



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ
ÚSTAV KONSTRUOVÁNÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING
INSTITUTE OF MACHINE AND DESIGN

METODIKA NÁVRHU A VÝROBY DESIGNOVÉHO KRYTU TRANSTIBIÁLNÍ PROTÉZY

Methodology of design and manufacturing of transtibial prosthesis cover

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

JIŘÍ ROMANOVSKÝ

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 BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

student(ka): Jiří Romanovský

kteřý/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:

Metodika návrhu a výroby designového krytu transtibiální protézy

v anglickém jazyce:

Methodology of design and manufacturing of transtibial prosthesis cover

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Cílem práce je konstrukční návrh a výroba designového krytu transtibiální protézy pomocí reversního inženýrství a rapid prototypingu.

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. Návrh konstrukčních řešení
5. Výsledné konstrukční řešení
6. Diskuze
7. Závěr
8. Seznam použitých zdrojů

Forma práce: průvodní zpráva, fotografická dokumentace, digitální data, funkční výrobek

Typ práce: konstrukční; Účel práce: vzdělávání

Rozsah práce: cca 27 000 znaků (15 - 20 stran textu bez obrázků).

Zásady pro vypracování práce:

http://dokumenty.uk.fme.vutbr.cz/BP_DP/Zasady_VSKP_2014.pdf

Šablona práce: 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 bakalářské práce: doc. Ing. David Paloušek, Ph.D.

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

V Brně, dne 22. 11. 2013

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 designového krytu transtibiální protézy s využitím metod reverzního inženýrství. Teoretická část této práce mapuje nové trendy v oblasti návrhu protetických krytů a snaží se o jejich analýzu a srovnání. Dále je v této práci uveden stručný přehled používaných Rapid Prototypingových metod. Konstrukční část se soustředí na popis metodiky návrhu designového krytu protézy.

KLÍČOVÁ SLOVA

Protetický kryt, reverzní inženýrství, Rapid Prototyping, FDM

ABSTRACT

The bachelor thesis deals with the construction of design cover of transtibial prosthesis using reverse engineering methods. The theoretical part of thesis presents new trends in the field of design of prosthetic covers and tries to analyse and compare them. Furthermore, the bachelor thesis gives a brief overview of the Rapid Prototyping methods which are used. The practical part of thesis focuses on the description of the methodological approach of cover design of the prosthesis.

KEYWORDS

Prosthesis cover, reverse engineering methods, Rapid Prototyping, FDM

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

ROMANOVSKÝ, J. *Metodika návrhu a výroby designového krytu transtibiální protézy*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2014. 45 s. Vedoucí bakalářské práce doc. Ing. David Paloušek, Ph.D.



ČESTNÉ PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem svou bakalářskou práci *Metodika návrhu a výroby designového krytu transtibiální protézy* vypracoval samostatně pod vedením doc. Ing. Davida Palouška, Ph.D. a uvedl všechny použité literární a odborné zdroje.

V Brně dne 20. Května 2014

.....
Vlastnoruční podpis autora



PODĚKOVÁNÍ

Rád bych touto cestou poděkoval panu doc. Ing. Davidu Palouškovi, Ph.D. za odborné vedení, cenné připomínky a trpělivost. Dále také všem, kteří mě v průběhu studia podporovali.



OBSAH

ÚVOD	12
1 PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ.....	13
1.1 Obecný přehled.....	13
1.1.1 Základní rozdělení anatomických rovin a směrů.....	13
1.1.2 Stručné rozdělení protéz dolní končetiny	13
Aktivity převyšující běžného uživatele protézy, vysoké rázové zatížení protézy	14
1.1.3 Popis transtibiální protézy	15
1.2 Kosmetické a protetické kryty protéz	16
1.2.1 Silikonové náhrady (epitézy).....	16
1.2.2 Protetické kryty Bespoke Innovations	17
1.2.3 Alleles Design Studio – wearable art	18
1.3 Rapid prototyping	19
1.3.1 Proces výroby prototypu.....	19
1.3.2 Vybrané metody rapid prototypingu.....	20
2 ANALÝZA PROBLÉMŮ A CÍL PRÁCE	25
2.1 Analýza problému.....	25
2.1.1 Analýza a zhodnocení poznatků	25
2.2 Cíl práce.....	25
2.2.1 Primární cíle práce.....	25
2.2.2 Širší cíle práce	25
2.3 Návrh metodického přístupu k řešení	26
2.3.1 Volba materiálu	27
3 NÁVRH KONSTRUKČNÍCH ŘEŠENÍ	28
3.1 Varianta I	28
3.2 Varianta II.....	28
4 VÝSLEDNÉ KONSTRUKČNÍ ŘEŠENÍ	30
4.1 Vytvoření pláště krytu	30
4.2 Upínací část	30
4.3 Návrh západkového spoje.....	32
4.4 Návrh designových prvků protetického krytu	32
4.5 Výroba a dokončovací práce	33
5 DISKUZE	35
6 ZÁVĚR	36
7 BIBLIOGRAFIE	37
8 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK A SYMBOLŮ.....	39
8.1 Seznam použitých zkratk	39
8.2 Seznam použitých symbolů.....	39
9 SEZNAM OBRÁZKŮ A TABULEK	40
9.1 Seznam Obrázků.....	40
9.2 Seznam tabulek.....	40
10 SEZNAM PŘÍLOH	41

ÚVOD

Amputace končetiny má enormní vliv nejenom na fyzický stav pacienta, ale také na stav psychický. Proto se společně s rozvojem ortopedické protetiky stále více klade důraz na estetiku protéz. Nejedná se pouze o estetiku protézy, ale také o individuální vyjádření své osobnosti. Z tohoto důvodu se stále více pacientů zajímá o nové možnosti při zpracování protéz.

Z historického hlediska se vzhled protéz dramaticky proměnil, a to od protéz vyřezaných z kusů dřeva až po dnešní silikonové protézy s vysokou úrovní detailů. Mezi nejnovější způsoby zakrytí protézy patří protetické kryty. Kryty jsou navrženy pomocí počítačových softwarů, přičemž se stále více využívá metod reverzního inženýrství. Návrh krytu probíhá v úzké spolupráci mezi designérem a uživatelem protézy. Klienti mají zpravidla na výběr z několika druhů materiálů a designových vzorů. V současné době navrhuje a vyrábí protetické kryty pouze několik firem, přičemž poptávka po kvalitních krytech narůstá každým rokem. Problémem se zatím jeví vysoká pořizovací cena protetických krytů, která se pohybuje v řádech stovek až tisíců amerických dolarů.

Předmětem této bakalářské práce je návrh a výroba krytu transtibiální protézy s využitím reverzního inženýrství a rapid prototypingu.

1 PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ

1

1.1 Obecný přehled

1.1

Protetika – obor zabývající se nahrazením funkce chybějící části těla

Ortotika – obor zabývající se náhradou ztracené nebo omezené funkce části těla

1.1.1 Základní rozdělení anatomických rovin a směrů

1.1.1

Roviny:

- **Mediální** – dělí tělo na pravou a levou polovinu
- **Sagitální** – jsou umístěny rovnoběžně s rovinou mediální
- **Frontální** – jsou kolmé na rovinu mediální a dělí tělo na přední a zadní část
- **Transversální** – horizontálně dělí tělo na horní a dolní část

Směry:

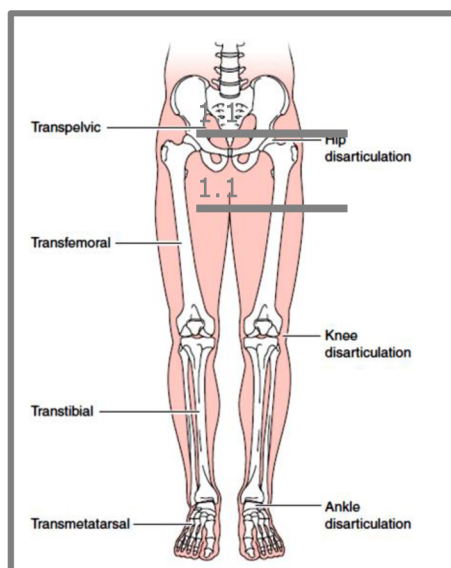
- **Tibiální** – vnitřní (na bérce a noze)
- **Fibulární** – vnější (na bérce a noze)
- **Anteriorní** – přední
- **Posteriorní** – zadní
- **Dorzální** – hřbetní (vršek chodidla)
- **Plantární** – chodidlový (spodek chodidla)

1.1.2 Stručné rozdělení protéz dolní končetiny

1.1.2

Rozdělení podle úrovně amputace

Nejběžnější rozdělení protéz dolních končetin je podle amputační úrovně. Na Obr. 2.1 jsou znázorněny nejčastěji používané amputační úrovně. Více informací o jednotlivých amputačních úrovních a faktorech ovlivňujících úspěšnost zákroku lze nalézt v (1). V této práci se budu věnovat výlučně transtibiálním protézám.



Obr. 1 Amputační úrovně (1)

Rozdělení podle konstrukce

Protézy mohou být podle uspořádání endoskeletální nebo exoskeletální. Endoskeletální uspořádání se vyznačuje modulární koncepcí. Protéza je složena z jednotlivých částí (modulů), které jsou navzájem zaměnitelné. Díky tomu si může uživatel nakonfigurovat protézu přímo na míru. U exoskeletálního uspořádání je nosnou částí vnější povrch protézy, který je nejčastěji zhotoven ze dřeva nebo laminátu. Jako výplň vnitřku protézy se využívá pěnový polyuretan. V současné době hrají endoskeletální protézy primární roli na poli protetiky z důvodu velkého množství dostupných modulů a jejich snadného sestavení v jeden celek. (2)



Obr. 2 Exoskeletální uspořádní protézy (22)

Rozdělení podle stupně aktivity uživatele (3)

- **Stupeň aktivity 1 – Interiérový typ uživatele**
Chůze pomalou rychlostí po rovném povrchu, popř. s využitím pomůcek (berle, hole)
- **Stupeň aktivity 2 – Omezený exteriérový typ uživatele**
Chůze konstantní rychlostí, překonávání malých nerovností (schody, svahy), popř. s využitím pomůcek (berle, hole)
- **Stupeň aktivity 3 – Nelimitovaný exteriérový typ uživatele**
Chůze proměnnou rychlostí, překonávání téměř všech nerovností, popř. rekreační sport a pohybové aktivity
- **Stupeň aktivity 4 – Vysoce aktivní typ uživatele**
Aktivity převyšující běžného uživatele protézy, vysoké rázové zatížení protézy

1.1.3 Popis transtibiální protézy

Pahýlové lůžko

Pahýlové lůžko je nosnou částí protézy. Slouží jako pouzdro pahýlu a také jako prvek pro připojení dalších částí protézy. Obvykle je vyrobeno z laminátu nebo plastu. Lůžko je vyrobeno přesně podle požadavků každého pacienta podle tvaru pahýlu a stupně aktivity uživatele. Mezi nejpoužívanější typy se řadí PTB (Pattellar tendon bearing socket) a TSB (Total surface bearing socket). Více informací lze nalézt v (4).

Modulární adaptéry

Modulární adaptéry tvoří spojení mezi lůžkem a protetickým chodidlem. Volí se podle tělesné hmotnosti a stupně aktivity uživatele. Velké množství adaptérů a různých kombinací lze nalézt ve webovém katalogu firmy Ottobock. (5)



Obr. 3 Popis transtibiální protézy

Protetická chodidla

Jedním z klíčových prvků funkční protézy je vhodná volba protetického chodidla. Lze je rozdělit na chodidla klasická, dynamická a speciální.

Klasická chodidla se dále dělí na nepohyblivá a pohyblivá. Jsou především zaměřena na snadný odval chodidla přes patu a zabezpečení plantární a dorzální flexe. Typickým představitelem nepohyblivého chodidla je SACH (Solid Ankle Cushion Heel). Tento typ chodidla je vhodný pro méně aktivní uživatele, kteří od chodidla vyžadují především vysokou stabilitu. Pohyblivá chodidla jsou zpravidla jednoosá nebo víceosá. Jejich výhodou je snadnější odval chodidla. Díky použití kloubu je chůze možná i po nerovném povrchu a je tedy vhodná pro méně a středně aktivní uživatele.

Dynamický typ chodidla je založen na principu akumulace mechanické energie a její následné využití během odvalu chodidla. Tento typ chodidla se vyznačuje rovnoměrným průběhem odvalu chodidla a nižší energetickou náročností při vyšší pohybové aktivitě uživatele. (6)

1.2 Kosmetické a protetické kryty protéz

Jedním z hlavních cílů kvalitní protetické náhrady je zlepšení kvality života. Tento cíl nezahrnuje pouze zlepšení mobility, ale také návrat ke společenskému životu. Uživatel protézy trpí často sociální izolací z důvodu studu a ztráty osobní identity. Jednou z možností pro zkvalitnění života po sociální stránce jsou kosmetické náhrady. Mezi nové možnosti zakrytí protézy patří protetické kryty. Jejich účelem není maskování chybějící končetiny jako u kosmetických náhrad, ale slouží spíše jako vyjádření svého osobního stylu podobně jako v módě. (7)

1.2.1 Silikonové náhrady (epitézy)

Kosmetické náhrady imitují tvarem i barvou chybějící část těla. Silikonové náhrady jsou vhodné u pacientů, u kterých došlo ke ztrátě tkání, které lze jen obtížně rekonstruovat chirurgickým zákrokem. Přínosem těchto náhrad je obnova přirozeného vzhledu uživatele, který trpí sociální izolací. (8)



Obr. 4 Barvení silikonové epitézy (8)

K zachycení přesného tvaru se využívá 3D skenování zdravé končetiny. Následuje vytvoření 3D modelu silikonové náhrady jako symetrického obrazu naskenovaného objektu. Následně se přistoupí ke zhotovení fyzického modelu metodou rapid prototyping. Tento model slouží jako podklad k posouzení tvarové vhodnosti a také pro výrobu silikonové náhrady. Důležitou částí je i stanovení barevného provedení silikonové náhrady. K tomuto účelu se využívá digitální analyzátor barev. Poslední fází je samotná výroba epitézy a její finální barvení. (8)

1.2.2 Protetické kryty Bespoke Innovations

1.2.2

Americká firma Bespoke innovations se specializuje na výrobu krytů pro transtibiální protézy. Zakladatel Scott Summit říká: „Každé tělo je unikátní, stejně jako naše chutě nebo styl. Proto jsme od počátku kladli důraz na úzkou spolupráci klienta s designérem. Naším cílem je vytváření produktů, ke kterým si naši klienti vytvoří vztah a budou ho sebevědomě nosit jako formu jejich osobního stylu“. (9)

Samotný návrh začíná skenováním končetin. Vytvoří se 3D model krytu jako zrcadlový obraz zdravé končetiny. Model se rozdělí na dvě poloviny a tvar se upraví podle protézy. Tímto postupem se zajistí, že protéza se zdravou nohou tvoří symetrický celek. Jakmile je hotov výsledný tvar začíná fáze výběru designového vzoru, materiálu a grafického potisku krytu protézy. V této fázi si klient nakonfiguruje kryt přesně podle osobního stylu a preferencí. V poslední fázi je kryt vyroben pomocí aditivní technologie metodou SLS (Selective Laser Sintering). (10), (11)

Z konstrukčního hlediska je protetický kryt zhotoven jako dělený a jeho upnutí na protézu je provedeno svěrným spojem. Jako materiál je použit balistický nylon. Váha protetického krytu je v rozmezí 250 až 500 gramů. Pro návrh a výrobu krytů je použito produktů firmy 3D Systems (Geomagic Design X). Montáž krytu k protéze zabere maximálně jednu minutu. Cena krytu se pohybuje mezi 4-6 tis. USD. (12)



Obr. 5 Protetický kryt Bespoke Innovations (23)

1.2.3 Alleles Design Studio – wearable art

Firma Alleles Design přinesla v roce 2010 nový pohled na problematiku návrhu protetických krytů. Zakladatelka McCauley Wanner objevila během psaní diplomové práce mezeru na trhu s protetikou. Uživatel nemohl měnit protetický kryt podle nálady nebo společenské příležitosti. Wanner si všimla paralely v optickém průmyslu, kde brýle sloužili nejprve pouze jako zdravotní pomůcka, ale nyní existuje mnoho různých typů brýlí a lidé je mění podle nálady a účelu použití. Hlavním úkolem tedy bylo přinést kryty, které budou snadno demontovatelné a také cenově dostupné. (13)



Obr. 6 Protetický kryt Alleles Design (15)

Konstrukce krytu je poměrně jednoduchá. Protetický kryt je upnut na trubkový adaptér pomocí plastového klipu, který je ve své poloze zajištěn gumičkou. Nastavení krytu je realizováno různou délkou noh plastového klipu. Kryt je vyroben jako nedělený a jeho tvar kopíruje lidskou nohu. (14)

Finanční náklady na pořízení protetického krytu jsou výrazně nižší než u konkurence. Je to dáno tím, že designéři používají pouze jeden tvar krytu, který je poměrně univerzální a díky různým velikostem plastových klipů je použitelný pro široké spektrum TT protéz. Zákazník má možnost volit z široké nabídky designových vzorů a grafických potisků krytu. Cena krytů je do 400 USD. (15)

1.3 Rapid prototyping

1.3

Rapid prototyping je skupina technologií určených k rychlé výrobě prototypů. Výhody, které plynou z využití RP technologií lze podle (16) rozdělit na přímé a nepřímé. Mezi přímé benefity patří možnost experimentů s reálným objektem při udržitelné době výroby a ceny prototypu nebo optimalizace návrhu na základě požadavků zákazníka. Nepřímé benefity se týkají především oblasti marketingu. Podle velikosti prototypu lze dosáhnout úspory času a peněz v rozmezí 50% až 90%. (16)

Proces návrhu a výroby prototypu lze rozdělit do 3 fází, které jsou v literatuře označeny jako preprocessing, processing a postprocessing.

1.3.1 Proces výroby prototypu

1.3.1

Preprocessing

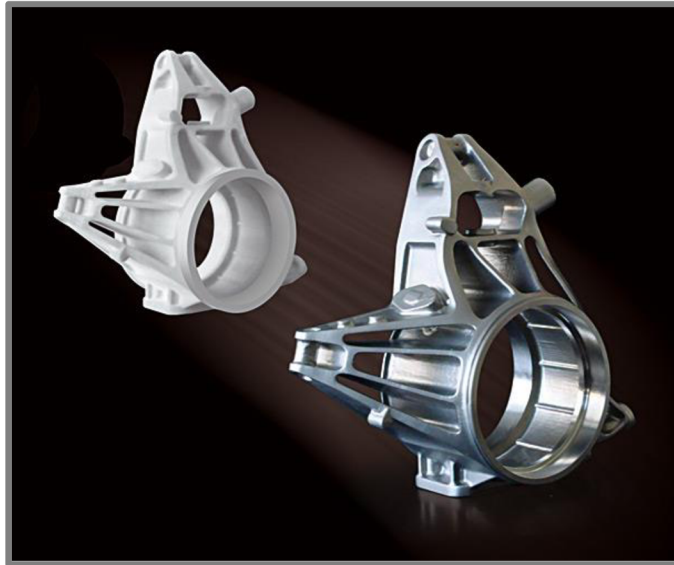
Cílem této fáze je popsání fyzického tělesa pomocí 3D dat. Zde máme v podstatě dvě možnosti, a to vytvoření 3D modelu v CAD systému nebo digitalizace fyzického objektu některou z metod reverzního inženýrství. K vytvoření fyzického modelu je potřeba, aby 3D data popisovala celou geometrii tělesa. (16), (17)

Dalším krokem je převedení dat do formátu STL. Formát STL (STereoLithography) popisuje plochy tělesa sítí trojúhelníků (triangulace). Jednotlivé trojúhelníky jsou popsány souřadnicemi svých vrcholů a normálovým vektorem. Pro reprezentaci složitých tvarů je potřeba aproximovat povrch tělesa dostatečným množstvím trojúhelníků. Toho lze docílit vhodným nastavením parametrů Chord Height (max. přípustná tangenciální chyba) a Angle Control (max. přípustný úhel mezi trojúhelníky). (16)

V další fázi je 3D model rozdělen na jednotlivé vrstvy. Výška jedné vrstvy je definována uživatelem a použitou metodou výroby. Software RP systému vypočte a poté vytvoří vhodné umístění podpor, které jsou nutné pro stabilitu modelu, ale také pro vytvoření dutin nebo přečnávajících částí. V poslední etapě je určena vhodná orientace modelu na základní desce. (16), (17)

Processing

V této fázi je model vytvářen v RP systému. Výrobní postupy se mezi sebou odlišují v závislosti na použité metodě výroby. Výroba v RP zařízeních je plně automatizována. Proces výroby prototypu trvá od desítek minut po několik hodin. Doba výroby se odvíjí podle velikosti, složitosti a metodě výroby prototypu. (17)



Obr. 7 Srovnání prototypu a sériového výrobku (24)

Postprocessing

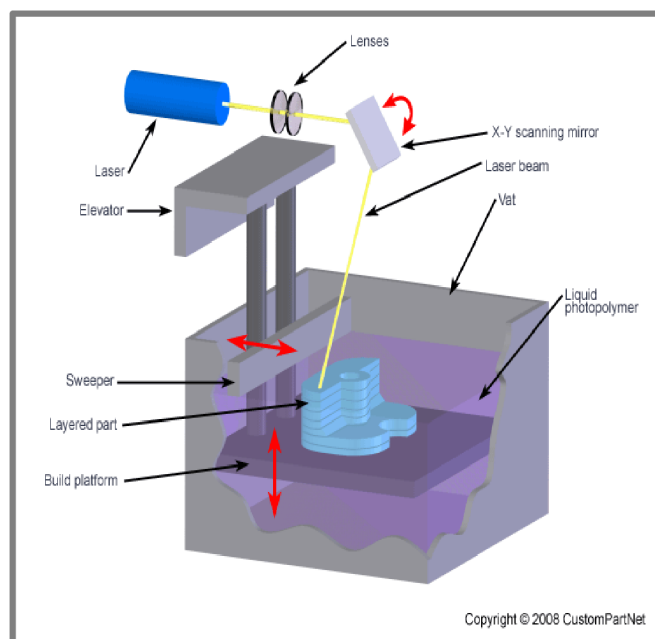
Konečná fáze v procesu výroby prototypu je jeho finální očištění. Správně provedené dokončovací operace mají enormní vliv na funkci prototypu. Typ dokončovacích operací se volí podle metody výroby prototypu. Mezi obvyklé operace u většiny RP metod patří broušení, ofouknutí tlakovým vzduchem a leptání v různých chemikáliích a rozpouštědlech. (17)

1.3.2 Vybrané metody rapid prototypingu

Klasifikaci metod RP lze provést podle několika hledisek. Mezi nejpoužívanější patří rozdělení podle výchozího materiálu prototypu. Zjednodušeně se dají rozdělit na metody kapalně, pevnolátkové a práškové.

Kapalná metoda – SLA

Metoda SLA (Stereolithography) se vyznačuje velkou přesností. Prototyp vyrobený touto technologií obvykle slouží jako prostředek pro výrobu forem nebo nástrojů. Díky požitému materiálu (epoxidová pryskyřice) je možné povrch upravit množstvím dokončovacích operací (broušení, pískování, leštění). Požadavek na odpovídající kvalitu povrchu je dán následnou reprodukcí povrchu na formu, a tedy i na sériové součásti. Dále je metoda SLA vhodná pro sestavování tzv. data control modelů, které si lze představit jako např. nejezdící prototyp v automobilovém průmyslu, na jehož základě jsou připravovány sériové nástroje a formy. Široké uplatnění tato metoda nachází také v oblasti zástavbové kontroly dílu nebo při designérských návrzích. (18)

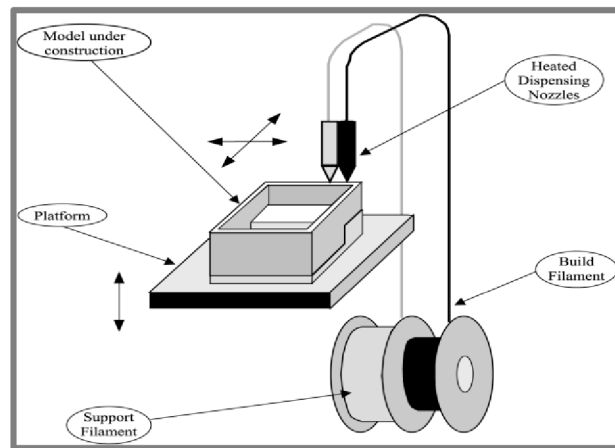


Obr. 8 Schéma metody SLA (25)

Proces výroby prototypu začíná načtením STL dat řídicí jednotkou stroje. Stavba modelu probíhá v nádobě, která je naplněna tekutou fotocitlivou pryskyřicí. Základní deska stroje je ponořena v pryskyřici o výšce jedné vrstvy. Pomocí laserového paprsku se pryskyřice vytvrzuje. V dalším kroku se základní deska posune dolů, aby mohla být zhotovena další vrstva. Tímto postupem se zhotoví celý prototyp. Po dokončení tisku následuje odstranění podpór modelu a očištění od přebytečné pryskyřice. (16)

Pevnolátková metoda – FDM

Proces výroby modelu začíná u metody FDM (Fused Deposition Modeling), tak jako u ostatních RP metod, načtením CAD dat ve formátu IGES nebo STL pracovním strojem. Software rozdělí model na vrstvy, optimálně zvolí orientaci modelu na základní desce a automaticky vygeneruje potřebné podpory. Tloušťku vrstvy lze manuálně nastavit v rozmezí 0,172 do 0,356 mm. Materiál je vytlačován formovací tryskou, která materiál zahřeje na teplotu o 1°C vyšší než je jeho teplota tavení. Po vytlačení z trysky teplota materiálu klesá pod teplotu tavení a začíná tuhnout. Když je vrstva kompletní, posune se základní deska o vrstvu níž. K vytvoření podpór se využívá sekundárního materiálu, který se po dokončení modelu odstraní. Výsledný model může být natřen, popískován a obroben podobně jako při výrobě konvenční metodou. (16)

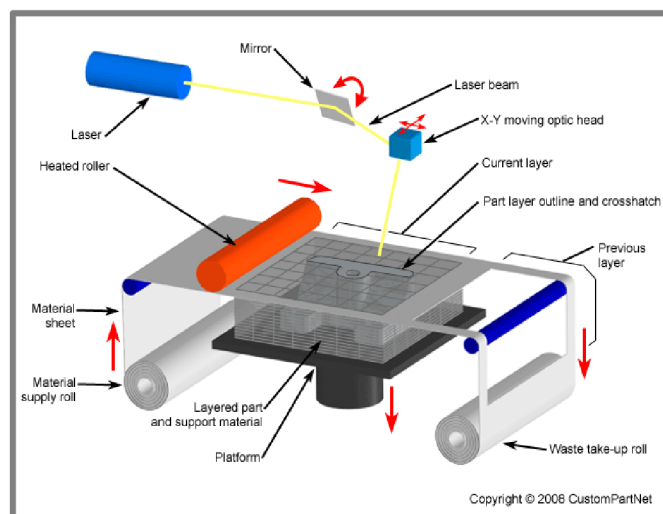


Obr. 9 Schéma metody FDM (26)

Výhodou metody FDM je možnost výroby prototypů, které mají podobné vlastnosti jako součásti po vstřikování. Při použití materiálu ABS lze vyrábět plně funkční součásti, které lze podrobit funkčním testům (teplotním, atd.). Další výhodou je minimální odpad při výrobě a také snadné odstranění podpor modelu. (16)

Pevnolátková metoda – LOM

Metoda LOM (Laminated Object Manufacturing) je automatizovaná metoda, u které dochází k tvorbě modelu laminováním vrstev na sebe. U této metody je možnost použít široký výběr materiálů (plasty, kovy, keramika), avšak nejpobulárnější je tzv. Kraft paper (kartón, lepenka). Výhoda tohoto materiálu je cenová dostupnost a snadná ekologická odbouratelnost. Postup výroby je podobný ostatním RP metodám. Materiál je přetažen přes základní desku, po které se pohybuje vyhřívaný válec. Válec přilepí materiál na základní desku. Následuje proces řezání CO₂ laserem, jehož úkolem je vyřezat obrys požadovaného tvaru. Laser přeřízne vždy pouze aktuální vrstvu materiálu. Přebytný materiál je rozřezán na čtverce, aby se usnadnilo vyjmutí hotového modelu. (16)

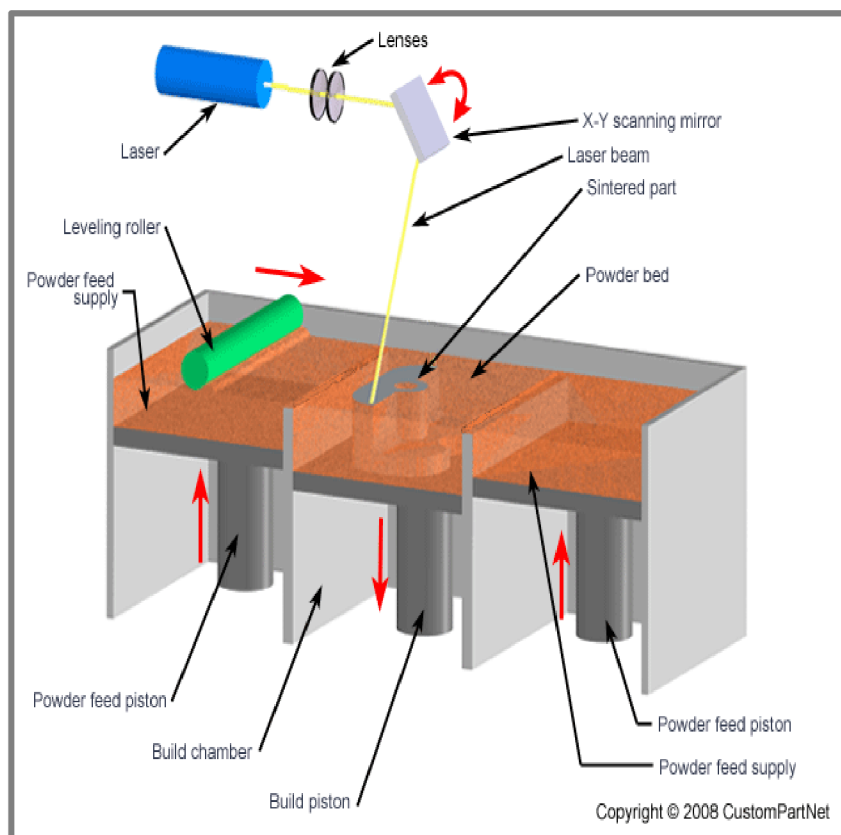


Obr. 10 Schéma metody LOM (27)

Výhody metody LOM jsou rychlé stavěcí časy, vysoká přesnost, široký výběr materiálu a také nepotřeba použití podpor. Nevýhodou je nemožnost vyrábět modely s tenkou stěnou, nízká pevnost, vysoké procento odpadu a nutnost jeho odstranění po vyhotovení modelu. Také je obtížná kontrola a nastavení řezného paprsku, aby vždy prořezal pouze vrchní vrstvu materiálu. (16)

Prášková metoda – SLS

Prášková metoda SLS (Selective Laser Sintering) je speciálním případem metod pevnolátkových. Materiál ve formě prášku je dohromady spékán pomocí CO₂ laseru. Proces stavby modelu začíná převedením CAD modelu ve formátu STL do řídicí jednotky stroje. Zde je model rozřezán na jednotlivé vrstvy. Samotná stavba modelu začíná nanášením tenké vrstvy prášku pomocí válce na základní desku. Zde je prášek spečen CO₂ laserem do požadovaného tvaru. Intenzita laseru je nastavena přesně tak, aby tavná prášek jen v požadovaném místě. Díky tomuto systému stavby modelu není zapotřebí vytváření dodatečných podpor pro stabilitu modelu. Stabilita modelu je zajištěna nespečeným práškem v pracovní komoře. Po dokončení kompletní vrstvy se posune základní deska dolů a váleček připraví další vrstvu materiálu. Velmi důležitým faktorem pro tvorbu kvalitního modelu je homogenita a konstantní vrstva nanášeného prášku. Po dokončení stavby je model vytažen z pracovní komory. Následuje fáze postprocessingu, kdy se odstraní nespečený prášek pomocí vibračních systémů nebo ofouknutím tlakovým vzduchem. Přebytečný prášek je možné použít pro tvorbu dalších modelů. (16)



Obr. 11 Schéma metody SLS (28)

Výhodou je možnost použití širokého spektra materiálů jako např. nylon, keramika, kov, polykarbonáty, polyamidy, termoplastické polymery a upravený slévárenský písek. Díky možnosti využití velké škály materiálů lze toto RP zařízení použít k množství funkčních aplikací (tvorba forem, předváděcí nebo funkční prototypy, tvorba kovových nástrojů pro krátkou produkci tzv. RapidToolTM). Mezi nevýhody patří velká velikost výrobního zařízení, vysoká spotřeba elektrické energie a náročnost na kvalitu povrchu modelu (závisí na velikosti zrn prášku). (16)

2 ANALÝZA PROBLÉMŮ A CÍL PRÁCE

2.1 Analýza problému

2.1

2.1.1 Analýza a zhodnocení poznatků

2.1.1

Trh s protetikou je stále ochuzen o dostatečné množství výrobců, kteří by byli schopni nabídnout adekvátní možnosti krytí protéz. Podle statistických údajů se amputace pod kolenem pouze na území USA týká přibližně 185 000 osob ročně. V současné době se celkově území USA týká amputace 1,7 milionu osob. Do budoucna se dá předpokládat vlivem nárůstu populačních chorob, zejména diabetes mellitus, téměř dvojnásobný počet amputací do roku 2050. (19)

Velkým problémem se jeví nedostupnost protetických krytů z hlediska ceny a možnosti pořízení na trhu. Ceny krytů se pohybují v řádu tisíců dolarů. Co se týče dostupnosti je v současnosti málo firem schopných zajistit kompletní proces návrhu a realizace designového krytů. Většina pracovišť se nachází v zámoří.

Současným trendem je maximální využití moderních materiálů a technologií. Reversní inženýrství a rapid prototyping se stal nedílnou součástí návrhu těchto krytů.

Dalším důležitým aspektem je úzká spolupráce mezi klientem a designérem, která se opírá o individuální přístup. Vzájemná spolupráce spočívá v realizaci takového návrhu, se kterým se může klient zcela ztotožnit a přijme jej jako nedílnou součást sebe sama.

2.2 Cíl práce

2.2

Cílem této bakalářské práce je konstrukční návrh a výroba designového krytu transtibiální protézy s využitím metod reverzního inženýrství a rapid prototypingu.

2.2.1 Primární cíle práce

2.2.1

Primárním cílem této bakalářské práce je vytvoření funkčního prototypu protetického krytu transtibiální protézy, který splní následující kritéria:

- Maximální hmotnost do 500 gramů
- Snadná montáž a demontáž
- Spolehlivost upnutí krytu bez zásahu do samotné protézy
- Nalezení optimálního materiálu

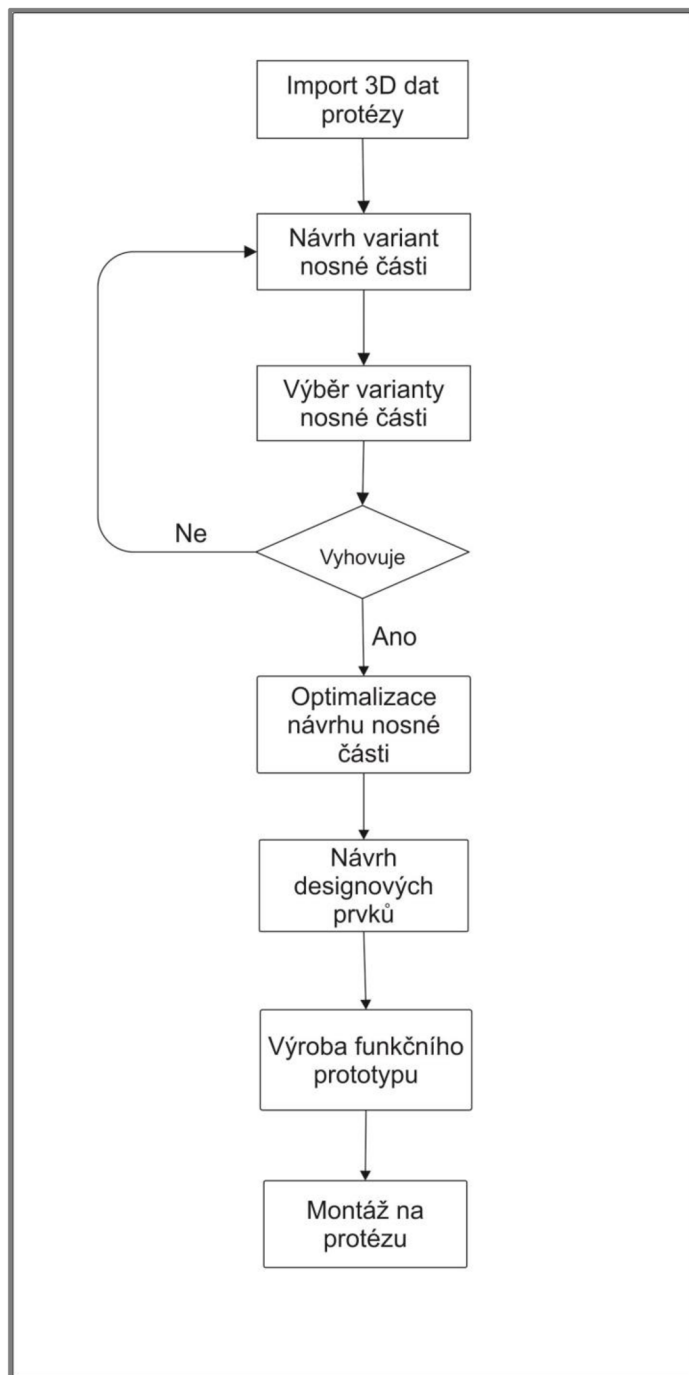
2.2.2 Širší cíle práce

2.2.3

Formou teoretické rešerše prozkoumat aktuální situaci na poli kosmetických náhrad a protetických krytů. Ověření správnosti metodického přístupu k řešení návrhu a výroby transtibiálního krytu protézy. Dále posouzení vhodnosti použití softwarů Rapidform XOR3 a SolidWorks 2014 pro konstrukční návrh krytu protézy.

2.3 Návrh metodického přístupu k řešení

Metodický přístup k řešení je znázorněn na blokovém schématu 3.1



Obr. 12 Blokové schéma přístupu k řešení

2.3.1 Volba materiálu

Při volbě materiálu bylo nutné vycházet z možností daných metodou výroby modelu. Jako vhodná RP metoda byla vybrána FDM, protože umožňuje výrobu funkčních modelů, které se odolností přibližují vstřikovaným výrobkům. Přehled materiálů a jejich mechanických vlastností je uveden v tabulce 3.1.

Tab. 1 Vybraný přehled materiálů a jejich mechanických vlastností (20)

Materiál	Pevnost v tahu [MPa]	Modul pružnosti v ohybu [MPa]	Poměrné prodloužení [%]
Nylon 12	48,26	1310	30
ABSi	37	1920	4,4
ABSplus – P430	37	2250	3
ABS – M30	36	2300	4
PC - ABS	41	1900	6
PC	68	2200	5

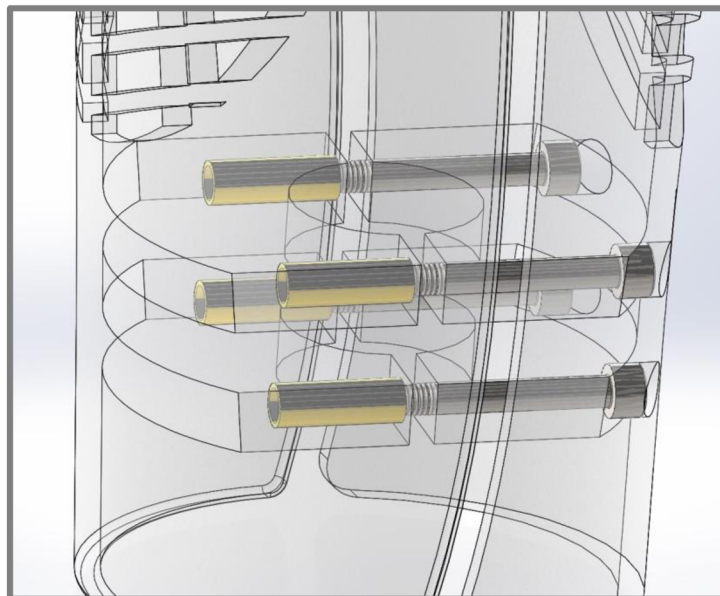
Na základě materiálových charakteristik byl zvolen materiál ABS – M30. Tento materiál je o 25 - 70% silnější než standardní ABS, a je proto vhodný k tvorbě koncepčních modelů a funkčních prototypů.

3 NÁVRH KONSTRUKČNÍCH ŘEŠENÍ

Při návrhu konstrukčních řešení krytu bylo nutné brát ohled na způsob výroby (rapid prototyping), velikost komory 3D tiskárny, použitý materiál ABS – M30, nízkou hmotnost (max. 0,5 kg) a snadnou montáž krytu bez poškození protézy.

3.1 Varianta I

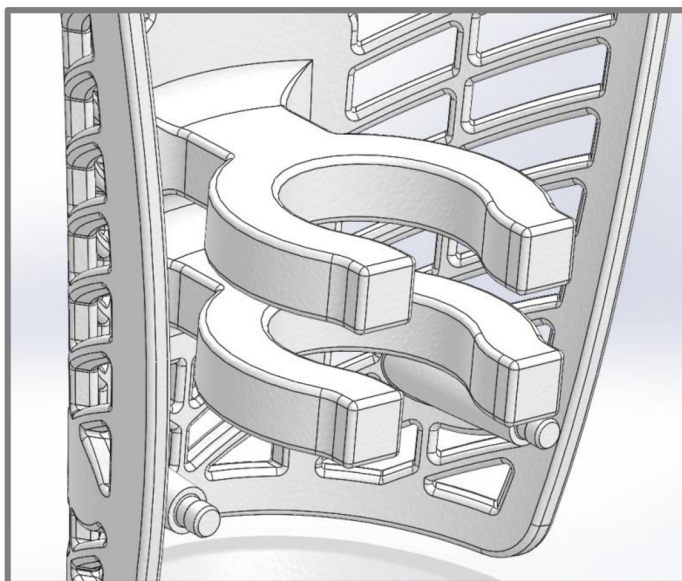
Protetický kryt varianty I je konstruován jako dělený a skládá se z přední a zadní části. Upnutí na protézu je řešeno svěrným spojem. Nosná část je tvořena dvěma objímkami. Jejich sevření zajišťují 4 zápustné šrouby M5. V přední části krytu v jeho nosné části jsou otvory pro mosazné expanzní závitové vložky M5, protože kryt zhotovený technologií FDM neumožňuje tvorbu únosných závitů. V zadní části krytu jsou 4 otvory pro zápustné šrouby. Výhodou této konstrukce je její robustnost a tedy schopnost odolat větším zatížením.



Obr. 13 Detail upínací části varianty I

3.2 Varianta II

Varianta II je rovněž koncipována jako dělená. Nosnou část tvoří dvě objímky umístěné v přední části protetického krytu. Tvar a velikost objímek je navržen tak, aby bylo možné nacvaknutí na trubkový adaptér. Zadní část krytu je připevněna k přední části pomocí 4 válcových západek. Západky jsou orientovány rovnoběžně se sagitální rovinou a jsou umístěny na krajích krytu.



Obr. 14 Detail upínací část varianty II

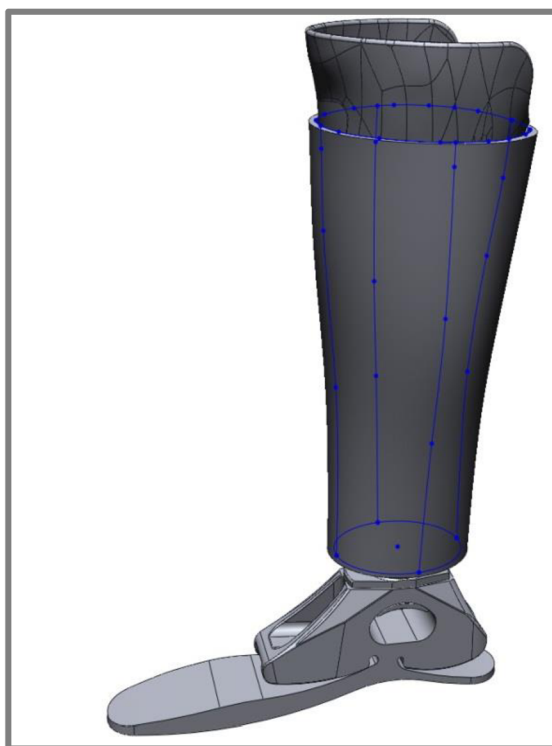
Válcové západky jsou typu tuhý čep/pružný náboj. Při spojování je pružný náboj lehce deformován. Velkou pozornost je tedy potřeba věnovat velikosti deformace a síly potřebné ke spojení. Výhoda tohoto řešení spočívá v úspoře hmotnosti, a také ve snadnější montáži na protézu.

4 VÝSLEDNÉ KONSTRUKČNÍ ŘEŠENÍ

K výrobě byla vybrána varianta II z důvodu jednoduchosti montáže, při které není nutná asistence ani žádné nářadí.

4.1 Vytvoření pláště krytu

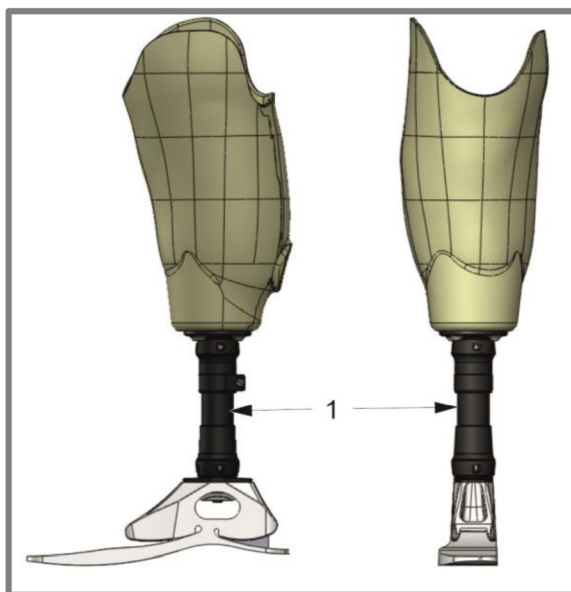
Prvním krokem pro vytvoření protetického krytu bylo vytvoření pláště okolo zadané protézy. 3D data dílů protézy ve formátu STEP byla sestavena v programu Solidworks 2014 a následně exportována do softwaru Rapidform XOR3. V tomto softwaru byla okolo vložené protézy vymodelována skořepina o tloušťce 4 mm. Při vytváření skořepiny bylo dbáno na tvarovou podobnost s lidským lýtkem. Hotová skořepina byla poté exportována do formátu Parasolid (.x_b) a následně editována v modelářském prostředí Solidworks. Velkou nevýhodou výše uvedeného postupu je nemožnost editace tvaru importované skořepiny z důvodu chybějící historie modelu.



Obr. 15 Skořepina v softwaru Rapidform

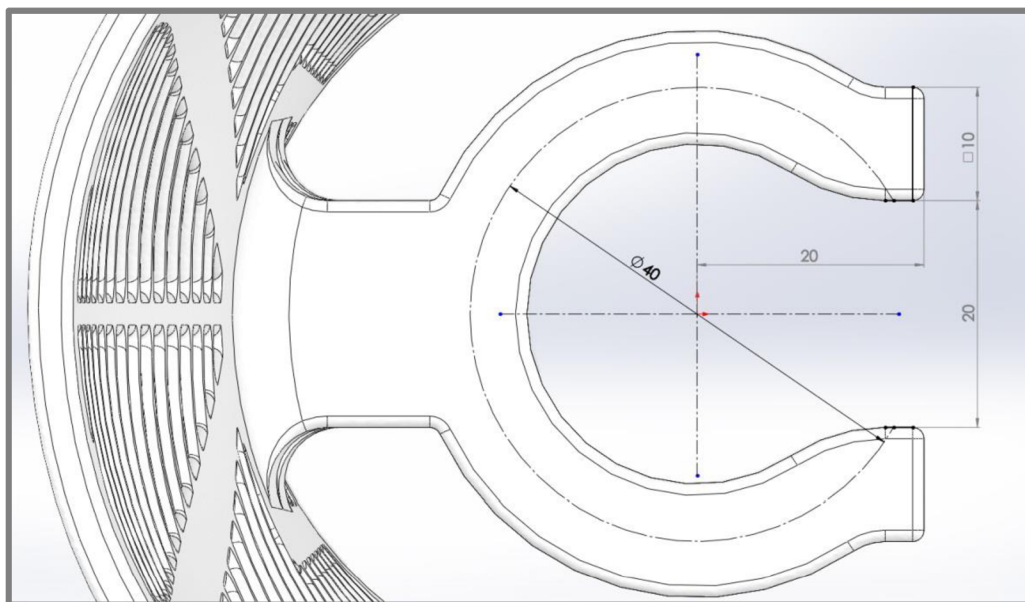
4.2 Upínací část

Upínací část tvoří dvě packy v přední části protetického krytu. Jejich umístění (pozice 1, Obr. 5.2) je definováno použitým trubkovým adaptérem. Packy jsou od sebe vzdáleny 10 mm.



Obr. 16 Umístění upínacích pacek

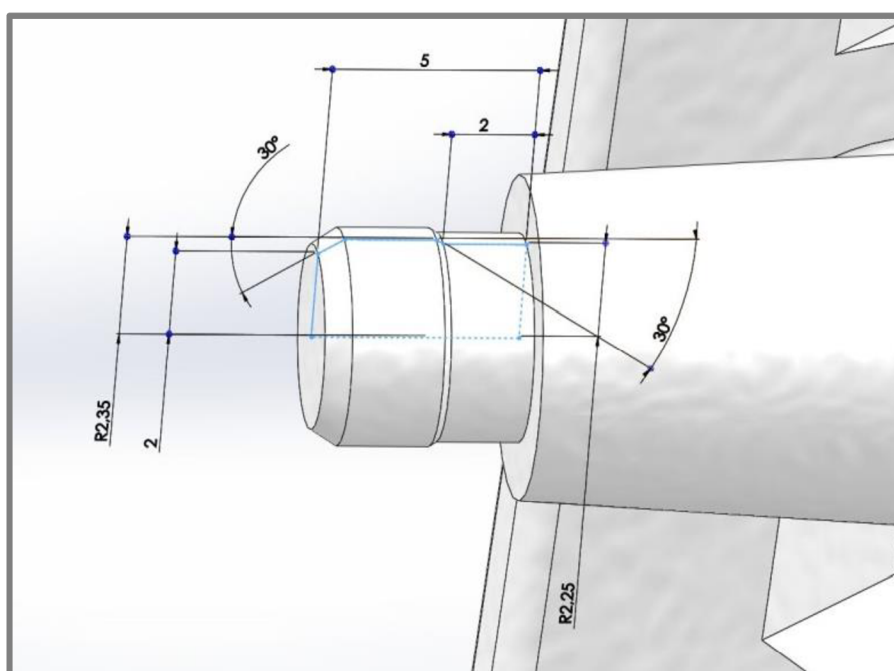
Rozměry upínacích pacek (Obr. 4.3) by bylo velmi složité analyticky vypočítat, protože v průběhu upínacího procesu se předpokládá vznik velkých deformací. Výsledné a použité rozměry byly navrženy na základě doporučení vedoucího práce. V místě napojení upínacích pacek a skořepiny bylo vytvořeno zaoblení s poloměrem 5 mm, aby se zabránilo vzniku koncentrace napětí.



Obr. 17 Rozměry upínacích pacek

4.3 Návrh západkového spoje

Pro spojení přední a zadní části krytu byl navržen válcový západkový spoj, který umožňuje velmi rychlé spojení a rozpojení obou částí krytu. Výpočet spoje byl proveden podle (21) v programu Mathcad 14 za účelem nalezení optimální velikosti síly potřebné ke spojení. Výpočet je uveden v Příloze 1. Výsledné rozměry jsou znázorněny na Obr. 5.4. Velikost přesahu byla zvolena na 0,2 mm z důvodu možných výrobních nepřesností. Výsledná spojovací síla bude korigována úpravou velikosti přesahu čepu západky.



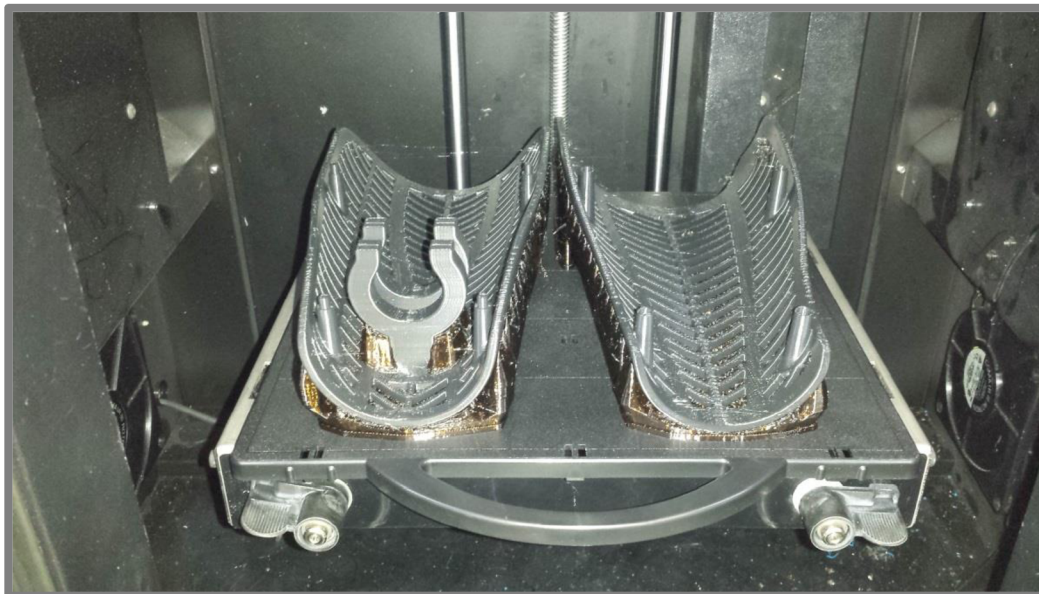
Obr. 18 Rozměry západky

4.4 Návrh designových prvků protetického krytu

Posledním krokem při návrhu protetického krytu bylo vytvoření mřížky v jeho plášti. Tato mřížka nebyla vytvořena pouze z designového důvodu, ale především pro celkové odlehčení protézy.

Pro vytvoření mřížky v plášti krytu bylo využito příkazu *Větrací otvor*. Po dokončení mřížky bylo potřeba žebra zaoblit. Za tímto účelem bylo nutné model exportovat do softwaru Rapidform XOR3, a to z důvodu nestability 3D modeláře Solidworks 2014. Exportem došlo ke značnému zmenšení objemu dat, které dále nezpůsobovaly další problémy při zaoblování mřížky.

4.5 Výroba a dokončovací práce



Obr. 19 Detail pracovní komory v průběhu výroby krytu

Protetický kryt byl vyroben na univerzitním zařízení pro 3D tisk metodou FDM. Orientace modelu je patrná na Obr. 19. Tloušťka nanášených vrstev činila 0,254 mm. Přibližná doba tisku protetického krytu je 30 hodin.

Po dokončení tisku bylo potřeba odstranit stabilizační podpory. Následovaly dokončovací práce, jako např. pískování a broušení. Pískování bylo provedeno za účelem zlepšení kvality povrchu a k odstranění zbytku stabilizačních podpor. Toto pískování nemělo očekávaný efekt na zlepšení kvality povrchu, a proto bylo nutné kryt obrousit. Také bylo zapotřebí broušením korigovat rozměry upínacích pacek, protože navržené rozměry se ukázaly jako nevyhovující.



Obr. 20 Vizualizace krytu s protézou



Obr. 21 Vizualizace krytu s protézou

5 DISKUZE

Cílem práce bylo vytvoření konstrukčního návrhu a výroba krytu transtibiální protézy s využitím metod reverzního inženýrství. Na základě průzkumu domácího i zahraničního trhu byly vypracovány dvě varianty konstrukčního řešení.

První varianta se vyznačovala robustní konstrukcí, díky níž by mohla být např. využita při fyzicky náročných aktivitách a sportu. Druhá varianta byla konstruována s cílem umožnit montáž krytu k protéze bez použití jakéhokoli nářadí a také pro zvýšení komfortu při výměně krytu.

Jako výsledné konstrukční řešení byla v této bakalářské práci vybrána varianta II. Tato varianta se zdála vhodná pro široký okruh potenciálních zákazníků, a zároveň představovala inovaci na trhu s protetickými kryty, díky použitému způsobu spojení obou částí krytu.

Spojení krytu s protézou bylo realizováno upínacími packami. Rozměry upínacích pacek byly zvoleny na základě doporučení vedoucího práce. Tyto rozměry se ukázaly jako nevhodné z důvodu vysoké tuhosti spoje. Pro optimální návrh rozměrů upínacích pacek by bylo vhodné využít metodu konečných prvků.

Zmíněnou inovací bylo míněno využití západkového spoje při spojení částí krytu k sobě. Západkový spoj byl vypočítán dle uvedené odborné literatury, přičemž se počítalo s korekcí velikosti přesahu čepu broušením.

Značné nepříjemnosti při modelování způsobila tvorba designové mřížky v plášti protetického krytu. Z důvodu slabší konfigurace použitého výpočetního systému bylo zapotřebí kryt exportovat do softwaru Rapidform XOR3, kde již bylo možné provést finální úpravy (zaoblení hran) této mřížky.

Finální fázi bylo vytisknutí krytu metodou FDM a jeho následné úpravy. Mezi tyto úpravy patřilo pískování a broušení, aby se docílilo zlepšení kvality povrchu, které má po 3D tisku „schodečkový“ charakter.

Zvolená metodika pro návrh a výrobu transtibiálního designového krytu byla vhodná, ale celkovému konstrukčnímu návrhu by prospěla hlubší analýza kritických částí.

Do budoucna by bylo vhodné doplnit metodiku návrhu konstrukce o optimalizaci kritických míst pomocí MKP analýzy.

6 ZÁVĚR

Primárním cílem této práce bylo navrhnout designový kryt transtibiální protézy, a navrženou konstrukci realizovat využitím aditivních technologií v podobě funkčního prototypu.

Konstrukce byla navržena pomocí programů Rapidform XOR3 a Solidworks 2014. Návrh konstrukce vycházel z typu použité protézy a velikostně byl omezen velikostí komory 3D tiskárny. Při návrhu tvaru protetického krytu byl brán zřetel na tvarovou podobnost s lidským lýtkem, aby byla zachována symetrie lidského těla. Mezi další možnosti návrhu konstrukce by bylo využití metody konečných prvků při dimenzování upínací části.

Protetický kryt byl vyroben využitím aditivní technologie FDM. Použitý materiál ABS-M30 splnil mechanické nároky pro zvolený typ konstrukce upínací části. Hmotnost vyrobeného krytu je přibližně 220 gramů.

Mezi další cíle této práce patřilo zhodnocení trhu s protetickými kryty formou teoretické rešerše. Dalším cílem bylo ověření vhodnosti programů Rapidform XOR3 a Solidworks 2014. Oba programy se ukázaly jako vhodné pro celkový návrh krytu transtibiálních protéz.

Cíle práce byly splněny.

7 BIBLIOGRAFIE

- [1] **Bella J. May EdD PT CEEAA FAPTA, Margery A. Lockard PT PhD.** *Prosthetics & Orthotics in Clinical Practice: A Case Study Approach.* Philadelphia, Pennsylvania : F. A. Davis Company, 2011.
- [2] **SCHUCH, C. MICHAEL.** Onsumer Guide for Amputees: A Guide to Lower Limb Prosthetics: Part I -- Prosthetic Design: Basic Concepts. *inMotion.* [Online] March/April 1998. [Citace: 5. Leden 2014.] http://www.amputee-coalition.org/inmotion/mar_apr_98/pros_primer/page1.html.
- [3] Výběr typu protézy. *Ossur.* [Online] ING corporation, s.r.o., 2013. [Citace: 28. Prosinec 2013.] <http://www.ossur.cz/pages/6597>.
- [4] **Mary Catherine, Spires.** *Prosthetic Restoration and Rehabilitation of the Upper and Lower Extremity.* místo neznámé : Demos Medical Publishing, 2013. 1617051144, 9781617051142.
- [5] **Otto Bock.** Modular Adapters. *Otto Bock HealthCare GmbH.* [Online] 2014. [Citace: 17. Leden 2014.] http://www.ottobock.se/cps/rde/xbcr/ob_se_sv/lower_extremities_8_adapters.pdf.
- [6] **Ing. Jiří Rosický, CSc.** Protetická chodidla a jejich vlastnosti. *Ortopedická protetika.* [Online] 1999. [Citace: 16. Leden 2014.] <http://www.ortotikaprotetika.cz/oldweb/Wce9ba3235a445.htm>.
- [7] **Bowers, Rick.** inMotion. *amputee-coalition.* [Online] Duben 2012. [Citace: 7. Leden 2014.] http://www.amputee-coalition.org/inmotion/mar_apr_02/cosmesis.html.
- [8] Silikonové epitézy a protézy. [Online] Ortopedická protetika Frýdek-Místek, 2010. [Citace: 21. Leden 2014.] <http://www.silikonove-epitezy-protezy.cz/technologie.html>.
- [9] What drives us. *Bespoke Innovations.* [Online] Bespoke Innovations, 2014. [Citace: 5. Leden 2014.] <http://www.bespokeinnovations.com/content/what-drives-us>.
- [10] 3D Technology. *Bespoke Innovations.* [Online] Bespoke Inovations, 2014. [Citace: 5. Leden 2014.] <http://www.bespokeinnovations.com/content/3d-technology>.
- [11] Personalized 3D Printed Prosthetics Bling . *biofabris.* [Online] Leden. 14 2014. [Citace: 8. Únor 2014.] <http://biofabris.com.br/en/?p=13177>.
- [12] Frequently asked questions. *Bespoke Innovations.* [Online] Bespoke Innovations, 2014. [Citace: 8. Únor 2014.] <http://www.bespokeinnovations.com/content/FAQs>.
- [13] CBC news: Technology. *CBC news.* [Online] CBC, 2014. [Citace: 10. Únor 2014.] <http://www.cbc.ca/news/technology/prosthetic-wearable-art-line-designed-by-canadian-pair-1.1861584>.
- [14] Alleles: Fitting Instruction. *Alleles.* [Online] Alleles design, 2014. [Citace: 9. Únor 2014.] <https://www.alleles.ca/fitting-instructions/>.
- [15] Alleles: Collection. *Alleles.* [Online] Alleles design, 2014. [Citace: 10. Únor 2014.] <https://www.alleles.ca/shop-2/>.

- [16] **Chua, C.K., Leong, K. F. a Lim, C. S.** *RAPID PROTOTYPING: Principles and applications*. Singapore : Word Scientific Publishing Co. Pte. Ltd., 2003. ISBN 981-238117-1.
- [17] **Cooper, Kenneth G.** *Rapid Prototyping Technology: Selection and Applications*. New York : Marcel Dekker, Inc., 2001. ISBN: 0-8247-0261-1.
- [18] **MM Spektrum.** Aplikace technologií Rapid Prototyping. *MM Průmyslové spektrum*. 2001, 1.
- [19] Limb Loss Statistics. *amputee-coalition*. [Online] The Amputee Coalition, 2014. [Citace: 15. Únor 2014.] <http://www.amputee-coalition.org/limb-loss-resource-center/resources-by-topic/limb-loss-statistics/limb-loss-statistics/index.html>.
- [20] FDM Thermoplastics. *Stratasys*. [Online] Stratasys Ltd., 2014. [Citace: 10. Duben 2014.] <http://www.stratasys.com/materials/fdm>.
- [21] **Bayer MaterialScience.** *Snap- Fit Joints for plastics: a design guide*. Pittsburgh : Bayer MaterialScience.
- [22] *Mohana Orthotics and Prosthetics Centre*. [Online] [Citace: 5. Leden 2014.] <http://www.mohanaorthotics.in/product>.
- [23] Bespoke Innovations Gallery. *Bespoke Innovations*. [Online] Bespoke Innovations, 2014. [Citace: 8. Únor 2014.] <http://www.bespokeinnovations.com/content/gallery>.
- [24] Education & Industry Technologies. *Applied Systems and Technology Transfer*. [Online] AST2, 2014. [Citace: 24. Březen 2014.] http://www.ast2.net/wp/?page_id=17.
- [25] Stereolithography. *Custompart*. [Online] CustomPartNet. [Citace: 31. Březen 2014.] <http://www.custompartnet.com/wu/stereolithography>.
- [26] *Emerald Insight*. [Online] Emerald Group Publishing. [Citace: 8. Duben 2014.] http://www.emeraldinsight.com/content_images/fig/0330230401005.png.
- [27] Laminated Object Manufacturing (LOM). *Custom Part*. [Online] CustomPartNet. [Citace: 8. Duben 2014.] <http://www.custompartnet.com/wu/laminated-object-manufacturing>.
- [28] Selective Laser Sintering. *Custom Part*. [Online] CustomPartNet. [Citace: 8. Duben 2014.] <http://www.custompartnet.com/wu/selective-laser-sintering>.

8 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK A SYMBOLŮ

8

8.1 Seznam použitých zkratek

8.1

PTB	-Pattelar tendon bearing socket
TSB	-Total surface bearing socket
SACH	-Solid Ankle Cushion Heel
CAD	-Computer Aided Design
RP	-Rapid Prototyping
SLA	-STereoLithograph
FDM	-Fused Deposition Modeling
LOM	-Laminated Object Manufacturing
SLS	-Selective Laser Sintering
STL	-STereoLithograph
IGES	-Initial Graphics Exchange Specification
STEP	-Standardized graphic Exchange format
ABS	-Acrylnitril-Butadien-Styrol
PC	-Polycarbonate
MKP	-Metoda konečných prvků

8.2 Seznam použitých symbolů

8.2

σ_l [MPa]	-Pevnost v tahu
ε_l [-]	-Poměrné prodloužení
μ [-]	-Koeficient tření
α [deg]	-Vodící úhel
d [mm]	-Vnější průměr čepu
d_0 [mm]	-Vnitřní průměr pouzdra
y [mm]	-Přesah čepu
X [-]	-Geometrický faktor
F_x [N]	-Upínací síla
F_y [N]	-Síla působící v příčném směru na pouzdro

9 SEZNAM OBRÁZKŮ A TABULEK

9.1 Seznam Obrázků

Obr. 1 Amputační úrovně (1).....	13
Obr. 2 Exoskeletální uspořádní protézy (22)	14
Obr. 3 Popis transtibiální protézy	15
Obr. 4 Barvení silikonové epitézy (8).....	16
Obr. 5 Protetický kryt Bespoke Innovations (23)	17
Obr. 6 Protetický kryt Alleles Design (15)	18
Obr. 7 Srovnání prototypu a sériového výrobku (24)	20
Obr. 8 Schéma metody SLA (25)	21
Obr. 9 Schéma metody FDM (26)	22
Obr. 10 Schéma metody LOM (27)	22
Obr. 11 Schéma metody SLS (28)	23
Obr. 12 Blokové schéma přístupu k řešení	26
Obr. 13 Detail upínací části varianty I.....	28
Obr. 14 Detail upínací část varianty II.....	29
Obr. 15 Skořepina v softwaru Rapidform.....	30
Obr. 16 Rozměry upínacích pacek.....	31
Obr. 17 Umístění upínacích pacek.....	31
Obr. 18 Rozměry západky	32
Obr. 19 Detail pracovní komory v průběhu výroby krytu	33
Obr. 20 Vizualizace krytu s protézou	34
Obr. 21 Vizualizace krytu s protézou	34

9.2 Seznam tabulek

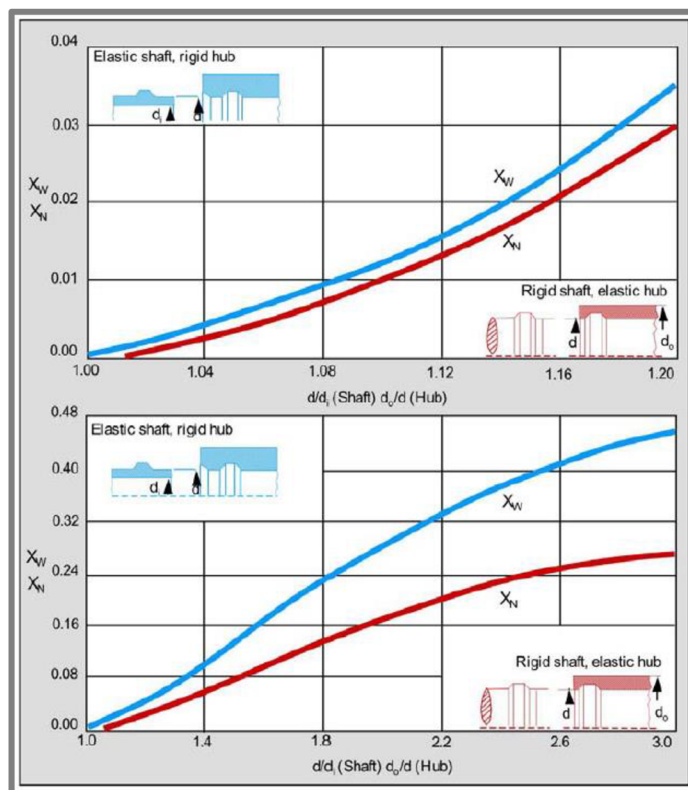
Tab. 1 Vybraný přehled materiálů a jejich mechanických vlastností (20).....	27
--	----

10 SEZNAM PŘÍLOH

10

Příloha 1: Výpočet západkového spoje	42
Příloha 2: Fotografie krytu na protéze.....	43
Příloha 3: Vizualizace přední části krytu protézy	44
Příloha 4: Vizualizace zadní části krytu protézy	45

Příloha 1: Výpočet západkového spoje



Obrázek 1: Diagram pro určení geometrického faktoru

Rozměry:

d:= 5 mm	hřídel
d ₀ := 7 mm	pouzdro
y:= 0.15 mm	přesah
α:= 30 deg	vodící úhel
X:= 0,055	geometrický faktor

Mechanické vlastnosti materiálu ABS-M30

σ ₁ := 36 MPa	Pevnost v tahu
ε ₁ := 0,04	Poměrné prodloužení při přetržení
μ:= 0,35	Koeficient tření

Výpočet:

$$F_y := y \cdot d \cdot \frac{\sigma_1}{\varepsilon_1} \cdot X$$

$$F_y = 37.125 \text{ N}$$

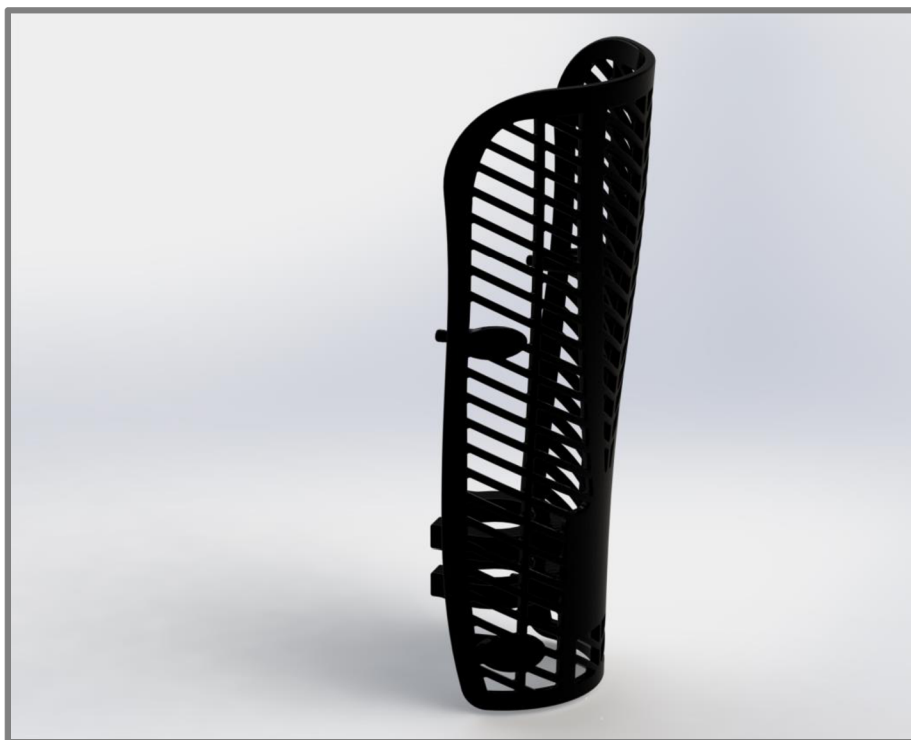
$$F_x := F_y \cdot \frac{(\mu + \tan(\alpha))}{1 - (\mu \cdot \tan(\alpha))}$$

$$F_x = 43.147 \text{ N}$$

Příloha 2: Fotografie krytu na protéze



Příloha 3: Vizualizace přední části krytu protézy



Příloha 4: Vizualizace zádní části krytu protézy

