



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ  
ÚSTAV KONSTRUOVÁNÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING  
INSTITUTE OF MACHINE AND INDUSTRIAL DESIGN

## ZÁPĚSTNÍ POLOHOVACÍ ORTÉZA

ADJUSTABLE WRIST ORTHOSIS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

PETR MOLINARI

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. DAVID PALOUŠEK, Ph.D.

BRNO 2013



Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství

Ústav konstruování

Akademický rok: 2012/2013

## **ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE**

student(ka): Petr Molinari

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

obor: **Strojní inženýrství (2301R016)**

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

### **Zápěstní polohovací ortéza**

v anglickém jazyce:

### **Adjustable Wrist Orthosis**

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Cílem práce je konstrukční návrh a výroba zápěstní polohovací ortézy s těmito parametry: výroba bude realizována za podpory aditivních technologií a optické digitalizace, protéza musí být plně funkční.

Cíle bakalářské práce:

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

1. Úvod
2. Přehled současného stavu poznání
3. Analýza problému a cíl práce
4. Varianty konstrukčního řešení
5. Optimální konstrukční řešení
6. Diskuze
7. Závěr
8. Bibliografie

Forma bakalářské práce: průvodní zpráva, fotografická dokumentace, 3D digitální data (model), funkční výrobek

Typ práce: konstrukční

Účel práce: výzkum a vývoj

Seznam odborné literatury:

Noorani, Rafiq. Rapid Prototyping: Principles and Applications. Hoboken, New Jersey : John Wiley & Sons, 2006. ISBN-13: 978-0471730019.

Ian Gibson (Author), David W. Rosen (Author), Brent Stucker (Author). Additive Manufacturing Technologies: Rapid Prototyping to Direct Digital Manufacturing. ISBN-10: 1441911197, ISBN-13: 978-1441911193.

Vedoucí bakalářské práce: Ing. David Paloušek, Ph.D.

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2012/2013.

V Brně, dne 21.11.2012

L.S.

---

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

---

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



## **ABSTRAKT**

Tato bakalářská práce se zabývá konstrukcí zápětní polohovatelné ortézy s využitím metody Rapid Prototyping. První část je věnována základnímu principu metody Rapid Prototyping a popisu vybraných aditivních technologií. Dále se obecná část zabývá přehledem ortotiky horní končetiny, rozdělení ortéz a představení některých sériově vyráběných modelů. V konstrukční části je popsán celý proces návrhu ortézy.

## **KLÍČOVÁ SLOVA**

Polohovatelná ortéza horní končetiny, reverzní inženýrství, Rapid Prototyping, aditivní technologie

## **ABSTRACT**

This bachelor's thesis is focused on construction of adjustable wrist orthosis using the method of Rapid Prototyping. The first part is devoted to the basic principle of Rapid Prototyping and description of the selected additive technologies. The common part deals with an overview of upper limb orthotics, division of braces and presentation of some mass-produced models. In the section devoted the construction is described the whole process of designing orthosis.

## **KEYWORDS**

Adjustable upper limb orthosis, reverse engineering, rapid prototyping, additive technology

## **BIBLIOGRAFICKÁ CITACE**

MOLINARI, P. Zápětní polohovací ortéza. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2013. 43s. Vedoucí bakalářské práce: Ing. David Paloušek, Ph.D.



## **ČESTNÉ PROHLÁŠENÍ**

Prohlašuji, že jsem svou bakalářskou práci ZÁPĚSTNÍ POLOHOVACÍ ORTÉZA vypracoval samostatně pod vedením Ing. Davida Palouška, Ph.D. a v seznamu literatury jsem uvedl všechny použité literární a odborné zdroje.

V Brně dne 16. května 2013

---

vlastnoruční podpis autora



## **PODĚKOVÁNÍ**

Na tomto místě bych rád poděkoval panu Ing. Davidu Palouškovi, Ph.D. za cenné rady a odborné vedení při vytváření této práce a dále pak všem, kteří mě při psaní podporovali.



<b>1 Přehled současného poznání.....</b>	<b>13</b>
1.1 Aditivní technologie .....	13
1.1.1 Prototyp .....	13
1.1.2 Rapid Prototyping.....	13
1.1.3 Aditivní technologie .....	14
1.2 Proces výroby aditivní technologií .....	14
1.2.1 Získávání dat .....	14
1.2.2 Převod dat do STL.....	15
1.2.3 Přesunutí do stroje, kontrola a nastavení stroje .....	16
1.2.4 Tisk modelu .....	16
1.2.5 Vyjmutí, očištění a Postprocessing.....	16
1.3 Základní metody aditivních technologií .....	16
1.3.1 Systémy s tekutými polymery .....	16
1.3.2 Práškové systémy .....	18
1.3.3 Extrakční systémy .....	20
1.3.4 Laminování .....	22
1.4 Ortézy metodou Rapid Prototyping.....	23
1.4.1 Statická kotníková ortéza.....	23
1.4.2 Dynamická kotníková ortéza .....	23
1.4.3 Dynamická zápěstní ortéza .....	24
1.4.4 Statická zápěstní ortéza .....	24
1.4.5 Ortéza trupu .....	25
<b>2 Analýza problému a cíl práce.....</b>	<b>26</b>
2.1.1 Ortopedická protetika .....	26
2.1.2 Ortotika .....	26
2.1.3 Ortézy .....	26
<b>3 Varianty konstrukčního řešení.....</b>	<b>27</b>
3.1 Sériově vyráběné ortézy .....	27
3.1.1 MUELLER Adjustable Wrist Brace.....	27
3.1.2 Functional Comfort Range of Motion WHFO .....	27
3.1.3 Progress-Plus™ .....	27
3.1.4 Pro-Glide Wrist .....	28
3.2 Vlastní konstrukční řešení .....	28
3.2.1 Určení středu otáčení .....	28
3.2.2 Ortéza s uložením po obou stranách.....	29
3.2.3 Ortéza s uložením na vnější straně .....	30
<b>4 Optimální konstrukční řešení.....</b>	<b>33</b>
4.1 Loketní část .....	34
4.2 Dlaňová část .....	35
<b>5 Diskuze.....</b>	<b>37</b>
<b>6 Závěr .....</b>	<b>38</b>
<b>7 Bibliografie .....</b>	<b>39</b>
<b>8 Seznam použitých zkratk a symbolů.....</b>	<b>41</b>
8.1 Seznam použitých zkratk .....	41
8.2 Seznam použitých symbolů .....	41
<b>9 Seznam obrázků.....</b>	<b>42</b>
<b>10 Seznam tabulek .....</b>	<b>43</b>

## ÚVOD

Ortézy jsou ortopedické léčebné prostředky a pomůcky, které slouží k rekonstrukci nebo náhradě zhoršené nebo ztracené funkce pohybového ústrojí. Z hlediska jejich funkce rozlišujeme odlehčující ortézy, ortézy, které zajišťují klouby a redresní dlahy a skořepiny. Z biomechanického hlediska mohou plnit funkci fixace, korekce, kompenzace a extenze.

V současné době se pro zhotovení ortézy lidské končetiny používají především dvě metody. Podle nákresu, nebo podle pozitivního modelu končetiny. V případě první metody se tvarová informace získá obkresem končetiny. Případná korekce se provádí na základě porovnání požadované funkce se špatným postavením končetiny podle rentgenových snímků. Druhý způsob je založen na vytvoření pozitivního sádrového odlitku, na němž se provádí požadovaná korekce. Obě tyto klasické metody jsou buď nepřesné, nebo časově náročné.

Současný ekonomický trend požaduje nejkvalitnější výrobky s co nejmenší spotřebou materiálu, zhotovené především v minimálním časovém úseku. To nahrává intenzivně se rozvíjející technologii Rapid Prototyping, která převede konkrétní objekt, třeba část lidského těla, na digitální data a ta se pomocí výpočetní techniky zpracují. Výsledek se vytiskne na 3D tiskárně. I s využitím běžných osobních počítačů může být celý tento proces velice rychlý.

Rapid Prototyping má potenciál nahradit některé konvenční výrobní metody, v určitých oborech se tak již stalo. Jeho výhody se úspěšně využívají právě v oblastech ortotiky a protetiky, kdy je nutné rychle vyrobit komfortní, tedy tvarově individuální pomůcku tak, aby se postižená osoba mohla co nejdříve vrátit do normálního života.

Tato bakalářská práce se zabývá návrhem individuální polohovatelné ortézy zhotovené pomocí technologie Rapid Prototyping.



# 1 PŘEHLED SOUČASNÉHO POZNÁNÍ

**1**

## 1.1 Aditivní technologie

**1.1**

### 1.1.1 Prototyp

**1.1.1**

Prototypy slouží především k experimentu a poučení, k testování, plánování a zkoumání vzájemného ovlivňování. Po mnoho století se zhotovovaly tradičními, časově náročnými technikami především z hliníku, zinku a dřeva. [1]

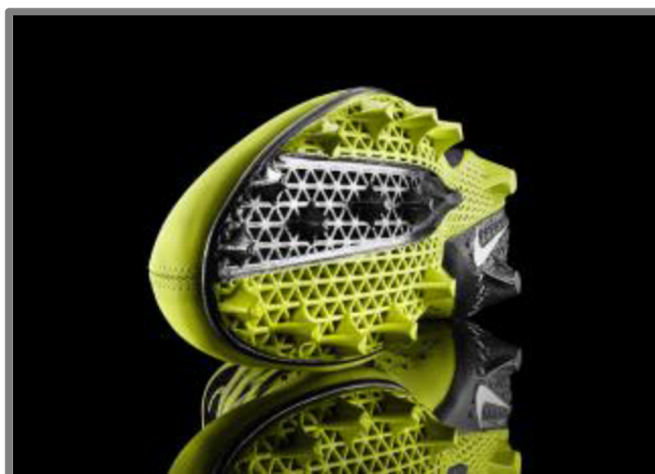
Výrazné zlepšení přišlo s rozvojem výpočetní techniky. Od 70. let dvacátého století už počítače zvládaly více než dvouprostorové křivky a drátěné modely a došlo k velkému rozvoji v oblasti modelování 3D křivek a ploch. To na rozdíl od předchozích způsobů vedlo ke zvýšení komplexnosti, především se zvýšila informovanost o tvaru. Takovéto modely pak dále mohou být zatěžovány, simulovány a testovány s přiřazenými mechanickými vlastnostmi. [1]

O deset let později se rozšířilo modelování plných těles. Plochy, rohy a díry jsou spojovány do soudržných celků a počítače již rozlišují, jestli se jednotlivé body nacházejí uvnitř nebo vně tělesa. Velkou výhodou je snadné a jednoznačné sledování všech významných elementů modelu. [1]

### 1.1.2 Rapid Prototyping

**1.1.2**

Technologie Rapid Prototyping by se dala jednoduše charakterizovat jako metoda přímého vytváření fyzických modelů z digitálních dat v co nejkratším čase a s co nejmenší spotřebou materiálu. Díky rychlosti a nenáročnosti výroby se často používá pouze pro vizualizaci, protože hmatatelný objekt bude pro porozumění tvarů a konstrukce vždy více nápomocný než nákres nebo výstup grafického softwaru. Takové modely pak využívají společnosti k marketingovým prezentacím svých budoucích produktů, ale i řada umělců. Jako příklad by mohla sloužit společnost Nike, která metodou Rapid Prototyping zhotovuje předváděcí modely obuvi, nebo přímo vyrábí jejich části. [1] [2] [3]



Obr. 1-1 Využití RP - Podrážka sportovní obuvi[3]

V současné době technologie Rapid Prototyping dosahuje velmi dobrých výsledků a to nejen po stránce kvality a přesnosti geometrie, ale i po stránce mechanických vlastností zpracovávaných materiálů, které ve výsledné struktuře příliš nezaostávají za jinými metodami zpracování.

---

### 1.1.3 Aditivní technologie

Metoda Rapid Prototyping je založena na aditivních technologiích. Na počátku jsou vždy 3D data CAD softwaru, pomocí nichž se produkt vyrobí přímo, bez dalšího plánování. Technologie ve svém principu slouží ke zjednodušení cesty mezi počítačovým a fyzickým modelem, protože odpadá detailní analýza geometrie kvůli stanovení výrobního procesu. To výrazně zjednodušuje práci u tvarově složitých součástí. [2]

Všechny komerčně využívané stroje dosahují požadovaného tvaru výrobku nanášením materiálu ve vrstvách, jejichž tloušťka a geometrie jsou určeny z původních 3D CAD dat. Tloušťka vrstvy samozřejmě musí mít konečný rozměr, což do výroby vnáší nepřesnost a tvarovou odchylku od původního počítačového modelu. [2]

Jednotlivé aditivní technologie se vzájemně liší přesností, používanými materiály, rychlostí, velikostí, mechanickými vlastnostmi výrobku a potřebou dodatečného zpracování. [2]

---

## 1.2 Proces výroby aditivní technologií

---

### 1.2.1 Získávání dat

#### CAD

CAD lze volně přeložit jako počítačová podpora v oblasti konstruování. Jedná se tedy o využití specializovaných grafických programů (tzv. CAD systémů) v konstrukci. Je to základní metoda pro tvorbu modelu, která umožňuje jednoduché změny. Často umožňuje základní testy, jako jsou pevnostní analýzy nebo analýzy pomocí metody konečných prvků. [4]

Jelikož aditivní technologie pracují pouze s plnými objekty, využívá se v těchto aplikacích výhradně 3D CAD software, kde je model vytvořen pomocí uzavřených objemů a ploch. [2]

V dnešní době jsou 3D CAD softwary velmi obsáhlé. Obsahují různé moduly pro zjednodušení a zefektivnění práce jako nástroje pro tvorbu dílů z plechů, svařenců a generátory hřidelů a převodů. Dále bývají doplněny obsahovými centry s normalizovanými prvky.

Největší vývojáři CAD programů jsou dnes schopni integrovat na požadavek zákazníka prakticky libovolný nástroj, k čemuž využívají vlastní systémy pro řízení datového toku podnikem, tak zvané PLM systémy. [4]

### Reverzní inženýrství

Tato metoda slouží k velmi rychlému přenosu reálných tvarů do digitálních 3D modelů. Ve svém principu se využívá již velmi dlouho při kopírování vojenských technologií. Moderních způsobů získání 3D dat je hned několik. [2]

Nejčastěji používané jsou laserové - stereofotogrammetrické systémy, které pracují především neparаметrickou metodou point cloud, při které se nasnímá velké množství bodů, ze kterých jsou programy jako Geomagic a ScanTo3D generovány jednotlivé plochy tělesa. Data se před použitím musí upravit. Zjednoduší se síť, odstraní se nežádoucí díry a následně se vytvoří skořepiny vhodné k dalšímu zpracování. V některých případech se snímají pouze body definující jednotlivé plochy, využívané pro zadávání rovin a kreslení náčrtů při parametrickém vytváření modelu. Takový model lze dále pomocí těchto parametrů upravovat 3D CAD programy. [2]

Pro získání anatomických modelů je možné využít počítačovou tomografii, kde jsou neinvazivní rentgenové snímky zpracovávány vrstvu po vrstvě matematickými algoritmy. [2]

### Hmatové modelování

Základní nevýhodou většiny 3D CAD systémů je možnost vytvářet modely pouze kombinací základních geometrických tvarů. To je sice výhodné při konstrukci, ale omezující pro tvarovou svobodu, kterou jsou aditivní technologie schopné interpretovat. Z tohoto důvodu se aplikuje hmatové modelování, u kterého se využívá robotické zařízení s hmatovou odezvou v závislosti na modelovém prostředí. Jednoduše by se metoda dala charakterizovat jako modelování z virtuální hlíny virtuálním kursor. [2]

Možností takovéto svobody tvarového vyjádření využívají především designéři a umělci. Takto vytvořené modely lze dále zpracovávat i běžnými CAD softwary. [2]

#### 1.2.2 Převod dat do STL

Téměř všechny aditivní technologie používají pro svá data formát STL (STereoLithography nebo Standard Triangulation Language). Ten byl v devadesátých letech vyvinut pro stereolitografii, což byla první komerčně nasazená aditivní technologie. Od té doby se STL považuje za standart. [2]

Tyto datové soubory popisují pouze geometrii, která je definována polygonální sítí složenou z trojúhelníků spojených vrchol k vrcholu. Všechny trojúhelníkové plošky jsou orientovány normálami, které musí směřovat ven z tělesa nebo musí být seřazeny v levotočivém pořadí podle pravidla pravé ruky při pohledu zvenčí. [6]

Popisování geometrie polygonální sítí pouze přibližuje tvar k původní parametrické předloze, přičemž kvalita převodu závisí na hustotě polygonální sítě. Tu si určuje CAD program sám. [1] [2] [5]

Interpretace při převodu nemusí být vždy bezchybná. V takovém případě se používají opravné softwary, které provedou inspekci dat a případné chyby odstraní. Příkladem takového programu je Magiscs. [1] [5]

---

### 1.2.3 Přesunutí do stroje, kontrola a nastavení stroje

Celá tato problematika se liší podle vybavenosti a typu stroje. Data je do stroje možné přenést přes místní síť, internet nebo osobně na paměťovém médiu. Po nahrání se pomocí vizualizačních nástrojů určí orientace a umístění budoucího výrobku v pracovním prostoru. Software často podporuje i změnu velikosti a umístování více modelů do jednoho pracovního prostoru, které se tisknou naráz. Tím se zvýší efektivita práce. [1] [2]

Protože některá zařízení pracují s více materiály, s volitelnými tloušťkami vrstev a s různými rychlostmi, je nutné stroji tyto parametry nadefinovat. Nastavení se samozřejmě dají ukládat, vyvolávat z paměti a přenášet. [2]

---

### 1.2.4 Tisk modelu

První kroky stroje jsou poloautomatické. V této fázi probíhá důkladná kontrola předvoleb za spolupráce operátora, od kterého jsou vyžadovány interakce a rozhodování. Poté je aktivován plně automatický režim, který velmi často probíhá přes noc. [2]

---

### 1.2.5 Vyjmutí, očištění a Postprocessing

Po dokončení výrobního procesu by bylo ideální výrobek ze stroje pouze vyjmout a rovnou používat. Obecně je však nutné manuální dokončení, které je závislé na zvolené technologii. Je nutné výrobek oddělit od stavební plošiny, nebo odstranit obklopující materiál. Některé metody, jako je FDM, používají přídavné materiály pro stavbu opor zabráňující zhroucení výrobku a deformacím. Tyto opory se odstraňují mechanickou nebo chemickou cestou. Při použití SLS se očišťuje povrch od přebytečného prášku. U metody SLA je nutné rozpustit kyselinou zbytky pryskyřice zaschnuté v rozích a záhybech. [1] [2]

Finální Postprocessing se používá pro zlepšení estetického dojmu a mechanických vlastností. Jedná se zejména o manuální práce abrazivními metodami, jako je broušení brusným papírem, leštění a případně lakování. Některé aditivní technologie produkují křehké součásti, které jsou dodatečně plněny a natírány zpevňujícími látkami. Dále jsou využívány sušící a spékací pece. [1] [2]

---

## 1.3 Základní metody aditivních technologií

---

### 1.3.1 Systémy s tekutými polymery

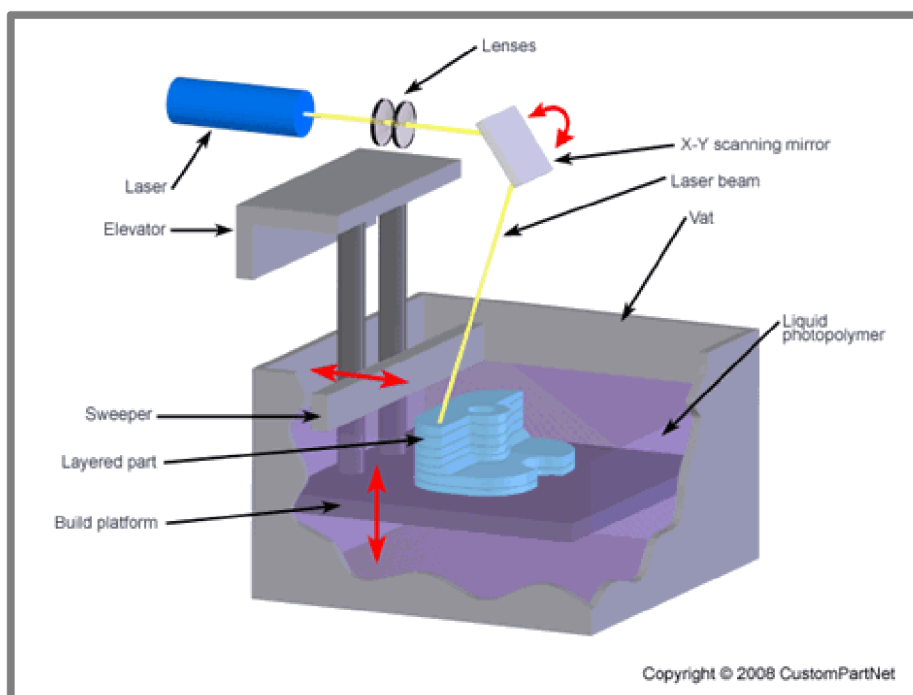
Systémy s tekutými polymery jsou reprezentovány především Stereolitografií, která je první komerčně nasazenou metodou. Pracuje na principu fotopolymerizace, kterou můžeme chápat jako světlem aktivovanou polymerizaci. Při tomto procesu jsou v kompozitu po ozáření bílým světlem o vlnové délce 420 až 460 nm aktivovány odpovídající látky jako ubichinony a benzoethylether. Jejich rozpadem je nastartována polymerizační reakce. [2] [6]

Systém vyvinul roku 1989 Charles Hull, který experimentoval s vystavováním vytvrditelných materiálů UV záření laserového paprsku. Zjistil, že při použití vhodného polymeru, může vrstvu po vrstvě vytvářet trojrozměrné objekty. V současné době se

již většinou využívají specifitější fotopolymery než použil Hull. Experimentuje se i s hydrogely a tekutými polymery vytvrzované jinou než UV složkou světla. [2]

#### Vektorové skenování

Vektorové skenování je typická komerční SLA metoda, která pracuje bod po bodu s odchylkami  $\pm 0.1-0.2\%$ . Počítačem řízený systém laseru a zrcadel, je zaostřený na pracovní plošinu v nádrži s tekutým polymerem tak, aby na ní zpevnil dvourozměrný průřez odpovídající jedné vrstvě. Po vytvrzení jedné vrstvy stírací čepel zároveň nanese pryskyřici na požadovanou tloušťku 0.05 až 0.15mm. O tuto hodnotu je poté snížena pracovní plošina a vytvoří se další vrstva. [1] [2] [7]



Obr. 1-2 Schéma vektorového skenování [9]

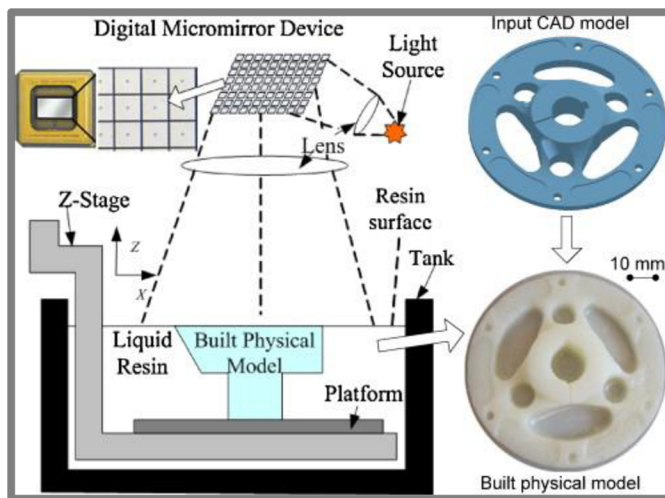
#### Projekce masky

U metody s projekcí masky se celá vytvrzovaná plocha ozařuje naráz, což zvyšuje rychlost tvorby modelu. Promítaná maska je vytvořena LCD panelem nebo čipem Digital Mirror Devise, který se běžně využívá v projektorech. [2][1]

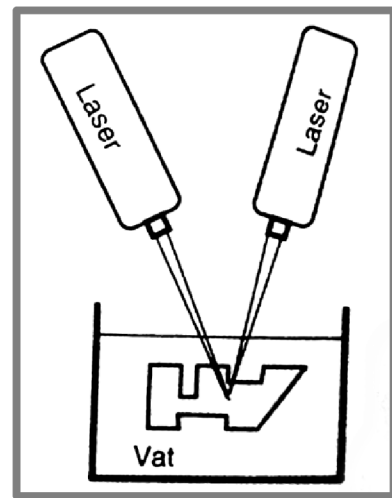
#### Dvoufotonová technologie

Tato metoda pracuje bod po bodu s velmi vysokým rozlišením. Na rozdíl od ostatních metod s tekutými polymery je pracovní plošina stroje nepohyblivě umístěna na dně kádě a prostorová orientace vytvrzovaného bodu je určena pouze natočením generátorů laserového paprsku. Jeden foton zahájí vytvrzování, druhý pak spustí polymerizaci. Nevýhodou takového způsobu jsou velmi vysoké energetické nároky. [1] [2] [6]





Obr. 1-3 Schéma projekce masky [9]



Obr. 1-4 Schéma dvou fotonové technologie[2]

### 1.3.2 Práškové systémy

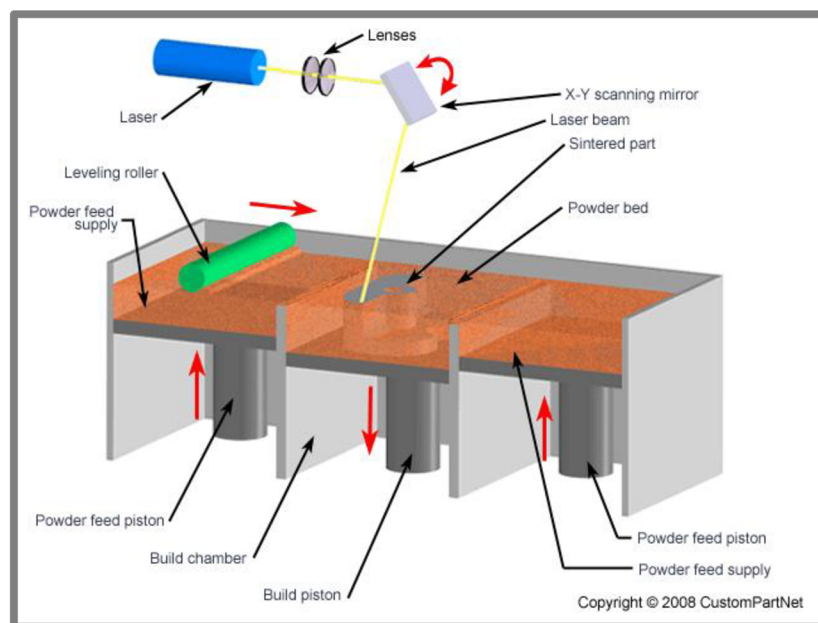
První práškové systémy byly vyvinuté na texaské univerzitě a Austinu jako přímá digitální výroba koncových produktů. V principu jsou velmi podobné metodám s tekutými polymery, avšak místo kapaliny se používá velmi jemný prášek. Ten je spojován ve vrstvách, bod po bodu laserovým paprskem. K dispozici je široká škála materiálů jakou jsou termoplastické elastomery, polykarbonáty, nylon, kovy, polystyren a slévárenské písky. Velikost zrna prášku se pohybuje v rozsahu 20 až 100 $\mu\text{m}$ . [1] [2]

Selektive Laser Sintering je základní metoda práškových systémů, která byla vyvinuta původně pro plasty. [1] [2]

Zařízení pracující SLS technologií natahují vrstvu prášku o tloušťce 0.1 mm, která je nanášena do pracovního prostoru válce. Pracovní prostor je uzavřen a vyplněn dusíkem, aby se zabránilo oxidaci a tím degradaci kovového materiálu. Dopravovaný prášek má téměř teplotu tavení a infračervené ohříváče umístěné nad pracovním prostorem zajišťují zvýšenou teplotu v oblasti, kde bude výrobek formován. Vyhřívána je i základová deska. To vše snižuje nároky na výkon laseru a zmenšuje deformaci při tuhnutí.

Po dokončení následuje řízené ochlazení na teplotu, kdy je se součástí možné manipulovat a vystavit materiál atmosférickým vlivům. Nakonec se výrobek očistí od zbytku prášku. Dále pak může být obráběn konvenčními metodami. [1] [2]

Pro spojování částic prášku se využívají čtyři mechanismy fúze: slinování pevné fáze, chemicky inicializované slinování, slinování tekuté fáze a částečné tavení, a metoda s úplným natavením. Poslední dva mechanismy jsou nejpoužívanější. [1] [2] [8]



Obr. 1-5 Schéma SLS [9]

### Slinování pevné fáze

Slinování popisuje mechanismus spojení částic prášku jako výsledek tepelného působení. V případě slinování pevné fáze k tomu dojde bez roztavení částic a to při teplotách blízkých se teplotě tavení daného materiálu. Mechanismus je primárně založen na difuzi mezi částicemi. [2]

Základem metody je minimalizace celkové volné energie částic prášku, která je úměrná celkové ploše částice podle rovnice (1)

$$E_s = \gamma_s \cdot S_a \quad (1)$$

kde:

$E_s$	J	je povrchová energie
$\gamma_s$	$J \cdot m^{-2}$	- povrchová energie na jednotku plochy za specifických podmínek
$S_a$	$m^2$	celková plocha částice

Když jsou částice vystaveny zvýšené teplotě, celková plocha se sníží a tedy i povrchová energie. Čím delší je proces slinování, tím má výsledná struktura méně pórů. [2]

### Chemicky inicializované slinování

Tento způsob využívá tepelně aktivované chemické reakce dvou typů prášků, nebo prášku a atmosférického plynu k vytvoření vedlejšího produktu, který váže jednotlivé částice dohromady. Primárně se toho využívá v aplikacích s keramickými materiály. Příkladem reakce mezi práškem a atmosférickým plynem je laserové působení na SiC za přítomnosti kyslíku a takto vzniklý  $SiO_2$  váže dohromady jednotlivé složky a vytváří kompozit SiC a  $SiO_2$ . Podobný mechanismus se uplatňuje u kovových materiálů jako je hliník a zinek. [2]

Jednou z charakteristik chemicky inicializovaného slinování je vysoká pórovitost, ta se musí redukovat dodatečným vyplňováním pórů nebo dalším spékáním v peci za vysokých teplot aby se dosáhlo mechanických vlastností vhodných pro aplikaci sou-

části. To zvyšuje cenu a nároky na technickou vybavenost, což dělá metodu méně vhodnou pro komerční nasazení. [2]

#### Slinování tekuté fáze a částečné tavení

Slinování tekuté fáze je nejuniverzálnější metoda, kde se část prášku roztaví, aby sloužila jako pojivo pro ostatní pevné částice. Takovéto přímé spojení částic je realizováno za působení vysokých teplot. V mnoha situacích je zřetelný rozdíl mezi spojícím a stavebním materiálem, kde částice mohou být kombinovány třemi různými způsoby: jako oddělené částice, jako kompozitní částice nebo jako částice obalené. [2]

#### Metoda s úplným roztavením.

Tato metoda je nejčastěji aplikována na slitiny kovů a polykrystalických polymerů. Materiál je v celém svém objemu vystaven tepelnému působení laserem nebo svazkem elektronů a je roztaven do hloubky přesahující tloušťku vrstvy, což je velice efektivní pro vytváření struktur s vysokou hustotou a soudržností. Díky dobrým strukturálním vlastnostem mají takto zpracované materiály vlastnosti téměř shodné jako při použití konvenčních metod. [2]

Tab. 1-1 Tabulka srovnání materiálů používaných pro SLS [2]

Materiál	1.4404	1.2343	TiAl6V4
Tahová pevnost [Mpa]	480-520	780-840	1200-1400
Poměrné prodloužení [%]	10-15	2-3	1-3
Tvrдость	220-250 HV	50-54 HRC	380-420 HV
Přesnost [mm]	±0.1	±0.1	±0.1
Jakost povrchu	R <sub>z</sub> =30-60	R <sub>z</sub> =30-60	R <sub>z</sub> =30-60
Hustota	≥100%	≥100%	≥100%

#### 1.3.3 Extrakční systémy

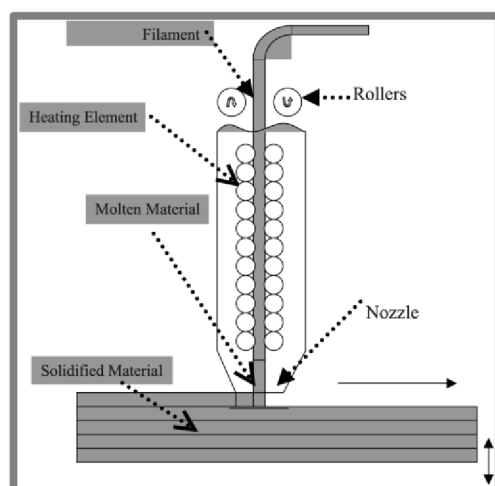
Extrakční systémy jsou reprezentovány především technologií FDM. Materiál, vytlačovaný ve tvaru nekonečného vlákna, je rozpouštěn ve speciálně designované hlavici, kterou opouští přes trysku v polotekutém stavu. Po vytlačení se materiál spojí s předcházející vrstvou, ochladí se, a tím se zpevní do tvaru požadovaného tvaru. [2]

Pro zajištění stejné výšky vrstvy po celém průřezu je potřeba konstantní průtok materiálu tryskou hlavičky. Toho se dosáhne stálým tlakovým působením na materiál a neměnnou rychlostí pohybu hlavičky s tryskou. Po dokončení vrstvy se hlavička posune o tloušťku vrstvy nahoru, případně pracovní stůl s dílem dolů. Tak se pokračuje, dokud se celý model nevytvoří vrstvu po vrstvě jako u ostatních PR technologií. Tloušťka jedné vrstvy se běžně pohybuje v rozmezí 0.04 – 0.33 mm. [1] [2] [8]

Než je materiál vytlačěn, shromažďuje se v zásobníku, do kterého je dopravován nejlépe kontinuálně. To se při použití kapaliny děje pumpou. V případě peletek, granulí nebo prášku dopravním šroubem nebo jen gravitací. Dále pak může být materiál navinut na cívce ve formě drátu a do trysky dopravován systémem kladek. Při použití gravitačního způsobu je k vytvoření požadovaného konstantního tlaku v trysce dále nutné použití stlačeného plynu. Zásobník také slouží jako hlavní místo zka-



palňování. Je také možné využít i jiné metody založené třeba na chemických změnách v materiálu. [1] [2]



Obr. 1-6 Schéma FDM [9]

#### Vytlačení a schnutí

Tryska určuje tvar a rozměr vytlačeného materiálu. Větší trysky dovolují materiálu protékat rychleji, což ale snižuje tvarovou přesnost vzhledem k původnímu CAD modelu. Průměr trysky také určuje minimální tloušťku prvku, který může být vytvořen. Takový prvek bývá obvykle dvakrát větší než nominální rozměr trysky, aby mohl být věrně reprodukován s uspokojující kvalitou. To předurčuje extrakční metody k vytváření především rozměrnějších výrobků s větší tloušťkou stěny. [2]

Hmota, která proteče tryskou, je úměrná tlaku, geometrii trysky a viskozitě materiálu. Jakmile je materiál vytlačen, měl by si v ideálním případě udržet svůj tvar. Gravitační a povrchové napětí však tvar povrchu změní. Stejně nepříznivý je i proces ochlazování, při kterém se v materiálu mohou vytvářet póry. Ochlazování je také velmi často značně nelineární což může vést až k zdeformování. Tomu lze zabránit minimalizováním rozdílu teplot mezi ohříváním zásobníkem a atmosférou obklopující výrobek. Po dokončení je dále vhodné řízené ochlazování. [2]

#### Materiál

Nejpoužívanějším materiálem je ABSplus. Jde o vylepšený Akrylonitrilbutadienstyren vyvinutý pro rané FDM technologie, s tahovou pevností navýšenou o 40%. Další zajímavou úpravou ABS je průhledný ABSi a některé stroje umí ABS míchat s polykarbonáty. Mezi další použitelné materiály pak patří elastomery a vosk, nebo také kompozity nylonu a kovu. [2] [8] [10]

U všech FDM zařízení jsou dvě trysky. Jedna se základním materiálem, druhá s pomocným, který se využívá pro vytváření podpůrné konstrukce. Tento přídatný materiál může být například polyvinylalcohol, který je rozpustný ve vodě a po dokončení výroby se snadno odstraní. [8]

Tab. 1-1 Tabulka srovnání materiálů používaných pro FDM [1]

Materiál	ABS	ABSi	ABSplus	ABS/PC
Tahová pevnost [Mpa]	22	37	36	34.8
Modul pružnost [MPa]	1.627	1.915	2.268	1.827
Poměrné prodloužení[%]	6	3.1	4	4.3
Ohybová pevnost [Mpa]	41	61	52	50

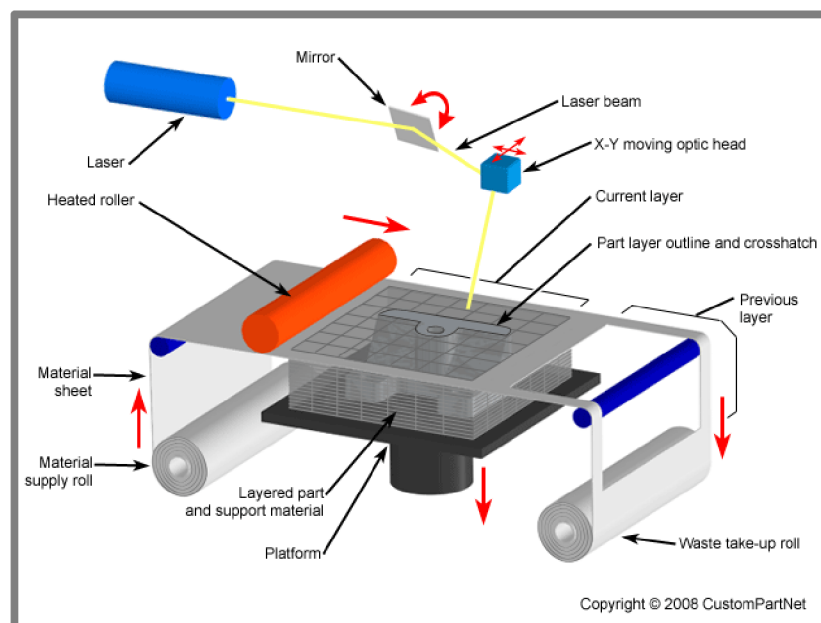
### 1.3.4 Laminování

Jedna z prvních technologií tohoto typu byla LOM, vyvinuta společností Helisys Inc. a komerčně nasazená roku 1991. Metoda spočívá v postupném laminování tenkých folií a jejich ořezáváním laserovým paprskem do požadovaného tvaru tak, aby jedna fólie reprezentovala vrstvu průřezu CAD modelu. Část materiálu, která není zahrnuta ve finálním tvaru výrobku, je nařezána mřížkovým řezem pro snadné oddělení při dokončovacích pracích. [2] [8]

Z konstrukčního hlediska jsou ořezávány pouze vnější kontury, vrstvy mohou být nejprve ořezány a potom uloženy nebo obráceně. Spojování se děje čtyřmi způsoby, z nichž nejběžnější je lepení. Dále je možné použít spékání, lisování nebo v současné době intenzivně vyvíjené ultrazvukové svařování. [2]

Velkou výhodou laminování je široká škála použitelných materiálů. Nejpoužívanější je papír, jehož vrstvy o tloušťce 0.07 až 0.2 mm se dají snadno slepovat a navíc je ekologicky zlikvidovatelný. Na papír je zaměřena technologie Paper Lamination Technology vyvinutá společností Kira Corporation Ltd. Mechanismem, velmi podobným laserové tiskárně, se nanese vrstva pryskyřice, která se následně spojí působením horkého lisu. K ořezání se v těchto strojích nepoužívá laser, ale mechanické řezací zařízení. [1] [2]

Dalšími používanými materiály jsou různé plasty jako ABS, nylon a polyester, dále pak kovy, kompozitní materiály nebo dokonce keramika. [8]



Obr. 1-7 Schéma laminování [9]

## 1.4 Ortézy metodou Rapid Prototyping

1.4

Nejběžnější ortézy zhotovené využitím metody Rapid Prototypingu jsou nástroje pro fixaci dolních končetin, konkrétně pro rehabilitaci zraněného kotníku. V této oblasti již bylo vytvořeno několik funkčních přípravků. Mimo kotník byly zhotoveny také jiné modely určené pro zápěstí nebo trup.

### 1.4.1 Statická kotníková ortéza

1.4.1

Jednoduchý model vytvořili v roce 2010 na harvardské a northeasternské univerzitě. Jako předlohu použili komerčně nasazenou pomůcku Type C-90 Superior Posterior Leaf Spring společnosti AliMed. Oproti běžné, sériově vyráběné ortéze docílili většího komfortu a efektivity léčby díky tvaru navrženému pro individuální potřeby pacienta. [11]

3D data byla získána scannerem 3D FaceCam 500 společnosti Technest a dále vyčištěna od nežádoucích bodů. Následně byla vytvořena celistvá plocha, která byla ořezána a vysunuta po vzoru standardně používaných ortéz do tloušťky stěny 3mm. Výroba proběhla na zařízení Viper Si2, pracujícím na principu SLA. Byl použit neohebný materiál Acuura SI40 a flexibilní polymer DSM Somos 9120. [11]

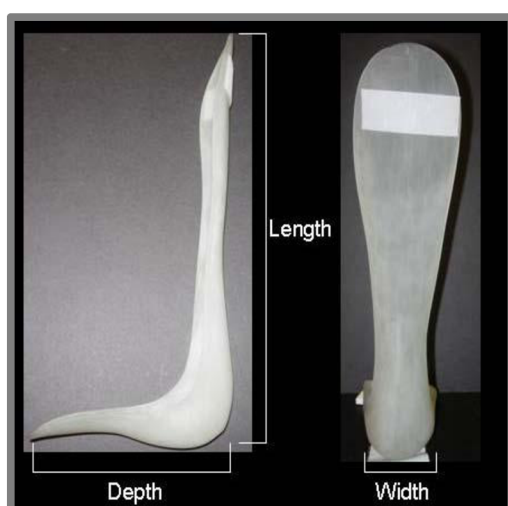
Pro oba použité materiály byla provedena analýza dat neměřených při chůzi, která ukázala srovnatelné výsledky v porovnání se standardními ortézami. [11]

### 1.4.2 Dynamická kotníková ortéza

1.4.1

V maďarském institutu mechaniky a biomechaniky zhotovili ortézu, která pomáhá pacientům s poškozením peroneálního nervu, což znemožňuje zvýšit nohu v kotníku. [12]

Přímým i nepřímým laserovým skenováním byla získána data, která byla zpracována programy CopyCAD, PowerShape a Pro Engineer až do finálního modelu vyexportovaného v STL formátu. Pro výrobu jednotlivých částí byla využita metoda SLS. Za pomoci vyměnitelných pružných elementů pak bylo dosaženo přesného kontaktu mezi dolní končetinou a ortézou, což zajistilo efektivní rehabilitaci. [12]



Obr. 1-8 Statická kotníková ortéza [11]



Obr. 1-9 Dynamická Kotníková ortéza [12]

#### 1.4.3 Dynamická zápěstní ortéza

Na Státní univerzitě v Grand Valley byla roku 2007 vytvořena dynamická ortéza k prevenci poranění zápěstí způsobených pádem. Nebezpečí spočívá v ohnutí zápěstí nad  $60^\circ$ , kdy může dojít k poškození zápěstních článků. Taková ortéza svou konstrukcí zabraňuje kritickému natočení a tlumí energii vzniklou při dopadu.

Nejprve byl sestaven matematický model, který umožnil stanovit modul pružnosti a koeficient útlumu pro disipaci energie pádu. Modul pružnosti byl stanoven na 8.3 Mpa. Dle této hodnoty byly vybrány jako vhodné materiály polyuretan, SBR a EPDM. [13]

V dalším kroku byl v 3D modeláři Pro Engineer vytvořen předběžný virtuální model, který byl testován v Pro Mechanica. Na základě kladných výsledků byl aditivní technologií zhotoven fyzický model, který byl následně testován s různým zatížením. Stejněmu měření byla podrobena sériově vyráběná ortéza Flexmeter společnosti Dupont Engineering. Při porovnání obě pomůcky dosáhly téměř identických výsledků. [13]

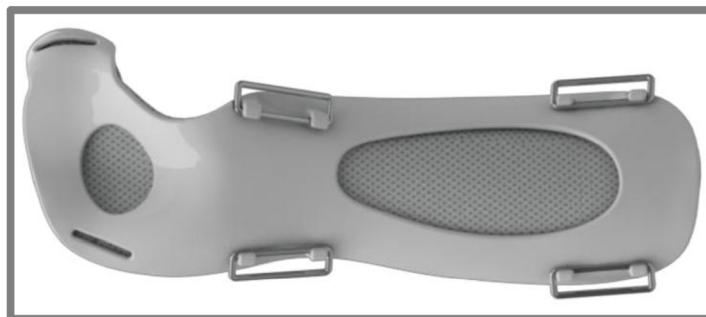


Obr. 1-10 Dynamická zápěstní ortéza [13]

#### 1.4.4 Statická zápěstní ortéza

Na VUT v Brně v rámci bakalářské práce byla roku 2011 vytvořena individuální statická ortéza pro fixaci zápěstí. 3D data byla získána fotoskenovacím zařízením di3D FCS-100 společnosti Dimensional Imaging. Ze čtyř fotografií software vytvořil 3D model, který byl dále zpracován v Geomagic 12. Následně byla v SolidWorks 11 vytvořena konstrukce samotné ortézy s tloušťkou skořepiny 3.5mm. [14]

Pro vlastní výrobu byla nejprve zvolena metoda elektivního laserového slinování, ale kvůli nevhodným mechanickým vlastnostem používaného materiálu byla pro finální prototyp použita extrakční metoda. [14]



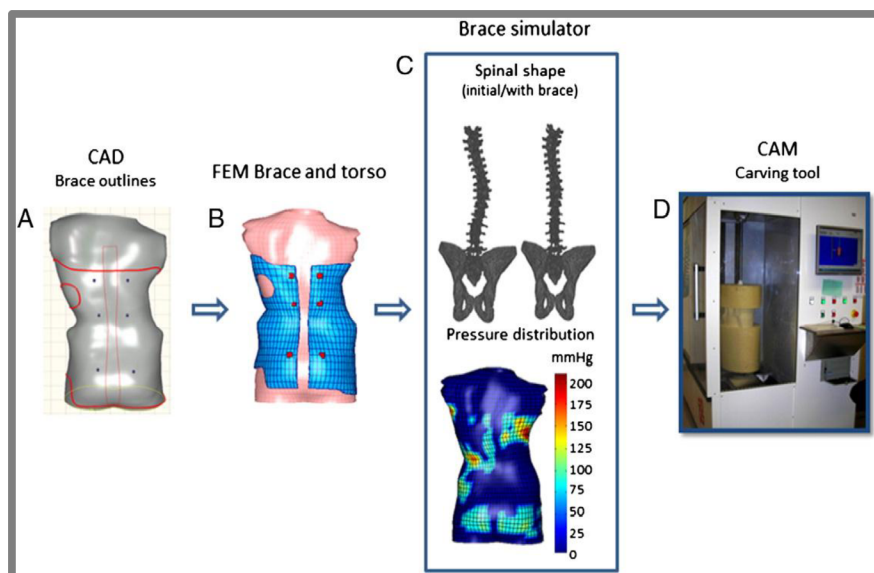
Obr. 1-11 Statická ortéza z VUT v Brně[14]

### 1.4.5 Otéza trupu

Polytechnika v Montrealu roku 2012 zkoumala možnost nahrazení konvenčních ortéz pro léčbu pokročilé skoliózy, numericky navrženou ortézou pro zlepšení běžné, konzervativní léčby. [15]

Nejprve byla vytvořena detailní 3D rekonstrukce páteře, hrudního koše a pánve pacienta pomocí bipolárních rentgenových snímků systému EOSTM a interpolačního algoritmu. Touto metodou byla dosažena přesnost 1mm v oblasti páteře a pánve, 1.9mm pak u hrudního koše. Vnější povrch byl nasnímán scannerem společnosti Creaform. Ze získaných dat byl vytvořen model, který byl tvarově přizpůsoben CAD/CAM softwarem Ridin4D. Model byl dále zpracován metodou konečných prvků, aby bylo možné určit míru působení ortézy na postiženém místě. [15]

Ortéza byla vyrobena z polypropylenu pomocí číslicově řízeného řezbáře a srovnána se standardními pomůckami pomocí rentgenových snímků pořízených po aplikaci na pacienta. Výsledky prokázaly proveditelnost tohoto druhu ortézy za podpory výpočetní techniky v kvalitě srovnatelné s běžnými pomůckami, což otevírá nové možnosti pro budoucí výzkum. [15]



Obr. 1-12 Ortéza trupu [15]



## 2 ANALÝZA PROBLÉMU A CÍL PRÁCE

### 2.1.1 Ortopedická protetika

Ortopedická protetika je samostatný medicínsko-technický obor léčebně-preventivní péče zabývající se náhradami nosně-pohybového aparátu. Dle aplikace se znalosti využívají i pro konservativní léčení nebo zabránění zhoršení zdravotního stavu postiženého, nebo pro operativní léčbu před, během nebo po operačním zákroku. Část pomůcek se také využívá pro přímou rehabilitaci příslušné tělní části po úraze nebo po operaci. [16]

Ortopedickou protetiku využívá téměř každý medicínský obor, přičemž všechny obory mají několik konstantních okruhů:

- epitetika - nauka o nefunkčních, pouze kosmetických náhradách,
- ortotika - nauka o náhradách funkce,
- protetika - nauka o náhradách funkce ztracené části končetiny a její funkce,
- adjuvatika - nauka o kompenzačních, doplňujících pomůckách,
- protetometrie - nauka o snímání, měření a stavbě náhrad. [16]

### 2.1.2 Ortotika

V oboru ortotiky je v popředí léčebný efekt ortéz. Jedná se například o korekci, stabilizaci, extenzi a podobně. Toho se využívá v situacích, kdy příslušné tělní části sice jsou přítomny, ale jejich funkce je oslabena nebo úplně ztracena. [16]

Úspěch ortotické péče závisí na přesném stanovení funkčního požadavku z hlediska načasování aplikace, účelu použití, mechanického působení i funkce samotné ortézy. [17]

### 2.1.3 Ortézy

Ortézy představují širokou škálu pomůcek, které jsou aplikovány po úrazech, chorobách, při vrozených vadách, ale i po operacích všude tam, kde tvarové a funkční změny znemožňují normální funkční využití příslušné části těla. Příčinou bývají obrny, stavy po popáleninách a po hlubokých jizvách, dále pak při vrozených vadách či zranění kloubů a kostí. [16]

Dle požadavků konkrétního stavu mohou být ortézy imobilizační, mobilizační a restrikční. Mobilizační ortézy se vyznačují požadavkem na uložení postižené oblasti v anatomické, nebo klidové poloze. Mobilizační pomůcky zajišťují pohyb v kloubu a podporují hojivé procesy mechanickým namáháním. Restrikční ortézy pak staticky nebo dynamicky limitují pohyby v postižených kloubech. [17]

Podle umístění ortéz rozlišujeme:

- ortézy horních končetin
- ortézy dolních končetin
- ortézy páteřní
- měkké bandáže [16]

### 3 VARIANTY KONSTRUKČNÍHO ŘEŠENÍ

3

#### 3.1 Sériově vyráběné ortézy

3.1

Tyto pomůcky jsou určeny k okamžité aplikaci na postižené místo. Jejich výroba je prováděna v typizovaných velikostech, v širokém rozsahu konstrukčních provedení, v kategorizovaných skupinách dle indikace, lokalizace a funkce.

Bandáže se vyrábějí z elastických textilních materiálů, složitější pomůcky pak z plastů, kovů nebo moderních kompozitních materiálů.

##### 3.1.1 MUELLER Adjustable Wrist Brace

3.1.1

Jedná se o jednoduchou ortézu, která umožňuje volný pohyb prstů. Je ideální pro syndrom karpálního tunelu a slabá či zraněná zápěstí. Stabilizační funkci koná hliníková dlahy, která se dá podle potřeby natvarovat, nebo zcela vyjmout. Ke končetině je připevněna fixačním páskem na suchý zip. [18]

##### 3.1.2 Functional Comfort Range of Motion WHFO

3.1.2

Tato pomůcka je vhodná pro pooperační stavy, pokračovací léčbu a léčbu artritidy. Po obou stranách je osazena patentovanými hliníkovými klouby, které umožňují nastavení úhlu zápěstí v rozmezí 0° až 35°. [19]



Obr. 3-2 MUELLER Adjustable Wrist Brace [18]



Obr. 3-1 Functional Comfort Range of Motion WHFO [19]

##### 3.1.3 Progress-Plus™

3.1.3

Tento model zajišťuje pomocí otočného napínáku nízkou progresivní zatěžovací sílu pro zlepšení pohybu zápěstí. Natočení je možné v rozsahu 0 až 60°. Je vyrobena z pěny o vysoké hustotě a kovového rámu. [20]



Obr. 3-3 Progress-Plus™ [20]

---

### 3.1.4 Pro-Glide Wrist

Tato dynamická ortéza vhodná pro léčbu kontraktlních svalů poskytuje nastavitelný odpor ohýbání a uzamčení polohy v pozici 0°, 45° a 90°. Rám je vyroben z leteckého hliníku, který poskytuje dobrou stabilitu a nízkou hmotnost. [21]



Obr. 3-4 Pro-Glide Wrist [21]

---

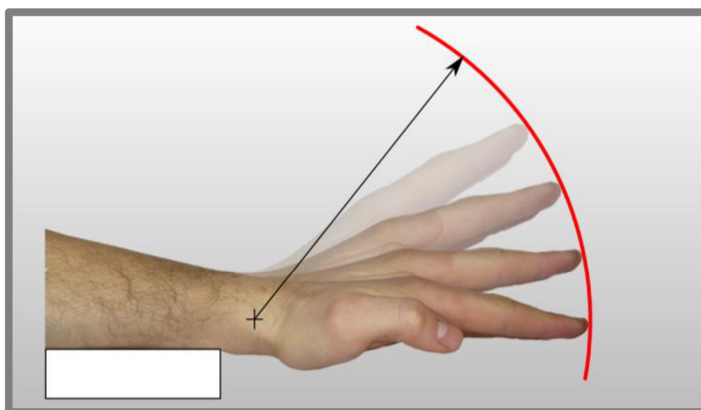
## 3.2 Vlastní konstrukční řešení

---

### 3.2.1 Určení středu otáčení

Pro nalezení osy, kolem které se zápěstí otáčí u konkrétní osoby, byla pořízena série fotografií dlaně a natažených prstů v různých úhlech vzhledem k pevně zafixovanému předloktí. Celé předloktí bylo uloženo na vyvýšené podložce, aby nedošlo ke zkreslení prvních snímků, kdyby se zápěstí samo dotýkalo o podložku. Jednotlivé snímky byly složeny a přes koncečky prstů byla proložena kružnice, jejíž střed je hledanou osou zápěstí.



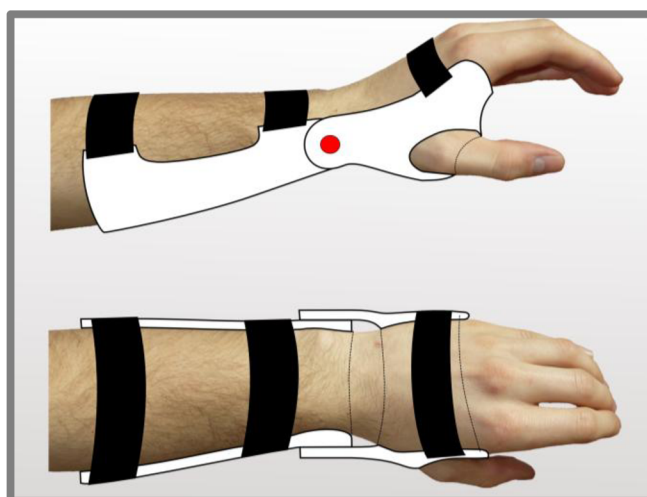


Obr. 3-5 Určení středu otáčení

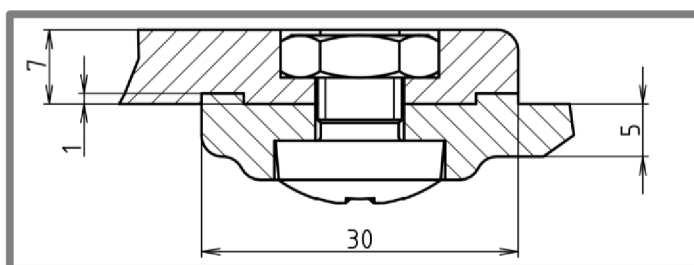
### 3.2.2 Ortéza s uložením po obou stranách

3.2.2

Tento návrh je osazen dvěma šroubovými spoji po stranách, které vytvářejí sílu pro třecí spoj mezi jednotlivými částmi. Tím je zabráněno pohybu zápěstí. Přesného lícování obou součástí je dosaženo osazením. Díky charakteru uložení, lze ortézu zafixovat v libovolném úhlu.



Obr. 3-6 Ortéza s uložením po obou stranách



Obr. 3-7 Řez uložením

Samotný šroubový spoj je složen se šroubu M8x10 DIN 7985 a nízké šestihranné matice, která je zapuštěna do otvoru, který kopíruje její tvar. Tím se zabrání jejímu

protáčení při nastavování ortézy. Také hlava šroubu je zapuštěna, aby nedocházelo k zachytávání během nošení.

#### Kontrolní výpočet

Dospělý muž vyvine zápěstím krouticí moment  $8.62 \pm 4.87$  Nm, takže na jedno uložení připadá přibližně 4.31 Nm. Pro přenesení takového momentu třecím spojem je nutné vytvořit dostatečné předpětí šroubového spoje. Nebezpečným místem je potom plocha pod maticí, která musí být zkontrolována k meznímu stavu pružnosti. Součinitel tření  $\mu$  pro kontakt dvou plastových ploch je udáván v rozmezí 0,3 až 0,4. Pro výpočet byla použita střední hodnota. [22 [23]

#### Potřebná třecí síla

$$F_t = \frac{M}{\frac{d_v}{2}} = \frac{4,31}{0,015} = 287,3 \text{ N},$$

kde:

$F_t$	N	je třecí síla
$M$	Nm	- moment přenášený jedním uložením
$d_v$	m	- vnější průměr uložení

#### Síla v ose šroubu

$$F_o = \frac{F_t}{\mu} = \frac{287,3}{0,35} = 820,9 \text{ N},$$

kde:

$F_o$	N	je síla v ose šroubu
$\mu$	-	- součinitel tření

#### Tlak na plochu pod maticí

$$P = \frac{F_o}{S} = \frac{F_o}{\frac{\pi \cdot (D^2 - d^2)}{4}} = \frac{820,9}{\frac{\pi \cdot (0,013^2 - 0,008^2)}{4}} = 9,95 \text{ Mpa},$$

kde:

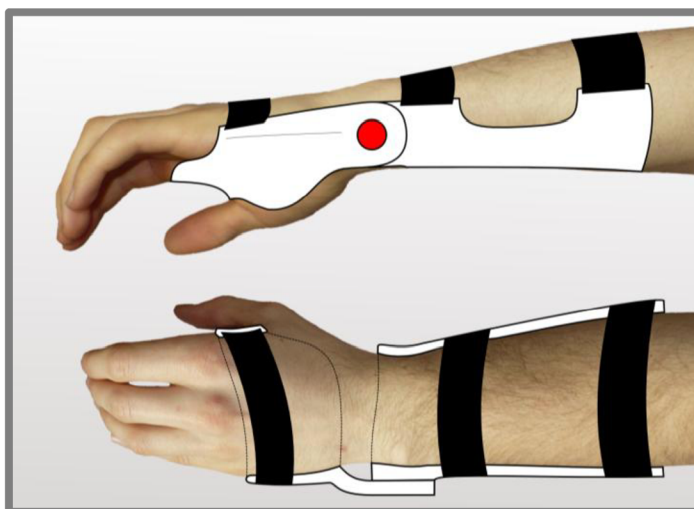
$P$	Pa	je tlak na plochu pod maticí
$D$	m	- vnější průměr matice
$d$	m	- vnitřní průměr matice

Z vypočteného tlaku vyplývá, že na výrobu ortézy lze s dostatečnou bezpečností použít materiál ABS a jeho variace.

### 3.2.3 Ortéza s uložením na vnější straně

Druhý návrh je osazen pouze jedním šroubovým spojem na vnější straně ruky. Přenos sil zde není realizován pouze třecím spojením ale i tvarovým. To zajišťuje zubový věnec, který také plní funkci lícování.

Výhodou takového řešení je tužší spojení, lehčí konstrukce a možnost pohybu palce. Naopak nevýhodou je možnost polohování pouze po  $20^\circ$ , což odpovídá devíti pozicím pro flexi i extenzi.



Obr. 3-8 Ortéza s uložením na vnější straně

U druhého návrhu je použito stejného šroubového spoje jako u prvního. Část krouticího momentu je přenášena zubovým vřecem, což zajišťuje dostatečnou bezpečnost proti deformaci materiálu. Nebezpečným místem je však rameno v oblasti napojení na dlaňovou část, které je namáháno ohybem i krutem zároveň. Jelikož je tato část namáhána ohybovým i krutovým napětím, byla pro určení bezpečnosti k meznímu stavu pružnosti využita podmínka  $\sigma_{\text{HMH}}$ .

Ohybové napětí

$$\sigma = \frac{M}{W_o} = \frac{M}{\frac{b \cdot h^2}{6}} = \frac{8,62}{\frac{0,006 \cdot 0,033^2}{6}} = 7,9 \text{ Mpa}$$

kde:

$\sigma$  Pa je ohybové napětí  
 $M$  Nm - krouticí moment  
 $W_o$  m<sup>3</sup> - kvadratický moment v ohybu

Síla v působišti

$$F_k = \frac{M}{r} = \frac{8,62}{0,08} = 107,8 \text{ N}$$

kde:

$F_k$  N je síla v působišti  
 $r$  m - vzdálenost od osy otáčení zápěstí k působišti

Smykové napětí

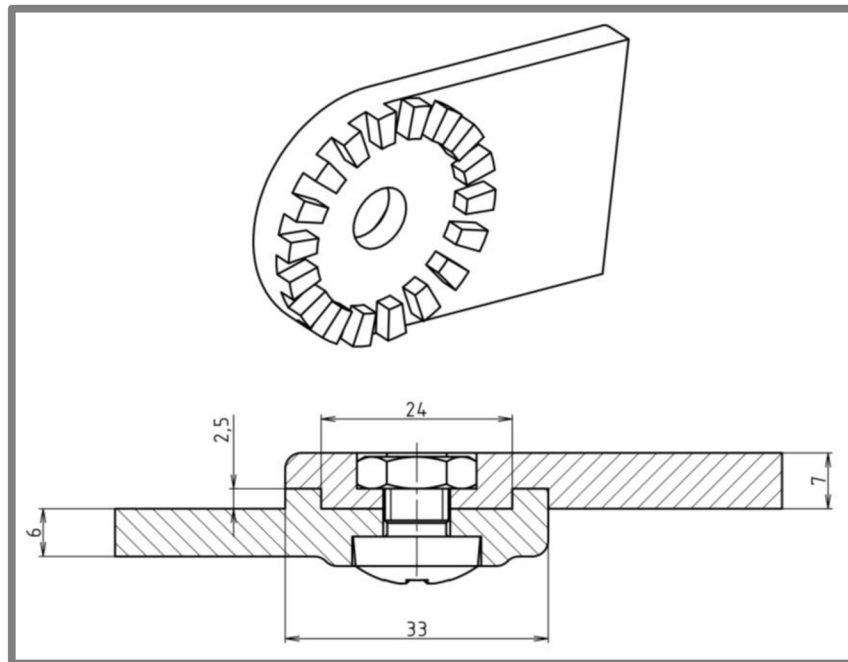
$$\tau = \frac{M_k}{W_k} = \frac{F_k \cdot q}{h \cdot b^2} \cdot \left(3 + \frac{1,8 \cdot b}{h}\right) = \frac{107,8 \cdot 0,045}{0,033 \cdot 0,006^2} \left(3 + \frac{1,8 \cdot 0,003}{0,033}\right) = 13,6 \text{ Mpa}$$

kde:

$\tau$  Pa je smykové napětí  
 $W_k$  m<sup>3</sup> - kvadratický moment v krutu  
 $q$  m - vzdálenost od okraje ortézy k působišti

$$\sigma_{\text{HMH}} = \sqrt{\sigma^2 + 3\tau^2} = \sqrt{7,9^2 + 3 \cdot 13,6^2} = 24,8 \text{ Mpa}$$

Z vypočteného redukovaného napětí vyplývá, že je možné použít materiály ABSi, ABSplus, APS/PC

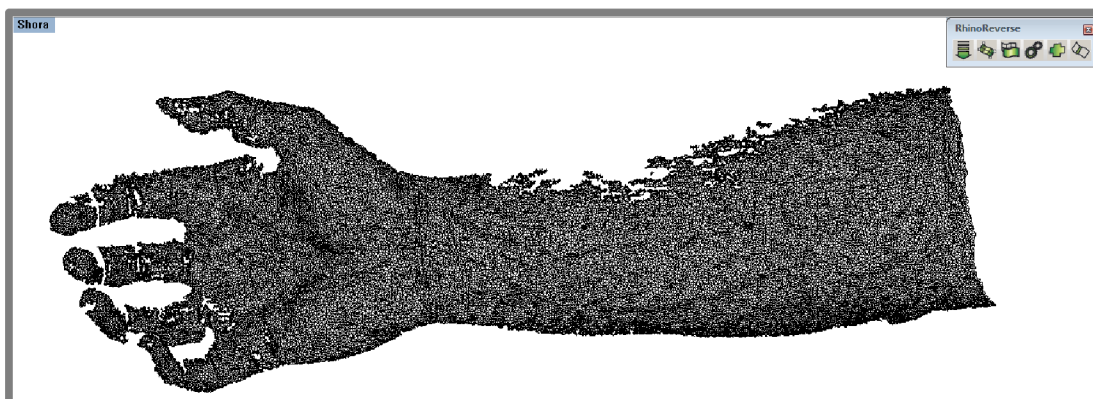


Obr. 3-9 Detail zubového věnce a řez uložením

#### 4 OPTIMÁLNÍ KONSTRUKČNÍ ŘEŠENÍ

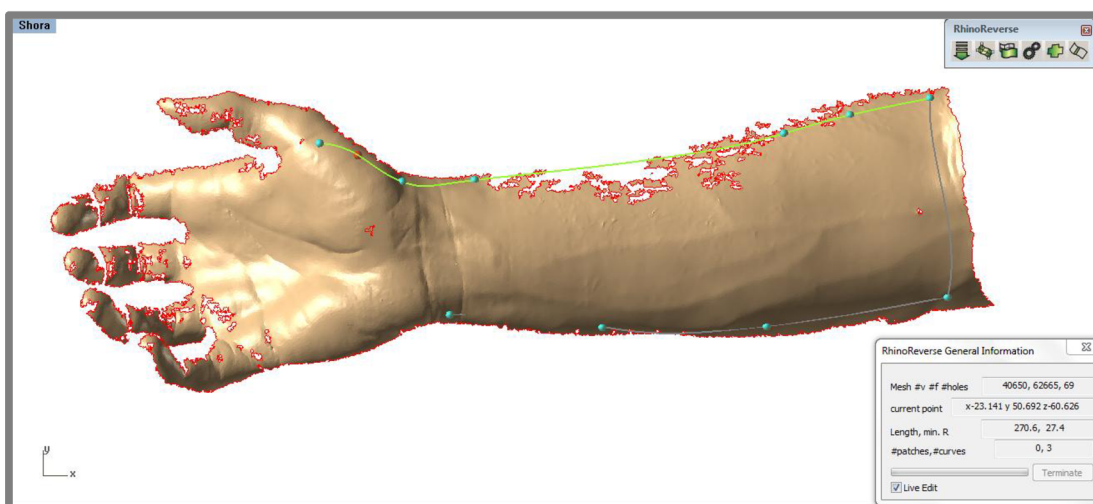
Z důvodu maximální jednoduchosti konstrukce bylo vybráno druhé řešení s uložení pouze na vnější straně zápěstí. Pro realizování prvního návrhu by bylo nutné pracně ruční domodelování ploch v oblasti palce, protože končetina byla nasnímána pouze z jedné strany. Při takovémto postupu bylo zabráněno, aby se končetina posunula při změně směru snímání.

3D data byla získána pomocí Atos Triple Scan společnosti GOM a následně byla zacelena a zjednodušena vzniklá polygonální síť pomocí Atos Profesional, ze kterého byla data exportována ve formátu STL.

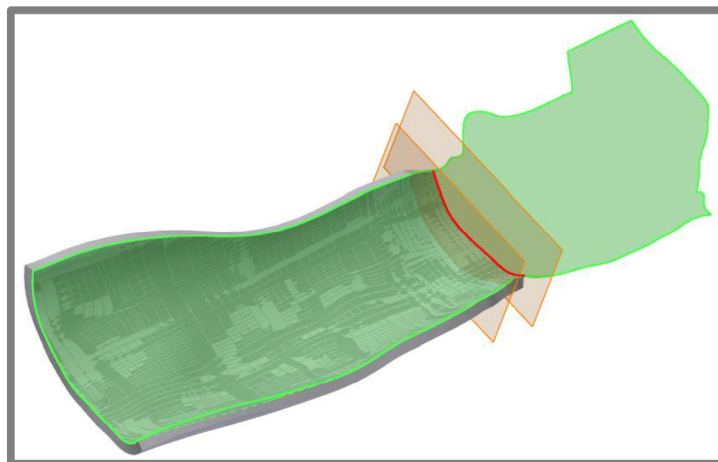


Obr. 4-1 Polygonální síť v Rhinoceros 4

Pro získání skořepiny byl využit Rhinoceros 4.0 SR9 se zásuvným modulem Rhino Reverse. Polygonální síť byla zpracována příkazem Load Mesh Data a dále v editačním módu ořezána. Po získání vhodného tvaru byla vytvořena skořepina příkazem Commit a uložena ve formátu IGS. Pro modelování samotné ortézy byla vybrána kvůli své dostupnosti studentská verze softwaru Autodesk Inventor Professional 2013. Do něj byla importována skořepina, která byla dále opravena příkazem Léčit a rozdělena na část obklopující loket a na část podpírající dlaň.



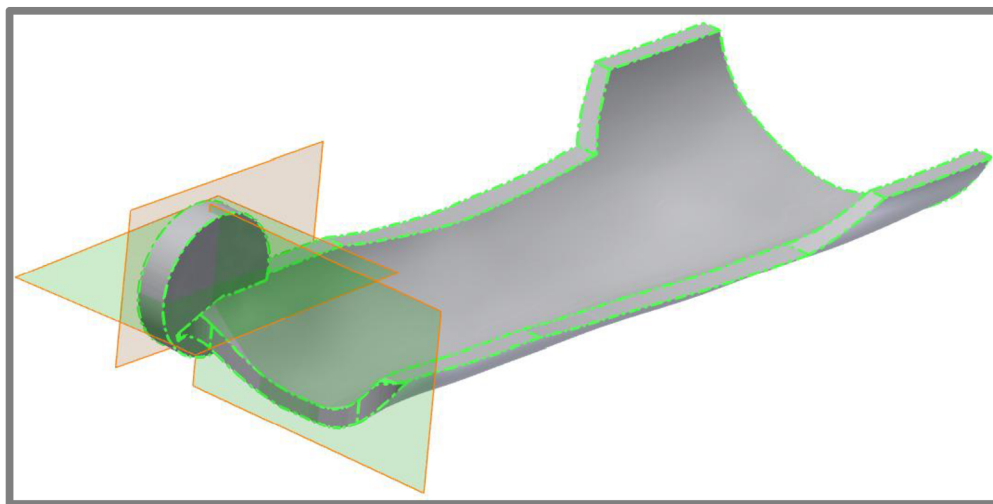
Obr. 4-2 Editační mód Rhino Reverse



Obr. 4-3 Skořepina a zesílená loketní část

#### 4.1 Loketní část

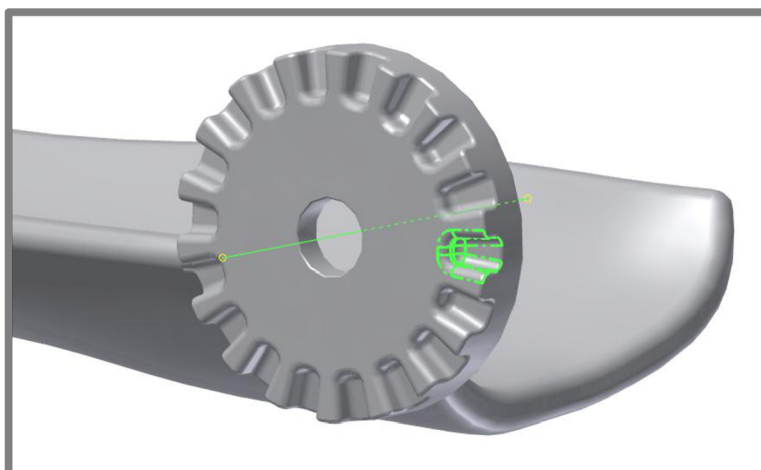
Objemové těleso bylo ze skořepiny vytvořeno příkazem zesílit, přičemž tloušťka stěny byla kvůli vyšší tuhosti stanovena na 5 mm. V dalším kroku byl vysunut kotouč jako základ pro zubový věnec a přebytečné části celého tělesa byly ořezány pomocí vysunutí s odebráním materiálu. Hloubka odběru materiálu byla při této operaci nastavena na Vše.



Obr. 4-4 Hrubé tvary ortézy

Pro vytvoření samotného zubového věnce byla odebráním materiálu podle náčrtu do hloubky 3 mm vytvořena nejprve jedna zubová a dno pak bylo zkoseno. Zkosení bylo dosaženo pomocí trojúhelníkového náčrtu v rovině kolmé na dno mezery a příkazem rotace. Na celý element bylo aplikováno zaoblení s poloměrem 1 mm pro minimalizování vlivů vrubů a dále pak rotace pro vytvoření všech osmnácti prvků po dvaceti stupních. Dále byl odebrán materiál pro umístění šroubu, matice a fixačních pásků a všechny obrysové hrany byly zaobleny s poloměrem 2 mm.



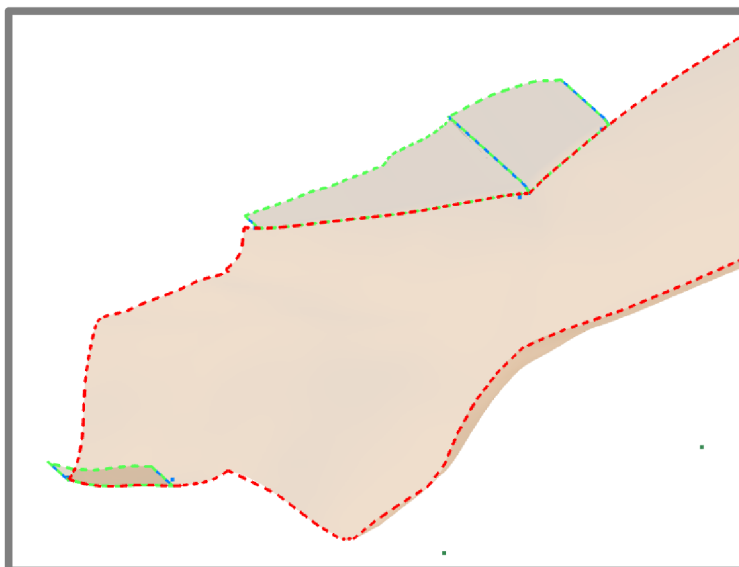


Obr. 4-5 Detail zubového věnce

## 4.2 Dlaňová část

Při modelování dílu podpírající dlaň bylo ve svém principu postupováno velmi podobně jako u loketní části. Plocha pro osazení na bocích byla vytvořena šablonováním z náčrtů křivek tečných ke skořepině. Jako trajektorie pak byla využita hrana samotné skořepiny. Jednotlivé plochy byly sešity a následně z nich bylo vytvořeno objemové těleso. Všechny rozměry zubového věnce byly vymodelovány o 0,2 mm menší, aby vznikla vůle eliminující případné výrobní nepřesnosti a usnadňující montáž. Vůle také zajišťuje, aby se obě části ortézy dotýkaly pouze na hladkém vnitřním mezikruží a ne na dně zubové mezery.

4.2



Obr. 4-6 Domodelované plochy zápětní části (zeleně)

Na závěr byly oba díly sestaveny a opatřeny šroubovým spojením z obsahového centra a nachystány k tisku.



Obr. 4-7 Sestava



## 5 DISKUZE

Cílem práce byl konstrukční návrh a výroba individuální zápěstní polohovatelné ortézy za podpory aditivních technologií a optické digitalizace. Varianty konstrukčního řešení byly vypracovány na základě důkladného průzkumu domácího i zahraničního trhu včetně patentových vzorů, z nichž zajímavé typy byly představeny v samostatné kapitole. Jednoduchá pevnostní kontrola vybraných míst jednotlivých návrhů byla provedena pouze za účelem odhalení hrubých chyb konstrukce a to běžnými analytickými výpočty. Bezpečnosti vzhledem k porušení materiálu byly sice jen o málo větší než jedna, ale vzhledem k tomu že vstupní hodnotou byl krouticí moment, který dokáže vyvinout zdravý jedinec, můžeme bezpečnost blízkou jedné považovat za dostatečnou. Pro přesnější výsledky a optimalizaci tloušťky materiálu za účelem redukce hmotnosti by bylo vhodné při návrhu využít metodu konečných prvků.

Při konstrukci samotné ortézy byla vybrána varianta s uložením pouze na vnější straně, tedy jednodušší z obou variant. Toto rozhodnutí bylo provedeno i přes to že se u této konstrukce předpokládala menší tuhost celé dlaňové části. Důvodem této volby bylo, že končetina byla nasnímána pouze z vnitřní strany a ruční vytvoření chybějící plochy pro překlenutí palce z horní strany by bylo velice nepřesné. Tento nedostatek by se dal eliminovat jinou skenovací metodou nebo naskenováním pozitivního odlitku končetiny.

Velkým úspěchem bylo vytvoření důstojného a funkčního designu ortézy i při využití softwaru Autodesk Inventor, který je z důvodu své licenční politiky velmi rozšířený, ale díky svému softwarovému jádru ne příliš vhodný pro podobné aplikace. Největší problémy nastaly vždy až v závěrečné fázi modelování a jelikož byly často neřešitelné, muselo se začít několikrát znovu, vždy s trochu jednodušší geometrií. Pro lepší výsledky by bylo vhodnější využít některý z konkurenčních 3D modelářů jako ProEnener, Catia nebo SolidWorks.

## 6 ZÁVĚR

Cíl bakalářské práce byl splněn v celém rozsahu. Byla vytvořena individuální, zá-  
pětní polohovatelná ortéza s využitím digitální technologie Rapid Prototyping. Vy-  
tváření předcházela důkladná rešerše v oblasti aditivních technologií, na kterých je  
Rapid Prototyping založen. Důraz byl kladen na práškové a extrakční systémy, u  
kterých se předpokládalo, že by mohly být při konečné realizaci využity. V další čás-  
ti byl proveden rozbor odborných článků zabývajících se úspěšnými aplikacemi digi-  
tálních technologií v oblasti ortotiky. Jejich studium přineslo přehled o používaných  
metodách.

Aby mohly být vypracovány dva návrhy ortézy, byla nastudována lékařská literatura  
z oblasti ortotiky a vhodná, sériově vyráběná konstrukční řešení. Končetina byla di-  
gitalizována skenerem Atos Triple Scan a data byla dále zpracována v Atos Professi-  
onal a v Rrihoceros 4.0 s využitím zásuvného modulu Rhino Reverse. Vybrané kon-  
strukční řešení pak bylo realizováno parametrickým 3D modelářem Autodesk Inven-  
tor 2013. Ve finále byla ortéza vytištěna zařízením pracujícím metodou FDM.

Možnosti dalšího zpracování tématu spočívají ve využití metody konečných prvků  
při návrhu konstrukce tak, aby mohla být použita proměnná tloušťka materiálu, což  
by přineslo výrazné snížení hmotnosti. Tím by se dále zvýšil komfort při používání  
této pomůcky. Dále by mohlo být využito více druhů materiálů, jejichž kombinace  
by přinesla to nejideálnější řešení.

**7 BIBLIOGRAFIE**

- [1] NOORANI, Rafiq. Rapid prototyping: principles and applications. Hoboken, N.J.: Wiley, c2006, xxi, 377 p. ISBN 9780471730019.
- [2] GIBSON, I, D ROSEN a B STUCKER. Additive manufacturing technologies: rapid prototyping to direct digital manufacturing. New York: Springer, c2010, xxii, 459 p. ISBN 14-419-1120-0.
- [3] Nike Use 3D Printing to Manufacture the Vapor Laser Talon Football Shoe. *Shapeways.com*[online]. 2013 [cit. 2013-03-05]. Dostupné z: <http://nikeinc.com/news/nike-debuts-first-ever-football-cleat-built-using-3d-printing-technology>
- [4] *CAD FEM portál* [online]. 2011 [cit. 2013-01-22]. Dostupné z: <http://cad-fem.zcu.cz/>
- [5] Rapid prototyping: příprava a tisk STL modelů. *EARCH.CZ EARCH* [online]. 2010 [cit. 2013-05-12]. Dostupné z: <http://www.earch.cz/cs/rapid-prototyping-priprava-tisk-stl-modelu>
- [6] Text tématu - E-learning [online]. c2007 [cit. 2011-05-02]. Příprava vstupních geometrických dat pro MKP softwary. Dostupné z URL: <[http://blade1.ft.tul.cz/~tyr/cgi-bin/elearning/elearning.fcgi?page=publ&action=showThemeContentText&item=421&theme\\_id=36](http://blade1.ft.tul.cz/~tyr/cgi-bin/elearning/elearning.fcgi?page=publ&action=showThemeContentText&item=421&theme_id=36)>.
- [7] Let's get physical: how 3D printing works. BRAUE, David Braue. *Acp* [online]. 2011 [cit. 2013-05-12]. Dostupné z: <http://apcmag.com/lets-get-physical-how-3d-printing-works.htm>
- [8] VUT BRNO. Aditivní technologie pro studenty [pdf]. 2010, 35 s. [cit. 3.2.2012]. Dostupné z: [http://ust.fme.vutbr.cz/obrabeni/podklady/stobak/cv\\_STV\\_04\\_Aditivni\\_tehnologie\\_metody\\_Rapid\\_Prototyping.pdf](http://ust.fme.vutbr.cz/obrabeni/podklady/stobak/cv_STV_04_Aditivni_tehnologie_metody_Rapid_Prototyping.pdf)
- [9] Custompart.net [online]. 2013 [cit. 2013-05-15]. Dostupné z: <http://www.custompartnet.com/>
- [10] ZHOU, Chi a Yong CHEN. Additive manufacturing based on optimized mask video projection for improved accuracy and resolution. *Journal of Manufacturing Processes* [online]. 2012, roč. 14, č. 2, s. 107-118 [cit. 2013-04-24]. ISSN 15266125. DOI: 10.1016/j.jmapro.2011.10.002. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S152661251100034X>
- MASOOD, S.H. a W.Q. SONG. Thermal characteristics of a new metal/polymer material for FDM rapid prototyping process. *Assembly Automation* [online]. 2005, roč. 25, č. 4, s. 309-315 [cit. 2013-04-24]. ISSN 0144-5154. DOI: 10.1108/01445150510626451. Dostupné z: <http://www.emeraldinsight.com/10.1108/01445150510626451>
- [11] MAVROIDIS, Constantinos, Richard G RANKY, Mark L SIVAK, Benjamin L PATRITTI, Joseph DIPISA, Alyssa CADDLE, Kara GILHOOLY, Lauren GOVONI, Seth SIVAK, Michael LANCIA, Robert DRILLIO a Paolo BONATO. Patient specific ankle-foot orthoses using rapid prototyping. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. 2011, roč. 8, č. 1, s. 1- [cit. 2013-04-24]. ISSN 1743-0003. DOI: 10.1186/1743-0003-8-1. Dostupné z: <http://www.jneuroengrehab.com/content/8/1/1>

- [12] SCIVOLETTO, G, M MANCINI, E FIORELLI, B MORGANTI a M MOLINARI. A prototype of an adjustable advanced reciprocating gait orthosis (ARGO) for spinal cord injury (SCI). *Spinal Cord*[online]. roč. 41, č. 3, s. 187-191 [cit. 2013-04-24]. ISSN 13624393. DOI: 10.1038/sj.sc.3101417. Dostupné z: <http://www.nature.com/doifinder/10.1038/sj.sc.3101417>
- [13] COLEMAN, Brian, Noah HOPSON a Steve JOHNSON. CHRIS KNOWLTON. Dynamic Wrist Brace [ppt]. 2007 [cit. 22.3.2013]. Dostupné z: <http://claymore.engineer.gvsu.edu/~knowltoc/Final%20Design%20Review.ppt>
- [14] STOKLÁSEK, P. Využití Reverse Engineeringu pro návrh individuální ortézy horní končetiny. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2011. 41s. Vedoucí bakalářské práce: Ing. David Paloušek, Ph.D.
- [15] DESBIENS-BLAIS, Frederique, Julien CLIN, Stefan PARENT, Hubert LABELLE a Carl-Eric AUBIN. New brace design combining CAD/CAM and biomechanical simulation for the treatment of adolescent idiopathic scoliosis. *Clinical Biomechanics* [online]. 2012, vol. 27, issue 10, s. 999-1005 [cit. 2013-05-15]. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2012.08.006. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003312001805>
- [16] HADRABA, Ivan. Protetika a ortotika. 1. vyd. Praha: Státní- pedagogické nakladatelství, 1987, 100 s.
- [17] KOLÁŘ, Pavel. Rehabilitace v klinické praxi. 1. vyd. Praha: Galén, c2009, xxxi, 713 s. ISBN 978-80-7262-657-1.
- [18] MUELLER Adjustable Wrist Brace. Safesport [online]. 2013 [cit. 2013-05-15]. Dostupné z: <http://www.safesport.cz/eshop/152-mueller-adjustable-wrist-brace-wsplint-300306-zapestni-orteza.html>
- [19] Functional Comfort Range of Motion WHFO. Health and Care [online]. 2008 [cit. 2013-05-15]. Dostupné z: <http://www.healthandcare.co.uk/wrist-supports/functional-comfort-range-of-motion-whfo.html>
- [20] Progress-Plus TM Wrist Extension Turnbuckle Orthosis. North Coast Medical Inc. [online]. 2005 [cit. 2013-05-15]. Dostupné z: [https://www.ncmedical.com/item\\_643.html](https://www.ncmedical.com/item_643.html)
- [21] Pro-Glide Wrist. Mediroyal Nordic AB [online]. 2002 [cit. 2013-05-15]. Dostupné z: <http://www.mediroyal.se/en/product/pro-glide-wrist>
- [22] MORSE, Jonathan L., Myung-Chul JUNG, Gregory R. BASHFORD a M. Susan HALLBECK. Maximal dynamic grip force and wrist torque: The effects of gender, exertion direction, angular velocity, and wrist angle. *Applied Ergonomics* [online]. 2006, vol. 37, issue 6, s. 737-742 [cit. 2013-05-15]. DOI: 10.1016/j.apergo.2005.11.008. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003687005001675>
- [23] Coefficient of friction, Rolling resistance and Aerodynamics. Engineering-abc [online]. 2002 [cit. 2013-05-15]. Dostupné z: <http://www.tribology-abc.com/abc/cof.ht>

## 8 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK A SYMBOLŮ

### 8.1 Seznam použitých zkratek

CAD	- Computer Aided Design
CAM	- Computer Aided Manufacturing
FDM	- Fused Deposition Modelling
IGS	- Initial Graphics Exchange Specification
LCD	- Liquid Crystal Display
RP	- Rapid Prototyping
SLS	- Selective Laser Sintering
STL,SLA	- Stereo Lithography
UV	- Ultra Violet

### 8.2 Seznam použitých symbolů

$d$ [m]	- vnitřní průměr matice
$d_v$ [m]	- vnější průměr uložení
$D$ [m]	- vnější průměr matice
$E_s$ [J]	- povrchová energie
$F_k$ [N]	- síla v působišti
$F_o$ [N]	- síla v ose šroubu
$F_t$ [N]	- třecí síla
$M$ [N.m]	- krouticí moment
$P$ [Pa]	- tlak na plochu pod maticí
$q$ [m]	- vzdálenost od okraje ortézy k působišti
$r$ [m]	- vzdálenost od osy otáčení zápěstí k působišti
$S_a$ [m <sup>2</sup> ]	- velikost plochy při výpočtu povrchové energie
$W_o$ [m <sup>3</sup> ]	- kvadratický moment v ohybu
$Wk$ [m <sup>3</sup> ]	- kvadratický moment v krutu
$\gamma_s$ [J.m <sup>-2</sup> ]	- povrchová energie na jednotku plochy
$\sigma$ [Pa]	- ohybové napětí
$\sigma_{HM}$ [Pa]	- redukované napětí
$\tau$ [Pa]	- smykové napětí
$\mu$ [-]	- součinitel tření

**9 SEZNAM OBRÁZKŮ**

Obr. 1-1 Využití RP - Podrážka sportovní obuvi [3]	13
Obr. 1-2 Schéma vektorového skenování [9]	17
Obr. 1-3 Schéma projekce masky [9]	18
Obr. 1-4 Schéma dvou fotonové technologie[2]	18
Obr. 1-5 Schéma SLS [9]	19
Obr. 1-6 Schéma FDM [9]	21
Obr. 1-7 Schéma laminování [9]	22
Obr. 1-8 Statická kotníková ortéza [11]	23
Obr. 1-9 Dynamická Kotníková ortéza [12]	23
Obr. 1-10 Dynamická zápěstní ortéza [13]	24
Obr. 1-11 Statická ortéza z VUT v Brně [14]	24
Obr. 1-12 Ortéza trupu [15]	25
Obr. 3-1 Functional Comfort Range of Motion [16]	27
Obr. 3-2 MUELLER[17]	27
Obr. 3-3 Progress-Plus™ [20]	28
Obr. 3-4 Pro-Glide Wrist [21]	28
Obr. 3-5 Určení středu otáčení	29
Obr. 3-6 Ortéza s uložením po obou stranách	29
Obr. 3-7 Řez uložením	29
Obr. 3-8 Ortéza s uložením na vnější straně	31
Obr. 3-9 Detail zubového věnce a řez uložením	32
Obr. 4-1 Polygonální síť v Rhinoceros 4	33
Obr. 4-2 Editační mód Rhino Reverse	33
Obr. 4-3 Skořepina a zesílená loketní část	34
Obr. 4-4 Hrubé tvary ortézy	34
Obr. 4-5 Detail zubového věnce	35
Obr. 4-6 Domodelované plochy zápěstní části (zeleně)	35
Obr. 4-7 Sestava	36

## **10 SEZNAM TABULEK**

Tab. 1-1 Tabulka srovnání materiálů používaných pro SLS	20
Tab. 1-2 Tabulka srovnání materiálů používaných pro FDM	220