez DPH. Pro porovnání cena pasivní systémové ruky firmy OttoBock s katalogovým číslem 8K18=L6  $\frac{3}{4}$  je 7636,- Kč bez DPH (viz Obr. 2.13).

Návrh konstrukčního řešení včetně zpracování dat při přípravě protézy pro konkrétního pacienta trvalo cca 120 hodin.

Tab. 8 Ekonomický a časový rozbor výroby prototypu protézy

Položka	Cena (Kč)	Čas
obrábění polyuretanu	4200,-	18.30 hod
obrábění hliníku	850,-	0.40 hod
výroba FDM	7 150,-	34 hod
výroba SLM	6 250,-	2.30 hod
ruční opracování dílů	-	9.15 hod
pružiny	823,-	-
spojovací materiál	70,-	-
tmely, barvy	400,-	-
příprava dat	-	3 hod
součet	19 743,-	67 h 55 min

## 6.3 Postup dalších prací

Další vývoj protézy by měl směřovat k ověření její funkčnosti s kosmetickou silikonovou rukavicí. Díky její tloušťce by mohly vznikat problémy v oblasti kloubů. Předpokládá se možný vznik nepřírodných ohybů rukavice či kladení velkých odporů s následkem snížení účinnosti pasivního úchopu. Řešení těchto problémů by nejspíše směřovalo k úpravám rukavice (cílené úpravy tloušťky v kritických oblastech).

Dále by bylo vhodné věnovat se samotnému pohonu mechanismu pasivního úchopu. Sevření prstů je značně rychlé. Přínosem by bylo snížení rychlosti pohybu prstů. Dalším problémem je hlučnost pružin v hliníkových pouzdrech. Jednoduchým řešením by bylo začlenění měkké vrstvy vhodného materiálu na vnitřní stěny pouzder v oblasti tažné pružiny.

Přínosné by bylo ověřit i jiná navrhovaná konstrukční řešení jednotlivých částí protézy jako je například mechanismus předloktí v kapitole 4.2.4.3, jenž by byl použitelný i u pacientů s dlouhým pahýlem neschopného pronace a supinace.

Hlavní cíl práce včetně dílčích cílů byl splněn v plném rozsahu. Cílem této práce bylo navrhnout kosmetickou protézu schopnou háčkového a válcového úchopu s přirozenou kinematikou pohybu prstů. Podmínkou konstrukce bylo využití technologií rapid prototyping při výrobě a maximální využití modulárních dílů. Tím mělo být dosaženo využitelnosti dílů u protéz různých velikostí.

V první kapitole této práce je popsána anatomie lidské ruky se všemi jejími pohyby včetně popisu rozložení velikosti rukou v lidské populaci. Dále je v práci analyzován trh s protetikou horních končetin pro transradiální a částečné amputace. V další kapitole je popsán mechanismus pasivního úchopu, který je hlavním prvkem konstrukce. Na základě těchto informací bylo přistoupeno k samotné konstrukci. V kapitole 4 jsou popsány konstrukční návrhy jednotlivých částí protézy. Z těchto návrhů byly vybrány ty nejvhodnější a bylo přistoupeno ke konečné konstrukci popsané v kapitole 5. Konstrukci provázely dynamické simulace a pevnostní analýzy.

Celá protéza je navržena s ohledem na snadnou a ekonomicky nenáročnou výrobitelnost. Pro díly udávající tvar pacientovy ruky je využito technologií rapid prototyping. Pohon protézy je zajištěn tažnými pružinami. Protéza je ovládána zachovalou rukou pacienta a umožňuje polohování předloktí a zápěstí. Dále dovoluje samovolnou flexi všech prstů. Do extenze se prsty uvádí jednotlivě pomocí zachovalé ruky pacienta.

Konečný konstrukční návrh byl následně vyroben. Výroba proběhla v dílnách ústavu konstruování. Na vyrobeném prototypu bylo prováděno testování funkčnosti protézy. Protéza splnila požadavky na ni kladené. Je schopna stabilního uchopování předmětů do 2 kg. V háčkovém úchopu dokáže protéza přenášet objekty s hmotností větší než 5 kg. Vyšší zatížení nebyla ověřena. Protéza byla testována pacientem, pro kterého byla navržena. Jeho subjektivní názor na protézu byl pozitivní.

Z časových důvodů nebyla vyrobena kosmetická silikonová rukavice, pro jejíž použití byla konstrukce navrhována. Z toho důvodu byla testování prováděna s navlečenými chirurgickými rukavicemi pro simulování rukavice kosmetické.

Výstupem této diplomové práce je první funkční vzorek nového typu protézy, který by měl pacientům s amputací přinést nejen dokonalý vzhled, ale také přirozené pohyby protézy a schopnost úchopu pro přenášení a přidržování drobných předmětů.



## 8 SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ

---

- [1] SPÁČIL, Jiří. Dochází u nás k poklesu amputací dolních končetin?. *Sanquis*. 2009, **62**, 68-70. ISSN 1212-6535. 2.
- [2] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie I*. Praha: Grada, 2011. 552 s. ISBN 978-80-247-3817-8.
- [3] HADRABA, Ivan. Úchop v protetice (1. část). *Ortopedická protetika*. 2001, **4(6)**, 30-37. ISSN 1212-6705.
- [4] Jemná motorika a její trénink po cévní mozkové příhodě (mrtvici). *Ergoaktiv Centrum odborné péče pro osoby po cévní mozkové příhodě*. [Online]. 18. 1. 2011 [cit. 11. 11. 2013]. Dostupné z: <http://ergoaktiv.cz/jak-na-cmp/2011/1/18/jemna-motorika-a-jeji-trenink-po-cevni-mozkove-pihod-mrtvici.html>.
- [5] TILLEY, Alvin R. *The Measure of Man and Woman: Human Factors in Design*. New York: John Wiley & Sons, 2002. 104 s. ISBN 0-471-09955-4.
- [6] *Human Engineering Design Data Digest Human Factors Standardization Subtag*. Washington DC: CreateSpace Independent Publishing Platform, 2000. 158 s. ISBN 978-1493603978.
- [7] MAY, Bella J. *Amputations and prosthetics : a case study approach*. 2nd. Philadelphia: F.A. Davis, 2001. 256 s. ISBN 080360839X.
- [8] PAIGEROVÁ, Michaela. Srovnání jednotlivých typů protéz horních končetin. *Ortopedická protetika: odborný časopis Federace ortopedických protetiků technických oborů*. 2001, **3(5)**, 23-26. ISSN 1212-6705.
- [9] Protézy horních končetin. *MS Ortoprotetika s.r.o.*. [Online]. 22. 1. 2009 [cit. 11. 11. 2013.]. Dostupné z: <http://www.ms-protetik.cz/>.
- [10] SMITH, Douglas F. et al. *Atlas of Amputations and Limb Deficiencies: Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles*. 3rd, American Academy of Orthopaedic, 2004. 965 s. ISBN 978-0892033134.
- [11] Protetika horních končetin. *Protetika Beroun*. [Online]. [cit. 11. 10. 2013.]. Dostupné z: <http://www.protetikaberoun.cz/protetika-hornich-koncetin/>.
- [12] HADRABA, Ivan. Proč je v našich zemích malý zájem o tahové protézy? *Ortopedická protetika: odborný časopis Federace ortopedických protetiků technických oborů*. 2009, **16**, 14-18. ISSN 1212-6705.
- [13] Fillauer: Fillauer Companies Catalog. *Katalog firmy Fillauer*. Chattanooga, 2013. Dostupné z: <http://pdf.medicaexpo.com/pdf/fillauer/fillauer-companies-catalog/74954-90665.html>

- [14] PLETTENBURG, Dick. The WILMER Passive Hand Prosthesis for Toddlers. *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics*. 2009, **21**(2), 97-99.
- [15] DECHEV, Nikola, CLEGHORN, W. L. a NEUMANN, S. Multiple finger, passive adaptive grasp prosthetic hand. *Mechanism and Machine Theory*. 2001, **36**(10), 1157-1173. ISSN 0094-114X.
- [16] CARROZZA, Maria Chiara, SUPPO, Carlo a SEBASTIANI, Francesco. The SPRING Hand: Development of a Self-Adaptive Prosthesis for Restoring Natural Grasping. *Autonomous Robots*. 2004, **16**(2), 125-141.
- [17] TAKAKI, Takeshi a Toru OMATA. High Performance anthropomorphic robot hand with grasp force magnification mechanism. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*. 2011, **16**(3), 583-591.
- [18] Česká republika. Metodika hodnocení výsledků výzkumných organizací a hodnocení výsledků ukončených programů. In: *1417/2013-RVV*. Praha, 2013, č. 475.
- [19] SHIGLEY, Joseph E, Mischke, Charles R a Budynas, Richard G. *Konstruování strojních součástí*. VUTIUM, 2008. 1300 s. ISBN 978-80-214-2629-0.
- [20] Building Trust SIKA. [Online]. 2014 [cit. 10. 3. 2014]. Dostupné z: [https://toolingandcomposites.sika.com/en/solutions\\_products/04/04a008/04a002sa02ssa01/04a002sa02ssa01100/04a002sa02ssa01101.html](https://toolingandcomposites.sika.com/en/solutions_products/04/04a008/04a002sa02ssa01/04a002sa02ssa01100/04a002sa02ssa01101.html).
- [21] Hliníkové profily a tyče. *ALFUN*. [Online]. 2014. [cit. 14. 3. 2014]. Dostupné z: <http://www.alfun.cz/sortiment/hlinik/tyce-a-profilu>.
- [22] HADRABA, Ivan. *Protetika*. Praha: Státní pedagogické nakladatelství, 1987, 64 s.
- [23] Hand Anatomy. *American Society for Surgery of the Hand*. [Online]. 2009 [cit. 9. 10. 2013]. Dostupné z: <http://www.assh.org/Public/HandAnatomy/Pages/default.aspx>.
- [24] Ottobock: Prosthetics upper Limb. *katalog firmy Ottobock*. Duderstadt, 2013. Dostupné z: [http://www.ottobock.com/cps/rde/xbcr/ob\\_com\\_en/646K6-GB-03-1205w.pdf](http://www.ottobock.com/cps/rde/xbcr/ob_com_en/646K6-GB-03-1205w.pdf)
- [25] TAYLOR, Craig L a SCHWARZ Robert J. The Anatomy and Mechanics of the Human Hand. *Artificial Limbs*. 1955, **2**(2), 22 - 35.
- [26] Partial Hand Solutions. *LLC*. [Online]. 2011 [cit. 20. 11. 2013]. Dostupné z: [www.partialhandsolutions.com](http://www.partialhandsolutions.com).

- [27] WIRED.CO.UK. *Prosthetic hands are now almost as versatile as natural limbs*. [Online]. 22. 3. 2013 [cit. 4. 2. 2014]. Dostupné z: <http://www.wired.co.uk/magazine/archive/2013/04/start/they-can-rebuild-you>.
- [28] Technical below elbow amputee issues . *MSM wrist 0.1- revision*. [Online]. [cit. 16. 3. 2014]. Dostupné z: <http://www.swisswuff.ch/tech/wp-content/uploads/2009/04/p1010025c.jpg>.
- [29] High Definition Silicone Upper Limb Prosthesis. *APC Prosthetics*. [Online]. 2012 [cit. 10. 3. 2014]. Dostupné z: <http://www.apcprosthetics.com.au/upper-limb-prostheses/>.



**9 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK, SYMBOLŮ A VELIČIN****9**

ABS	- akrylonitrilbutadienstyren
E [MPa]	- modul pružnosti
$E_T$ [MPa]	- tangenciální modul pružnosti
FDM	- Fused Deposition Modeling
$F_{zv}$ [N]	- zvedací síla
f [-]	- koeficient tření
$R_m$ [MPa]	- mez pevnosti
$R_e$ [MPa]	- mez kluzu
$R_{e0,2}$ [MPa]	- smluvní mez kluzu
PE	- polyetylén
SLM	- Selective Laser Melting
$\alpha$ [°]	- úhel sklonu zubu
$\varepsilon$ [-]	- poměrné prodloužení
$\varepsilon_{el}$ [-]	- poměrné podloužení při dosažení meze kluzu
$\varepsilon_m$ [-]	- poměrné podloužení při dosažení meze pevnosti
$\sigma$ [MPa]	- napětí

## 10 SEZNAM OBRÁZKŮ A GRAFŮ

- Obr. 2.1** Pohyby předloktí
- Obr. 2.2** Pohyby zápěstí
- Obr. 2.3** Klouby prstů ruky
- Obr. 2.4** Pohyby metakarpofalangového kloubu
- Obr. 2.5** Pinzetový úchop
- Obr. 2.6** Špetkový úchop
- Obr. 2.7** Klíčový úchop
- Obr. 2.8** Dlaňový úchop
- Obr. 2.9** Háčkový úchop
- Obr. 2.10** Válcový úchop
- Obr. 2.11** Rozdělení rozměrů ruky v populaci
- Obr. 2.12** Kosmetická protéza
- Obr. 2.13** Tahová protéza
- Obr. 2.14** Myoelektrická protéza
- Obr. 2.15** Pasivní systémová ruka, myoelektrická a tahová terminální pomůcka
- Obr. 2.16** Bionická protéza Michelangelo
- Obr. 2.17** Protéza Becker Imperial Hand
- Obr. 2.18** Protéza firmy Delft Prosthetics pro dětské pacienty
- Obr. 2.19** Protéza pro částečné amputace M-Finger
- Obr. 2.20** Dechevova protéza: mechanismus prstu a schéma protézy
- Obr. 2.21** Prototyp Dechevovy protézy
- Obr. 2.22** Kinematika úchopu a mechanismus Carrozzovy protézy
- Obr. 2.23** Vyroběný prototyp Carrozzovy protézy
- Obr. 2.24** Schéma Takakiho robotické ruky
- Obr. 2.25** Schéma excentrické kladky Takakiho robotické ruky
- Obr. 4.1** Celkový koncept navrhované protézy
- Obr. 4.2** Varianta s násuvnými klouby článků prstů
- Obr. 4.3** Varianta uložení kloubů prstů na čepech
- Obr. 4.4** Schéma mechanismu pasivního úchopu
- Obr. 4.5** Sestava pohonu prstu
- Obr. 4.6** Umístění aretačního bloku v sestavě prstu s pohonem
- Obr. 4.7** Princip aretace prstu v extenzi
- Obr. 4.8** Tvarové díly prstu upevněné na člácích
- Obr. 4.9** Ruka protézy s tvarovými dutinami
- Obr. 4.10** Kloub zápěstí
- Obr. 4.11** Princip kloubu zápěstí varianty I a detail aretačních disků
- Obr. 4.12** Princip kloubu zápěstí varianty II a detail aretačních disků
- Obr. 4.13** Princip kloubu zápěstí varianty III a detail aretačních disků
- Obr. 4.14** Mechanismus předloktí spojující ruku s lůžkem
- Obr. 4.15** Předloktí varianty I
- Obr. 4.16** Předloktí varianty III
- Obr. 5.1** Pohled na sestavu prstu s pohonem a aretačním mechanismem
- Obr. 5.2** Konečná podoba jednotlivých článků prstů protézy
- Obr. 5.3** Model kinematiky prstu a jeho dynamická simulace
- Obr. 5.4** Umístění osy táhla vůči ose kloubu na proximálním článku

- Obr. 5.5** Porovnání táhel vyráběných metodou SLM (vlevo) a táhel vyráběných pomocí konvenčního obrábění (vpravo)
- Obr. 5.6** Ukazovák protézy s tvarovými díly v porovnání s původními daty
- Obr. 5.7** Detail na uložení pružin
- Obr. 5.8** Umístění ruky v konstrukci
- Obr. 5.9** Rozpad sestavy ruky protézy
- Obr. 5.10** Umístění kloubu zápěstí v konstrukci
- Obr. 5.11** Rozpad kloubu zápěstí
- Obr. 5.12** Konstrukce předloktí
- Obr. 5.13** Konstrukce předloktí
- Obr. 5.14** Konstrukce krytu předloktí
- Obr. 5.15** Vzorky z materiálu SIKA M940 před a po tahové zkoušce
- Obr. 5.16** Schéma uložení v sestavě prstu
- Obr. 5.17** Pevnostní analýza sestavy prstu
- Obr. 5.18** Pevnostní analýza aretačního disku
- Obr. 5.19** Redukované napětí předloktí pro méně příznivý zátěžný stav
- Obr. 5.20** Postup výroby CNC obráběním z polyuretanu Sika M940
- Obr. 5.21** Aretační disky a aretační blok
- Obr. 5.22** Díly vyráběné technologií SLM, vlevo připravená data, vpravo vyrobené díly
- Obr. 5.23** Díly po vyjmutí ze stroje Dimension SST1200es
- Obr. 5.24** Sestavené prsty s pohonem a aretací
- Obr. 5.25** Sestavy prstů uložené v ruce
- Obr. 5.26** Díly zápěstí vlevo a díly předloktí vpravo
- Obr. 5.27** Sestavená protéza bez lůžka a krytu předloktí
- Obr. 5.28** Postup připevnění pouzdra předloktí k lůžku protézy (zleva určení polohy, dopěnění a vyznačení polohy protézy, přilepené pouzdro připravené k zalaminování)
- Obr. 5.29** Měření síly úchopu jednotlivých prstů v extenzi a flexi
- Obr. 5.30** Měření momentu potřebného k uvolnění předloktí z aretace
- Obr. 5.31** Test maximální zátěže u háčkového úchopu
- Obr. 5.32** Testování úchopu s protézou bez rukavice
- Obr. 5.33** Ověřování úchopů protézy pacientem

## 11 SEZNAM TABULEK

---

**Tab. 1** Průběh sil na posledním článku nejkratšího a nejdelšího prstu

**Tab. 2** Síly vyvozované tažnou pružinou u jednotlivých prstů

**Tab. 3** Síly vyvozené posledním článkem 15 mm od osy kloubu v extenzi a ve flexi

**Tab. 4** Mechanické vlastnosti materiálu Sika M940

**Tab. 5** Silová působení v jednotlivých uloženích

**Tab. 6** Maximální redukovaná napětí jednotlivých dílů a jejich bezpečnost

**Tab. 7** Porovnání hodnot síly úchopu naměřených a získaných z dynamické simulace

**Tab. 8** Ekonomický a časový rozbor výroby prototypu protézy

## 12 SEZNAM PŘÍLOH

**12**

---

**Příloha 1:** Protokol tahové zkoušky

**Příloha 2:** Materiálový list polyuretanu Sika M940

**Příloha 3:** Rendery prototypu protézy v různých barevných provedeních

**Příloha 4:** Galerie vyrobeného prototypu

## Příloha 1: Protokol tahové zkoušky

## Protokol o zkoušce tahem

14.05.2014

Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství  
Technická 2, 602 00 BRNO, (Tel.: 05/4114 3304)

## Parametry zkoušky:

Materiál.: vzorky

Rychlost zkoušky : 20 mm/min

Snímač síly : GTM 20 kN

Měřená délka (standardní): 50 mm

Průtahoměr : Multisens

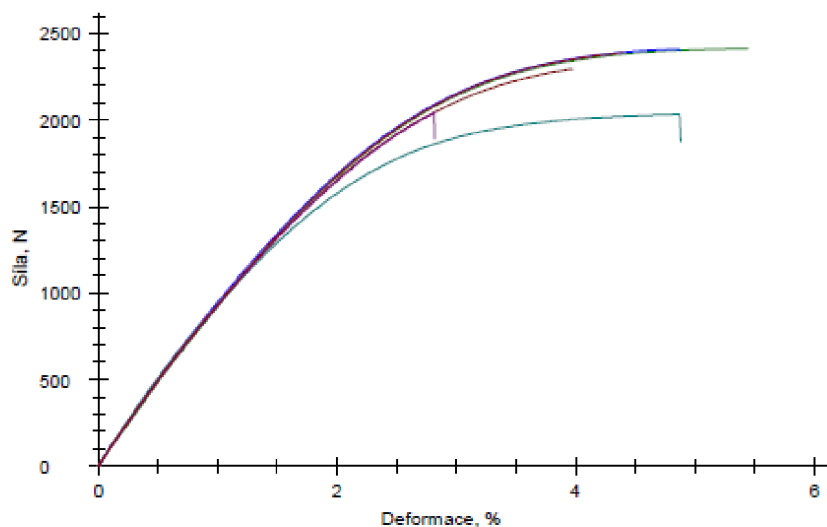
Předztažení : 1 N

Upínací čelisti : Šroubové samosvorné 30 kN

## Výsledky:

Legenda	Nr	Číslo vz.	Šířka b0 mm	Tloušťka a0 mm	E modul N/mm <sup>2</sup>	σB N/mm <sup>2</sup>
	1	plast	10	3,92	2463,52	58,38
	2	plast	10	3,92	2376,84	61,57
	3	plast	9,92	3,93	2592,60	61,56
	4	plast	9,94	3,94	2632,41	47,93
	5	plast	10	3,85	2578,95	49,13
	6	plast	9,91	3,84	2657,15	62,76

## Grafický záznam série zkoušek:



## Statistika:

n = 6	Šířka b0 mm	Tloušťka a0 mm	E modul N/mm <sup>2</sup>	σB N/mm <sup>2</sup>
$\bar{x}$	9,962	3,9	2550,24	56,89
$s$	0,04309	0,04336	108,07	6,65
$v$	0,43	1,11	4,24	11,69

Zkoušel: -



**Příloha 2: Materiálový list polyuretanu Sika M940 (20)**

<b>Delivery</b>	<b>SikaBlock® M940</b>
Board materials	1000 mm x 500 mm x 50 mm 1000 mm x 500 mm x 75 mm 1000 mm x 500 mm x 100 mm other dimensions on request
Adhesive	Biresin® Power Adhesive, A+B Pack 6 x 1 kg net resin + 6 x 0.3 kg net hardener in a box
Fast adhesive/Filler	Biresin® Fast Adhesive green, resin Biresin® Fast Adhesive, hardener 6 x 0.9 kg net resin in a box 6 x 0.18 kg net hardener in a box 3 boxes hardener / 1 box resin
<b>PROCESSING</b>	
■ The material must be acclimated to 18 - 25°C prior to machining	
■ Machining of the block is easily accomplished by sawing, milling and so on with high performance tools or by hand.	
■ Bonding areas must be clean, dry and free of dust and grease or oil (cleaning e.g. with Sika® Reingummittel 5). For bondings use e.g. Biresin® Power Adhesive or Biresin® Fast Adhesive green. (for more information see Technical Data Sheet).	
■ For more information about milling please seek advice from cutting tool manufacturer or our separate leaflet.	
■ For correction or finishing of surface use also Biresin® Fast Adhesive green (for more information see Technical Data Sheet).	
<b>Storage</b>	
■ Product has unlimited shelf life when stored flat in dry conditions.	
■ During storage and transport of finished tools and models temperature variations should be kept as moderate as could be.	
<b>Precautions</b>	
For information and advice on the safe handling and storage of products, users should refer to the current Safety Data Sheet containing physical, ecological, toxicological and other safety related data.	
<b>Disposal considerations</b>	
Product Recommendations: Must be disposed of in a special waste disposal unit in accordance with the corresponding regulations.	
Packaging Recommendations: Completely emptied packagings can be given for recycling. Packaging that cannot be cleaned should be disposed of as product waste.	

The information and in particular the recommendations relating to the application and use of Sika products are given on the basis of the state of knowledge at the time of publication. The user is responsible for the correct application and use of the products under normal conditions. In case of differences in materials, substrates and actual site conditions are such that no warranty in respect of merchantability or of fitness for a particular purpose, nor any liability arising out of any legal relationship whatsoever, can be inferred either from this information, or from any written recommendation, or from any oral advice given by Sika. The user is advised to contact Sika for more information. The user is also advised to our current terms of sale and delivery. Users should always refer to the most recent issue of the Technical Data Sheet for the product concerned, copies of which will be supplied upon request.

Sika Deutschland GmbH Tel.: +49 (0) 7122 941-402  
SikaCenter Str. 139 Fax: +49 (0) 7122 941-401  
D - 72574 Bad Urach e-Mail: tooling@de.sika.com  
Germany Internet: www.de.sika.com  
www.sika-tooling.com

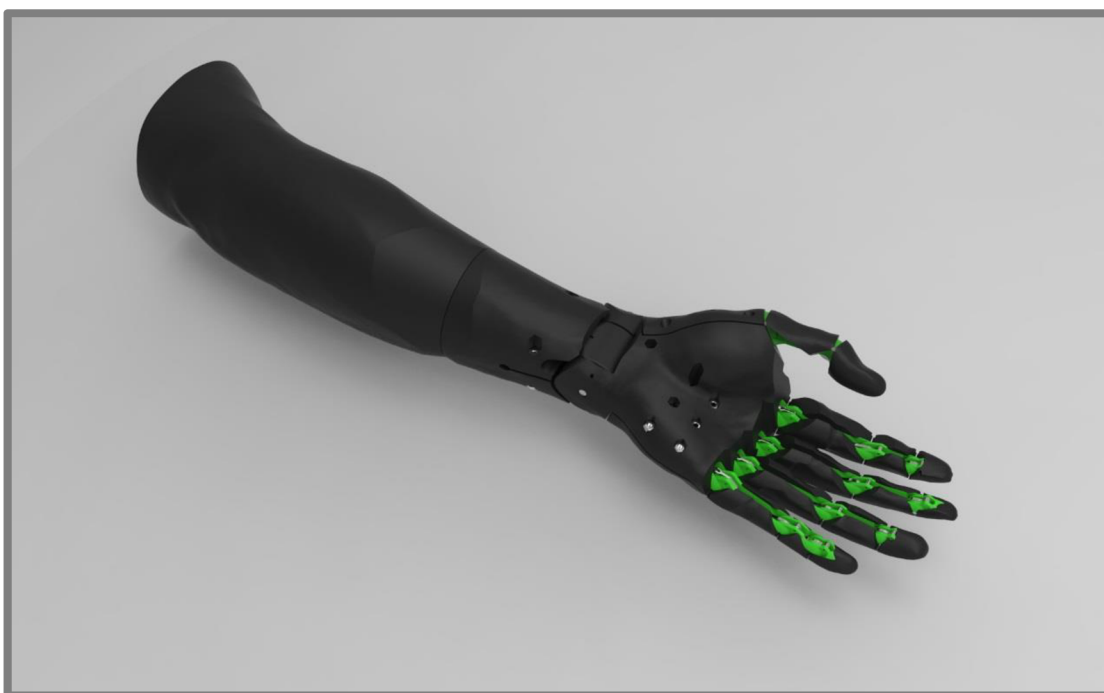
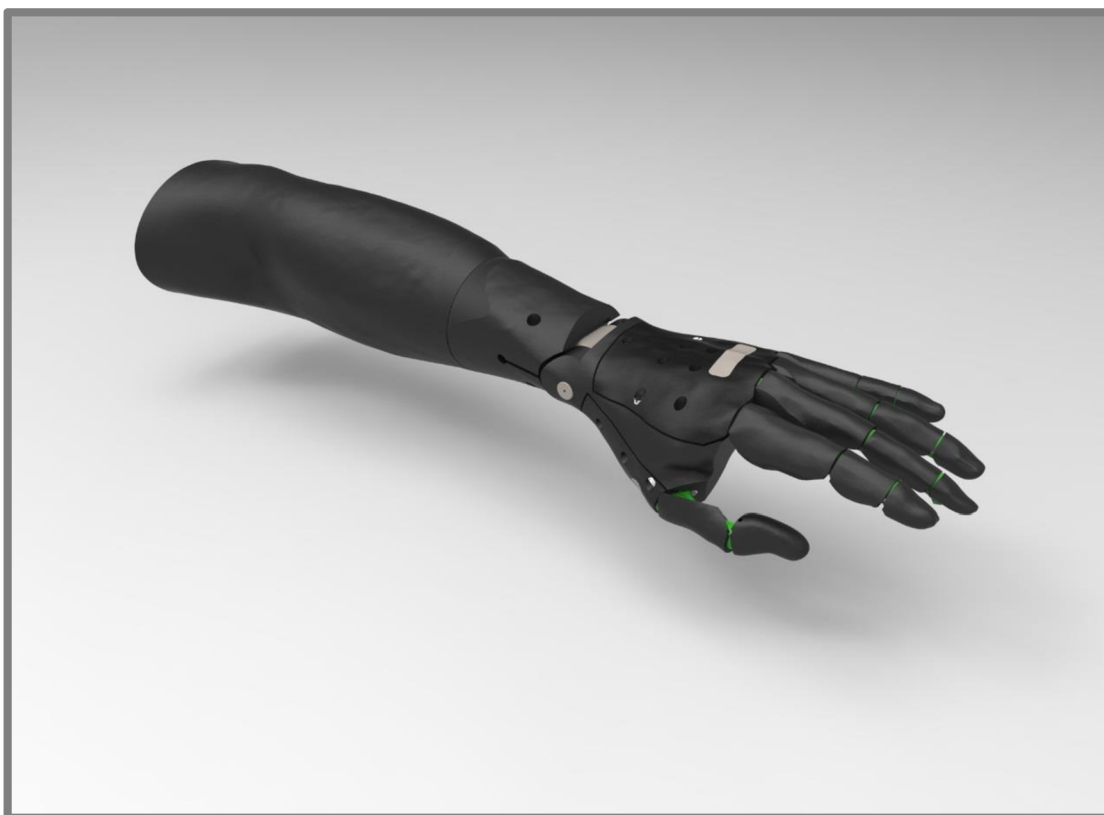


**Tooling & Composites**

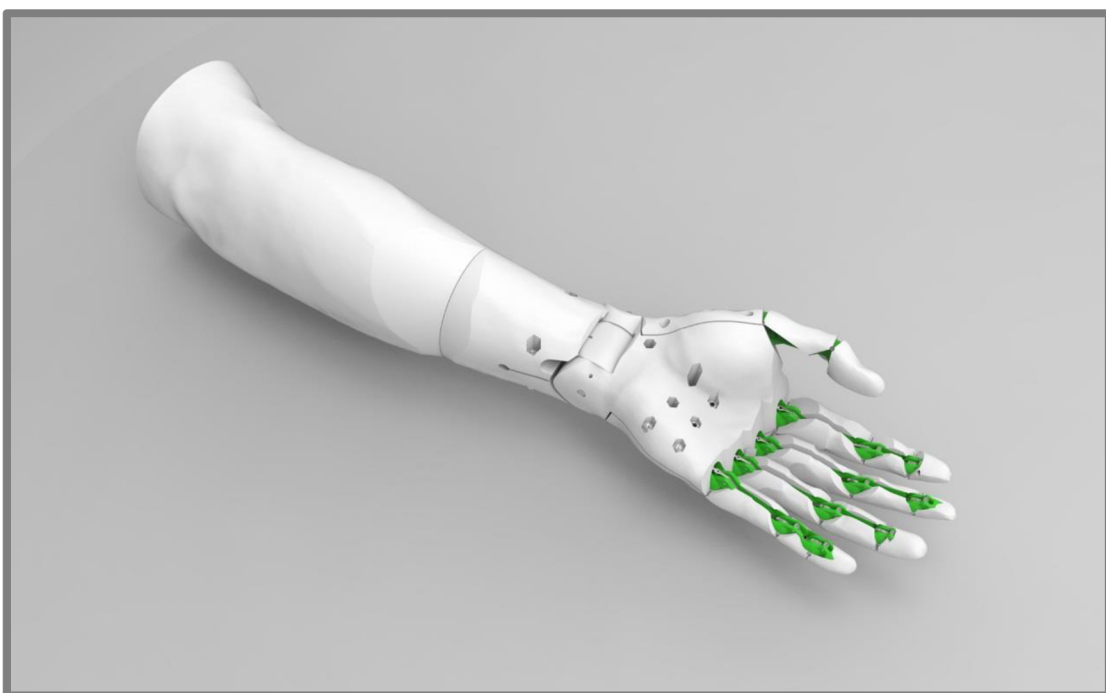
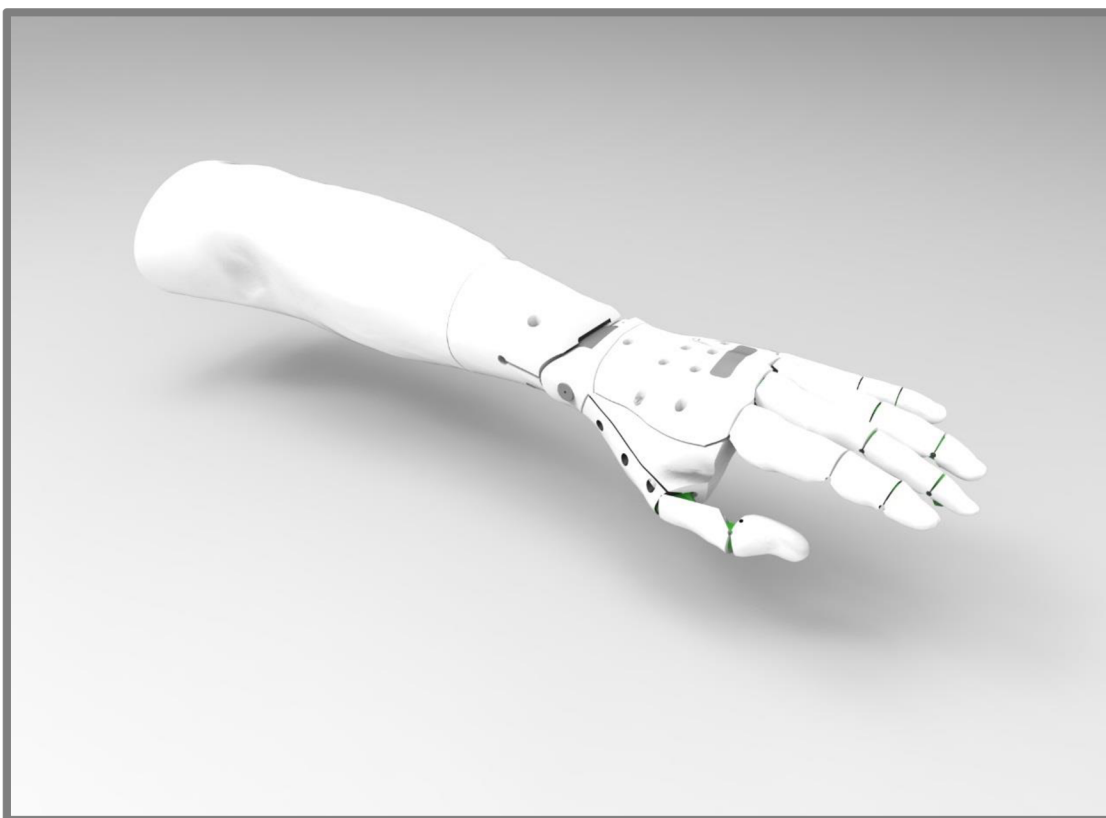
<p>Temporary Technical Data Sheet Issued 06/2007</p> <p>Supplied by <b>JohnBurn</b>                  0141 001 01 000 4114                  0141 001 01 000 4116                  info@johnburn.co.uk                  www.johnburn.co.uk</p>																																	
<p><b>SikaBlock® M940</b> Tooling board - Test product</p>																																	
<b>Application</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>■ Manufacture of foundry models, match plates and core boxes</li> <li>■ Manufacture of various moulds and tools (e.g. for metal head forming)</li> <li>■ Manufacture of master models and mouldings for high quality demands</li> </ul>																																
<b>Properties</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>■ Excellent milling properties</li> <li>■ Very high compressive strength and edge stability</li> <li>■ High abrasion resistance</li> <li>■ Dense, smooth surface</li> </ul>																																
<b>Description</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>■ Basis Polyurethane green</li> <li>■ Adhesive Biresin® Power Adhesive, two-component-epoxy-system</li> <li>■ Adhesive Biresin® Fast Adhesive green, two-component-PUR-system</li> <li>■ Filler Biresin® Fast Adhesive green, two-component-PUR-system</li> </ul>																																
<b>Physical Data (approx. values)</b>	<table border="1"> <tr> <td>Density</td> <td>ISO 845</td> <td>g/cm<sup>3</sup></td> <td>1.2</td> </tr> <tr> <td>Shore hardness</td> <td>ISO 868</td> <td>-</td> <td>D 80</td> </tr> <tr> <td>Flexural strength</td> <td>ISO 178</td> <td>MPa</td> <td>50</td> </tr> <tr> <td>E-Modulus</td> <td>ISO 504</td> <td>MPa</td> <td>2.200</td> </tr> <tr> <td>Compressive strength</td> <td>ISO 178</td> <td>MPa</td> <td>88*</td> </tr> <tr> <td>Impact strength</td> <td>ISO 179 Ue</td> <td>kJ/m<sup>2</sup></td> <td>35</td> </tr> <tr> <td>Heat distortion temperature</td> <td>ISO 75 B</td> <td>°C</td> <td>95</td> </tr> <tr> <td>Coefficient of thermal expansion (CTE), α</td> <td>DIN 53 752</td> <td>K<sup>-1</sup></td> <td>85 x 10<sup>-6</sup></td> </tr> </table> <p>* at 10% compressive strain</p>	Density	ISO 845	g/cm <sup>3</sup>	1.2	Shore hardness	ISO 868	-	D 80	Flexural strength	ISO 178	MPa	50	E-Modulus	ISO 504	MPa	2.200	Compressive strength	ISO 178	MPa	88*	Impact strength	ISO 179 Ue	kJ/m <sup>2</sup>	35	Heat distortion temperature	ISO 75 B	°C	95	Coefficient of thermal expansion (CTE), α	DIN 53 752	K <sup>-1</sup>	85 x 10 <sup>-6</sup>
Density	ISO 845	g/cm <sup>3</sup>	1.2																														
Shore hardness	ISO 868	-	D 80																														
Flexural strength	ISO 178	MPa	50																														
E-Modulus	ISO 504	MPa	2.200																														
Compressive strength	ISO 178	MPa	88*																														
Impact strength	ISO 179 Ue	kJ/m <sup>2</sup>	35																														
Heat distortion temperature	ISO 75 B	°C	95																														
Coefficient of thermal expansion (CTE), α	DIN 53 752	K <sup>-1</sup>	85 x 10 <sup>-6</sup>																														
<b>Processing Data</b>	<table border="1"> <tr> <th rowspan="2">Adhesives / Filler</th> <th colspan="2">Adhesive</th> <th rowspan="2">Fast adhesive / Filler</th> </tr> <tr> <th>Biresin® Power Adhesive</th> <th>Biresin® Fast Adhesive green</th> </tr> <tr> <td>Mixing ratio</td> <td>in parts by weight</td> <td>100 : 30</td> <td>100 : 60</td> </tr> <tr> <td>Potlife</td> <td>min</td> <td>30</td> <td>1 - 3</td> </tr> <tr> <td>Setting time</td> <td>h</td> <td>&gt; 16</td> <td>1</td> </tr> </table>	Adhesives / Filler	Adhesive		Fast adhesive / Filler	Biresin® Power Adhesive	Biresin® Fast Adhesive green	Mixing ratio	in parts by weight	100 : 30	100 : 60	Potlife	min	30	1 - 3	Setting time	h	> 16	1														
Adhesives / Filler	Adhesive		Fast adhesive / Filler																														
	Biresin® Power Adhesive	Biresin® Fast Adhesive green																															
Mixing ratio	in parts by weight	100 : 30	100 : 60																														
Potlife	min	30	1 - 3																														
Setting time	h	> 16	1																														



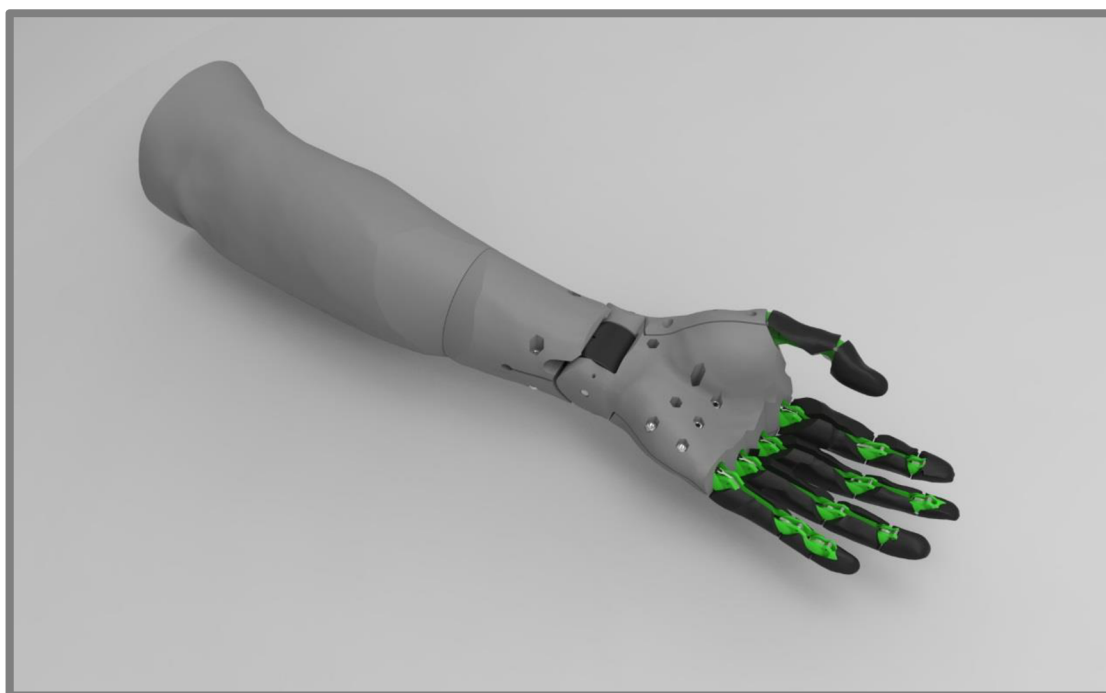
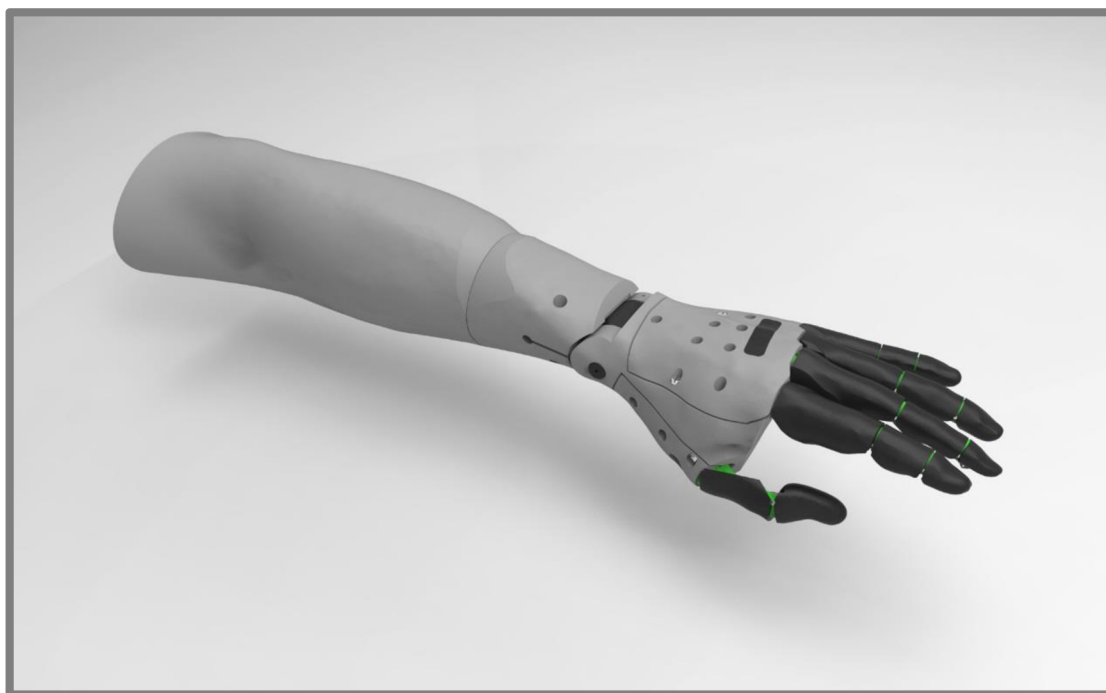
**Příloha 3:** Rendery prototypu protézy v různých barevných provedeních



**Příloha 3:** Rendery prototypu protézy v různých barevných provedeních



**Příloha 3:** Rendery prototypu protézy v různých barevných provedeních



**Příloha 4:** Galerie vyrobeného prototypu





**Příloha 4:** Galerie vyrobeného prototypu

