VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ
FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

ÚSTAV STROJÍRENSKÉ TECHNOLOGIE
INSTITUTE OF MANUFACTURING TECHNOLOGY

NÁVRH A VÝROBA OČNÍ PROTÉZY 3D TISKEM
DESIGN AND PRODUCTION OF EYE PROSTHESIS USING 3D PRINTING

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE — Ondřej Vocílka
AUTHOR

VEDOUCÍ PRÁCE — doc. Ing. Josef Sedlák, Ph.D.
SUPERVISOR

BRNO 2017

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

Zadání bakalářské práce

Ústav:	Ústav strojírenské technologie
Student:	**Ondřej Vocílka**
Studijní program:	Strojírenství
Studijní obor:	Základy strojního inženýrství
Vedoucí práce:	**doc. Ing. Josef Sedlák, Ph.D.**
Akademický rok:	2016/17

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:

Návrh a výroba oční protézy 3D tiskem

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Bakalářské práce se bude zabývat výrobou oční protézy na základě 3D modelu získaného skenováním akrylátové protézy. Prototyp oční protézy bude vyroben pomocí aditivní metody (technologie PolyJet) s využitím dostupné 3D tiskárny. Práce bude ukončena diskuzí, která bude zohledňovat problematické kroky, ke kterým docházelo v průběhu jejího řešení a bude doplněna o celkové porovnání současné výroby a technologie 3D tisku zejména po ekonomické stránce.

Cíle bakalářské práce:

1. Teoretická část (rozdělení, charakteristika očních protéz).
2. Experimentální část (skenování akrylátové protézy a výroba prototypu oční protézy).
3. Charakteristika použité metody.
4. Diskuze výsledků.

Seznam doporučené literatury:

PÍŠKA, M. a kolektiv. Speciální technologie obrábění. CERM 1. vyd. 246 s. 2009. ISBN 978-80-2-4-4025-8.

CHUA, C. K., LEONG, K. F., LIM, C. S. Rapid Prototyping: Principles and Applications. 3rd ed. New Jersey: World Scientific, c2010, 512 pp. ISBN 978-981-277-897-0.

JACOBSON, D. M., RENNIE, A. E. W., BOCKING C. E. In Proceedings of the 5th National Conference on Rapid Design, Prototyping, and Manufacture. Professional Engineering Publishing, 2004, pp. 112. ISBN 186-058-465-9.

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2016/17

V Brně, dne

L. S.

prof. Ing. Miroslav Píška, CSc. ředitel ústavu	doc. Ing. Jaroslav Katolický, Ph.D. děkan fakulty

ABSTRAKT

Cílem této bakalářské práce je výroba prototypu estetické oční protézy na základě 3D modelu získaného skenováním akrylátové protézy ruční výroby. Získaný model byl upravený v softwaru 3ds Max 2017 a tím bylo vytvořeno jádro protézy s texturou. Pro výrobu byla využita aditivní technologie PolyJet a tiskárna Stratasys J750. Vytištěné jádro bylo za účelem vytvoření biokompatibilního povrchu zalito do čirého akrylátu. Práce byla ukončena diskuzí, kde byly popsány problematické kroky výroby, provedena ekonomická analýza a navrhnut postup na budoucí výrobu protéz 3D tiskem.

Klíčová slova

oční protézy, umělé oko, 3D tisk oční protézy, PolyJet, Stratasys J750

ABSTRACT

This Bachelor's thesis deals with a production of a prototype of an eye prosthesis using 3D printing on the base of a model given by scanning of an PMMA handmade prosthesis. Model was modified in a program 3ds Max 2017. The core of the prosthesis with texture was created using this procedure. Additive technology PolyJet and 3D printer Stratasys J750 was used for production. Printed core was covered with biocompatible material to create biocompatible surface. The Bachelor's thesis was ended with a discussion, in which problematic steps of the production were described. The discussion also includes economic analysis and suggested procedure of future production of eye prostheses using 3D printing.

Key words

Eye prosthesis, artificial eye, 3D printing of eye prosthesis, PolyJet, Stratasys J750

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

VOCÍLKA, O. *Návrh a výroba oční protézy 3D tiskem.* Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2017. 38 s. Vedoucí bakalářské práce doc. Ing. Josef Sedlák, Ph.D.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci na téma **Návrh a výroba oční protézy 3D tiskem** vypracoval samostatně s použitím odborné literatury a pramenů, uvedených na seznamu, který tvoří přílohu této práce.

Datum	Ondřej Vocílka

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji tímto doc. Ing. Josefu Sedlákovi, Ph.D. za cenné připomínky a rady které mi věnoval při vypracování bakalářské práce. Dále také společnosti MCAE Systems, s.r.o., p. Jitce Klíčníkové a prof. MUDr. Evě Vlkové, CSc. z Oční kliniky FN Brno za pomoc při výrobě prototypu. Také bych tímto chtěl poděkovat své přítelkyni, přátelům a své rodině za podporu během celého bakalářského studia.

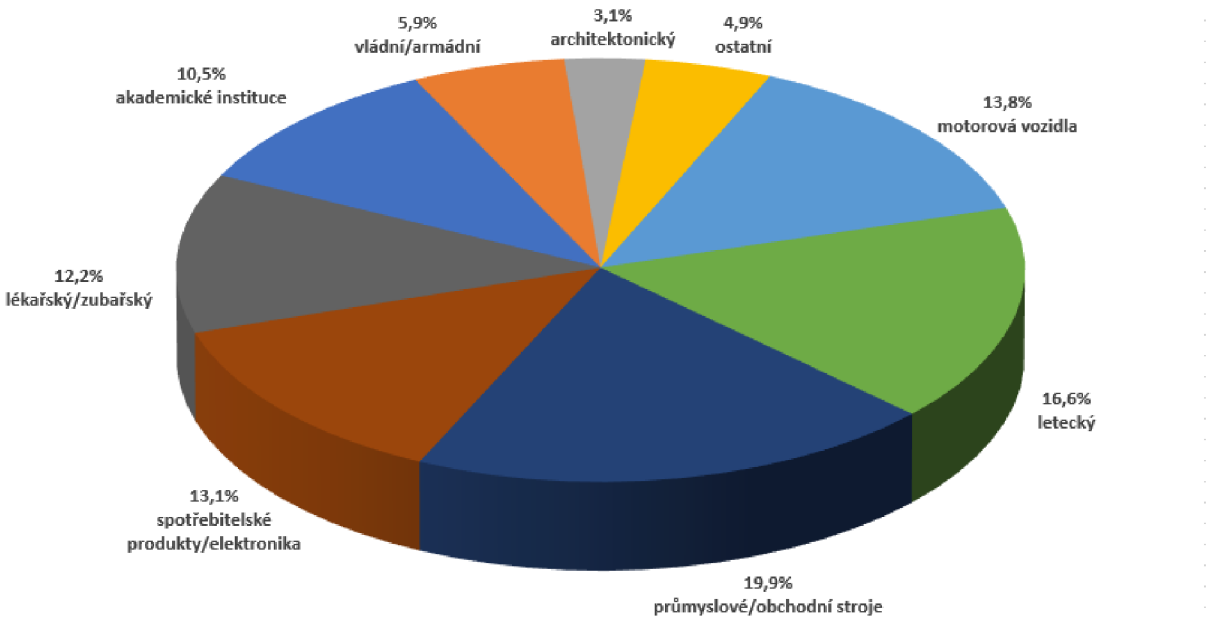
OBSAH

ABSTRAKT 3
PROHLÁŠENÍ 5
PODĚKOVÁNÍ 6
OBSAH 7
ÚVOD 8
1 TEORETICKÁ ČÁST 9
1.1 Skleněné protézy 9
1.1.1 Materiál na výrobu skleněných protéz 9
1.1.2 Postup výroby skleněných protéz 10
1.1.3 Údržba skleněných protéz 10
1.1.4 Výhody a nevýhody skleněných protéz 10
1.2 PMMA protézy 11
1.2.1 Postup výroby PMMA protéz 11
1.2.2 Údržba PMMA protéz 13
1.2.3 Výhody a nevýhody PMMA protéz 14
1.3 Skladové protézy 14
2 EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST 15
2.1 Skenování PMMA protézy 15
2.2 Vytvoření jádra prototypu protézy 18
2.2.1 Úpravy rozměrů modelu protézy 18
2.2.2 Aplikace textury na jádro protézy 20
2.3 Tisk jádra prototypu protézy 24
2.4 Aplikace vrstvy PMMA na jádro protézy 25
3 POUŽITÉ TECHNOLOGIE 27
3.1 Skener ATOS Compact Scan 27
3.2 Štěrbinová lampa HAAG-STREIT BX 900 27
3.3 Tiskárna Stratasys J750 28
4 DISKUZE 30
4.1 Zhodnocení vytvořené protézy a provedených operací 30
4.2 Návrh budoucího postupu na výrobu protéz na míru 3D tiskem 30
4.3 Ekonomické zhodnocení prototypu 31
ZÁVĚR 34
SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ 35
SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK 37
SEZNAM PŘÍLOH 38

ÚVOD

Jedním z nejvýznamnějších využití 3D tisku je bezpochyby produkce v medicínské oblasti.

Vývoj v oblasti aditivních technologií již po více jak dvě desetiletí sleduje Wohlers Asociates, Inc. a je nejspolehlivějším zdrojem informací ohledně jeho rozvoje. V jejich zprávě Wohlers Report 2016 se mimo jiné nachází graf (viz obr. 0.1) procentuálního rozložení aditivních technologií v různých odvětvích v roce 2016, ze kterého je vidět, jak podstatnou oblast Medicínský sektor tvoří z celkového využití aditivních technologií [1].



Obr 0.1 Aditivní technologie v jednotlivých odvětvích za rok 2016 [1].

Tato práce popisuje proces výroby prototypu estetické oční protézy za využití aditivní technologie PolyJet.

Indikací k používání oční protézy bývá onemocnění nebo nehoda. To ve výsledku vede k chirurgickému zákroku, jako je enukleace nebo eviscerace, při které dojde k odstranění oka. V některých případech se také pacient, který stále má nevidoucí oko, rozhodne nosit protézu čistě z estetických důvodů.

Estetické oční protézy hrají pro pacienty zásadní roli při překonání traumatu způsobeném ztrátou zraku. Výrazně jim pomáhají s návratem do běžného života a zvyšují jeho kvalitu.

Pro usnadnění celého procesu je klíčové, aby protéza vypadala co nejvěrohodněji a nejpřirozeněji.

Hlavním cílem této bakalářské práce je nalezení nového způsobu za využití moderních metod 3D tisku a 3D modelování, a jak dosáhnout přirozeného vzhledu protézy.

1 TEORETICKÁ ČÁST

Teoretická část této práce je zaměřena na rozdělení estetických očních protéz, které je postaveno na základě použitého materiálu a způsobu výroby. V této kapitole je popsána stručná historie a základní postup stávající výroby spolu s výhodami a nevýhodami jednotlivých typů.

Estetické protézy lze rozdělit [2]:
a) Na základě použitého materiálu na:
- skleněné oční protézy,
- Polymethylmethakrylátové [PMMA] protézy.

b) Na základě způsobu výroby:
- protézy vyrobené na míru,
- sladové [Stock] protézy.

1.1 Skleněné protézy

První skleněné protézy byly vyrobeny v Benátkách v šestnáctém století. Tyto prvotní skleněné oční náhrady nebyly duté na rozdíl od pozdějších protéz. Byly také velice tenké a křehké. Na ostrově Muranu proběhl pokus o monopolizaci na jejich výrobu. Zde byl postup výroby znám jen v úzkém kruhu lidí a nesměl být prozrazen pod trestem smrti. Existuje i záznam o zavraždění dvou výrobců, poté co se je pokusil císař Leopold I vylákat do Německa. Z Itálie se centrum výroby na konci sedmnáctého století přesunulo do Paříže ve Francii.

Počátky dnešního způsobu výroby skleněných očních protéz pochází z první poloviny devatenáctého století, kdy byla vyvinuta v Německu nová technika vyfukování skla, a výroba se tak přesunula. Mezi tím také došlo k individualizaci výroby, místo výroby skladových protéz se začali vyrábět protézy upravené na míru pro potřeby pacienta. V městě Lauscha, které je historickým sklářským centrem, vyvinul Ludwig Müller-Uri oční protézu z kryolitového skla [cryolite glass eye]. Ta předčila předchozí protézy zejména v odolnosti. Následovalo ještě několik menších úprav ve způsobu výroby dalšími skláři poté, co se výroba tohoto typu skleněných protéz rozšířila po Německu i do světa.

První sklářská dílna zaměřující se na protézy na území ČR vznikla po první světové válce v Jablonci nad Nisou. Tu založil pan Ulmann, který se vyučil v Německu. Vzhledem k vysokým nárokům na preciznost ruční práce je u nás i dnes jen pár jedinců, kteří by se tímto oborem zabývali [3, 4, 5].

1.1.1 Materiál na výrobu skleněných protéz

Na materiály určené pro výrobu protéz jsou samozřejmě kladeny vysoké nároky týkající se zdravotní nezávadnosti, protože protéza je dlouhodobě v kontaktu se spojivkou. Zásadní vlastností je také teplotní roztažnost, která musí být stejná u všech druhů použitých materiálů. Vyžadována je i dobrá zpracovatelnost a homogenita skla.

Materiály na výrobu skleněných protéz je možné rozdělit do těchto tří skupin [3]:
- materiál na bulbus - specializované opálové sklo bez obsahu těžkých kovů a kadmia,
- materiál na duhovku - široká škála skel různých barev, jejichž kombinováním je vytvářena přirozená barva pacientova oka,

- materiál na rohovku (krystal) - slouží k překrytí barevné duhovky, dotváří optickou hloubku, čímž lze docílit přirozeného vzhledu protézy.

Dalším materiálem používaným např. v Německu a Rakousku je kryolitové sklo [3, 5].

1.1.2 Postup výroby skleněných protéz

Celý proces výroby je velice náročný vzhledem k preciznosti a jemnosti práce. Vyžaduje léta praxe v oboru a specializované vybavení jako sklofoukačský kahan, pinzety, hladítka a kleště na držení výrobku.

Postup výroby začíná změřením pacientovy duhovky a výběrem tvaru budoucí protézy. Pacient si postupně zkouší skladové modely protéz, dokud si nevybere pocitově nejvhodnější tvar. Po výběru vhodného modelu následuje samotná výroba.

Nad kahanem dojde k nahřátí zhruba 20 mm dlouhého prutu skla na bulbus, ze kterého je odtáhnut odtažek. Z něj je vyfouknut kulový tvar. Na vrchol kuličky je natavena základní barva, která je profouknuta do tvaru polokoule.

Na vzniklé polokouli je provedena malba s použitím zvolených barevných tyčinek o průměru zhruba 2 mm. Poté probíhá tvorba žilkování v oblasti spojivek a barvení skléry. Vše je následně zataveno v plamenu, kvůli vyhlazení povrchu. Tvar protézy je upravován foukáním. Okraje protézy jsou zahřívány plamenem a opakovaně kontrolovány pomocí měrky. Zadní část koule je nahřívána a profukována. Tím je připravena na odstranění a vzniká tak požadovaný tvar.

Následně je protéza umístěna do předehřátého grafitového kelímku s pískem a chladne cca 40 minut. Po vychladnutí je omyta ve vodě a pacient si ji vyzkouší. Pokud výsledná protéza (viz obr. 2.1) nevyhovuje rozměrově, barevně, umístěním duhovky apod., musí se celý proces zopakovat [3].

Obr 1.1 Skleněná estetická protéza [6].

1.1.3 Údržba skleněných protéz

Skleněnou protézu je třeba čistit alespoň jednou denně. Při vyšším znečištění je vhodné umístit protézu do roztoku NaCl. Ten by měl obsahovat jednu čajovou lžičku soli na litr vody. Po 10 minutách je doporučené protézu vyndat, očistit jemným kartáčem a důkladně omýt vodou [5].

1.1.4 Výhody a nevýhody skleněných protéz

Hlavní nevýhoda skleněných protéz spočívá v křehkosti. Snadno se rozbije při pádu, např. při údržbě nebo nasazování. Hrozí také rozbití protézy při nárazech, kdy je protéza nasazena, např. při sportu nebo autonehodě. Někteří pacienti si stěžují,

že v chladném počasí protéza „studí“ a může docházet i k namrzání slz. Doporučená životnost je zhruba jeden a půl roku, což je méně než u PMMA protéz.

Nespornou výhodou je stálobarevnost a vynikající přirozený vzhled. Dále smáčivost skla ve srovnání s PMMA protézami představuje výhodu. Slzy vytvářejí na povrchu protézy tenkou kluzkou vrstvu, která snižuje nežádoucí tření. Povrchy protéz také dosahují menší drsnosti. U skleněných protéz je také u pacientů vyšší snášenlivost vzhledem k jejímu anorganickému charakteru [3, 5].

1.2 PMMA protézy

Protézy z polymethylmethakrylátu [PMMA], běžně známého jako plexisklo nebo akrylátové sklo, se začaly vyrábět ve čtyřicátých letech. Během druhé světové války vzhledem k válečnému stavu s Německem nebylo nadále možné dovážet materiál na výrobu skleněných protéz. Proto nastal nedostatek surovin pro tradiční výrobu a bylo třeba najít vhodnou alternativu.

PMMA byl již odzkoušen při výrobě dentálních protéz, a tak se jevil jako ideální kandidát. Protézy z PMMA byly úspěšně vyrobeny téměř současně v USA a ve Velké Británii. Obě země založili instituce zabývající se produkcí protéz pro válečné veterány a začali s hromadnou produkcí. Materiál se stal později dostupný veřejnosti a velice rychle nabyl na popularitě, které se těší dodnes [4].

1.2.1 Postup výroby PMMA protéz

Protézy z PMMA jsou většinou vyráběny na základě otisku očního důlku. Ten je možné získat jen u pacientů, kterým bylo oko chirurgicky odstraněno. U pacientů, kteří mají stále oční bulvu, ale přišli o zrak a rozhodli se protézu nosit z estetických důvodů, není pochopitelně možné udělat otisk.

Protézy se pak vyrábí podle skladového modelu, který si pacient vybere, stejně jako je tomu u skleněných náhrad. Postup pro výrobu je pak logicky zkrácen o několik kroků. Jinak je postup téměř totožný. Dále je popsán postup výroby za použití otisku.

Proces výroby PMMA protézy na míru se dělí následovně [4]:

- první klinické sezení – získání otisku očního důlku, malba duhovky,
- laboratorní zpracování – výroba voskového odlitku a duhovko/rohovkové jednotky [Iris/Corneal Unit],
- druhé klinické sezení – umístění duhovko/rohovkové jednotky do odlitku,
- laboratorní zpracování – výroba těla PMMA protézy z odlitku a umístění duhovko/rohovkové jednotky,
- třetí klinické sezení – kontrola a případná úprava duhovky a tvorba žilkování v oblasti spojivek,
- laboratorní zpracování – zaschnutí malby, zalití přední strany pomocí čirého PMMA a leštění povrchu,
- čtvrté klinické sezení – vyzkoušení protézy a případné úpravy,
- následující sezení – kontrola po prvním měsíci.

Celý proces je možné provést během zhruba osmi hodin, ale může být rozložen i na delší dobu. To záleží na dostupnosti potřebných technologií a vybavenosti protetika [7].

První sezení [4]**:**

Během prvního sezení proběhne výroba otisku očního důlku a malba duhovkového disku. Pacient je usazen do pohodlné polohy a poučen o celém procesu výroby. Do oka je mu aplikován speciální přípravek, tvarem podobný finální protéze,

ale s otvorem v přední části. Skrz otvor je pomocí pistole vtlačen tmel. Pacient musí být několik minut v klidu s otevřenými očními víčky a pohledem upřeným před sebe. Po zatuhnutí tmelu je vyňat přípravek spolu s otiskem.

Posuvným měřítkem je změřena velikost duhovky. Naměřený průměr duhovky je zpravidla o 0,5 mm větší než skutečný. To je způsobeno zakřivením rohovky a musí být bráno v potaz. Vybraný průměr disku má tedy v průměru o 0,5 mm méně, než je naměřeno. Disky je možné zakoupit nebo vyrobit.

K výrobě se používá černě tónované za studena vytvrditelné PMMA, které se odlije do speciálních přípravků a následně je možné jej upravit na soustruhu do požadovaných rozměrů. Vybraný disk se připevní na prut lepkavého vosku pro jednodušší manipulaci.

Malování probíhá na přirozeném světle. Proces malování duhovky je nejnáročnější částí výroby. Jedná se o velice precizní práci a vyžaduje talent a značné zkušenosti. Malování zpravidla probíhá pod zvětšovací lampou nebo za použití jiného zvětšovacího prostředku. Používají se nejmenší štětce ze sobolí srsti a kvalitní olejové barvy s vysokou trvanlivostí. Základní paleta barev je černá, bílá, hnědá, modrá, okrová a oranžová.

První vrstvy malby se často míchají s přípravky na urychlení schnutí. Duhovkový disk je namalován tak, aby se co nejvíce podobal pacientově duhovce.

K disku je vybrána, nebo vyrobena příslušná rohovková krytka z čirého PMMA. Některé předem vyrobené krytky již mají namalovanou zornici a vyrábějí se v široké škále rozměrů. Během malování se na disk opakovaně aplikuje kapka vody a přiloží se rohovka, to umožňuje vidět finální výsledek až bude rohovka umístěna permanentně.

Po zaschnutí malby je duhovkový disk spojen s rohovkou za použití kyanoakrylátu nebo jiného vhodného prostředku. Tím vzniká duhovko/rohovková jednotka, která je následně vyleštěna.

Použití polotovarů značně usnadňuje celý proces výroby a nevyžaduje použití a nákup kovových matric pro výrobu PMMA odlitků. Což snižuje prvotní náklady na zavedení výroby a zvyšuje její rychlost. Je možné zakoupit již celou duhovko/rohovkovou jednotku, ale její použití je omezené a nedosahuje takových estetických výsledků jako individuálně vyrobená.

První laboratorní zpracování [4]**:**

Tmelový otisk se umístí do kovového přípravku, který se skládá z dvou částí a je vyplněn formovací plastickou hmotou. Po vytvrzení hmoty a vyjmutí otisku vzniká dvoudílná forma. Po úpravě formy je odlit voskový model, ze kterého je po odlití odstraněn přebytečný materiál.

Druhé sezení [4]**:**

Voskový model je vložen do pacientova důlku. Podle druhého oka je na modelu označen směr pohledu a tím i poloha pro umístění duhovko/rohovkové součásti. Na označeném místě je vytvořen otvor a duhovko/rohovková součást je umístěna. Pacient si znovu vyzkouší model a podle potřeby je upravena pozice jednotky nebo tvar modelu. To se opakuje, dokud není dosaženo uspokojivých výsledků.

Druhé laboratorní zpracování [4]**:**

Z voskového modelu je vyňata duhovko/rohovková jednotka a je vložen do kovového přípravku na výrobu formy. Po vytvrzení formovací hmoty vzniká dvoudílná forma pro odlévání PMMA, ze které se odebere voskový model. Do formy je odlito bílé PMMA, které se nechá vytvrdit.

Po vytvrzení se odebere z odlitku přebytečný materiál, přebrousí se povrch tak, aby v zadní části otvoru pro duhovko/rohovkovou jednotku zbyla jen tenká stěna.

Pokud je to nutné upraví se i samotný otvor, do kterého se po provedení úprav jednotka vloží.

Třetí sezení [4]**:**

Během třetího sezení probíhá dotvoření vzhledu protézy podle pacientova druhého oka. Dobarví se okolí duhovky a skléry. Na vytvoření jemného žilkování v oblasti spojivek se používá vyčesaná bavlna červené barvy, která je připojena k povrchu protézy.

Třetí laboratorní zpracování [4]**:**

Po zaschnutí barev a přiložení vytvořeného žilkování do skléry, se zalije celá protéza do tenké vrstvy čirého PMMA. Po vytvrzení následuje důkladné přeleštění.

Čtvrté sezení [4]**:**

Pacient si vyzkouší výslednou protézu [viz obr.2.] a pokud je to třeba následuje dodatečné leštění nebo úprava rozměrů.

Následující sezení [4]**:**

Zpravidla po jednom měsíci nošení protézy následuje kontrola, případné finální úpravy a leštění.

Obr. 1.2 Akrylátová protéza.

1.2.2 Údržba PMMA protéz

Aby pacient prodlužil životnost protézy a zároveň se chránil před možnými zdravotními komplikacemi, je dobré dodržovat několik pravidel.

Základem je dobrá osobní hygiena, jako jsou umyté ruce při manipulaci s protézou, čímž snížíme riziko zanesení infekce do očního důlku. Doporučuje se alespoň jednou denně vyjmout protézu a důkladně ji omýt vlažnou vodou. Před jejím umístěním zpět je vhodné také opláchnutí borovou vodou nebo fyziologickým roztokem. Zvýšená péče je pak vyžadována v případě onemocnění, které je spojeno s rýmou nebo slzením.

V oblasti, kde často dochází k manipulaci s protézou, je dobré mít pro případ pádu měkkou podložku, abychom tak zabránili jejímu poškození. Protéza také nesmí přijít do kontaktu s žíravinami, ředidly (benzín, alkohol apod.) a vroucí nebo horkou tekutinou. Stejně tak ji musíme chránit před kontaktem s drsným povrchem nebo ostrými předměty [8].

1.2.3 Výhody a nevýhody PMMA protéz

Největší výhodou PMMA je jeho odolnost vůči poškození, a to zejména při pádech a nárazech. Další významnou výhodu je možnost snadné opravy povrchových nerovností přeleštěním, pokud došlo k poškrábání nebo drobnému odštípnutí. Protézy z PMMA mají také delší životnost oproti skleněným protézám.

Nevýhodou je pak vyblednutí barev duhovky vlivem působení světla, proto je také doporučováno nošení slunečních brýlí. Oproti skleněným protézám nedosahují takových vzhledových kvalit, zejména pak hloubky pohledu. Hrozí také možnost alergické reakce [4, 5].

1.3 Skladové protézy

Skladové protézy jsou vyráběny z PMMA nebo skla v široké škále barev, velikostí a tvarů. Provedení je vždy pro levé a pravé oko. Jde o masovou výrobu, a tak je jejich hlavní výhoda zejména nízká cena.

Vzhledem k unikátnosti každého pacienta je jejich použití značně omezené. Tvar a velikost se dá částečně upravit, ale nelze dosáhnout takových výsledků jako u protéz vyrobených na míru.

Z estetického hlediska je největším problémem směr pohledu, který není možné výrazně upravit a může vyvolávat značnou nesymetrii obličeje. Při nevhodném kontaktu mezi protézou a podkladovými měkkými tkáněmi dochází k hromadění sekretu za protézou. S nevhodným tvarováním přichází také další rizika, jako je bolest, podráždění, a dokonce i možnost deformace očního důlku.

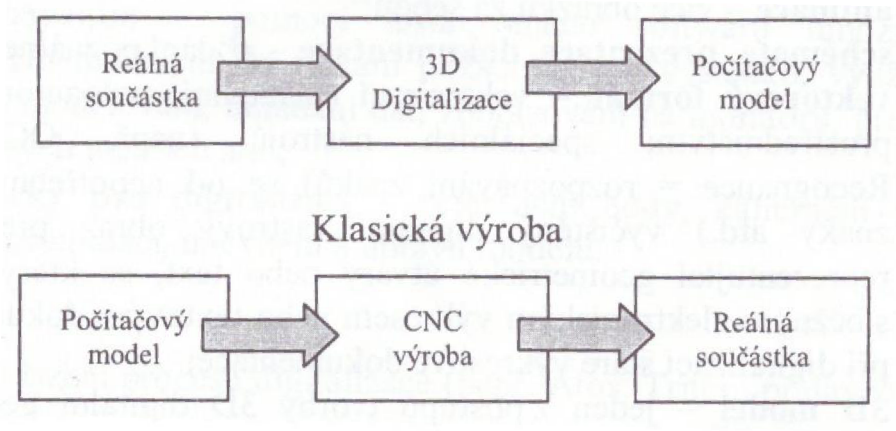
Používají se v oblastech, kde není k dispozici protetik, protože k jejich úpravě není potřeba vysoká úroveň odborných znalostí.

Další použití je jako dočasná protéza po prodělání operace. Předtím než je možné vyrobit protézu na míru. Někdy je také, vzhledem k jejich nízké ceně, používají umělci [2, 4, 9].

2 EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST

V experimentální části této práce je popsán postup výroby estetické oční protézy. Vzhledem ke tvarové složitosti by bylo vytvoření modelu extrémně náročné. Proto byly využity metody reverzního inženýrství.

Píška [2009] popisuje reverzní inženýrství takto: *„Reverzní inženýrství se vyznačuje opačným sledem činností vůči klasickému výrobnímu procesu obr. 2.1. V klasickém procesu vytváří konstruktér na základě podkladů návrh CAD virtuálního modelu součásti, který se stává předlohou pro výrobu fyzické součásti. V reverzním inženýrství stojí na počátku fyzický objekt, který je digitalizací převeden do podoby modelových dat, s nimiž může konstruktér dle potřeby dále pracovat pomocí systémů na zpracování dat.“*



Obr. 2.1 Proces reverzního inženýrství [10].

2.1 Skenování PMMA protézy

Ke skenování byl použit skener ATOS Compact Scan. Prvním krokem bylo jeho sestavení. U skeneru je možné využít několik měřících rozsahů, ty závisí na zvolené konfiguraci projektoru a snímacích kamer. Měřící rozsah pak určuje měřící objem, ve kterém je možné objekt skenovat. Tento objem zobrazuje software skeneru kvůli lepší přehlednosti pro uživatele.

Pro skenování protézy byl použit senzor ATOS Compact Scan 2M s pozicí kamer 300, kde výsledný měřící objem spolu s dalšími údaji je uveden v tab. 2.1. Po sestavení skeneru proběhlo jeho nastavení a kalibrace [11].

Tab. 2.1 Základní informace k použitému měřicímu rozsahu skeneru [11].

Měřící objem	125 x 90 x 90 mm
Vzdálenost měřícího bodu	0,075 mm
Doporučené referenční body	Ø 1,5 mm
Měřící vzdálenost	570 mm
Úhel kamery	25º
Ohnisková vzdálenost objektivu kamer	35 mm
Ohnisková vzdálenost objektivu projektoru	23 mm

Pro úspěšné skenování bylo třeba také připravit akrylátovou protézu. Vzhledem k jejímu lesklému povrchu bylo nutné nanést křídový povlak pomocí speciálního spreje. Vrstva povlaku musí být dostatečně silná, aby zmatnila povrch, ale její tloušťka by měla být co nejmenší. Jinak může dojít ke zkreslení snímaného objektu.

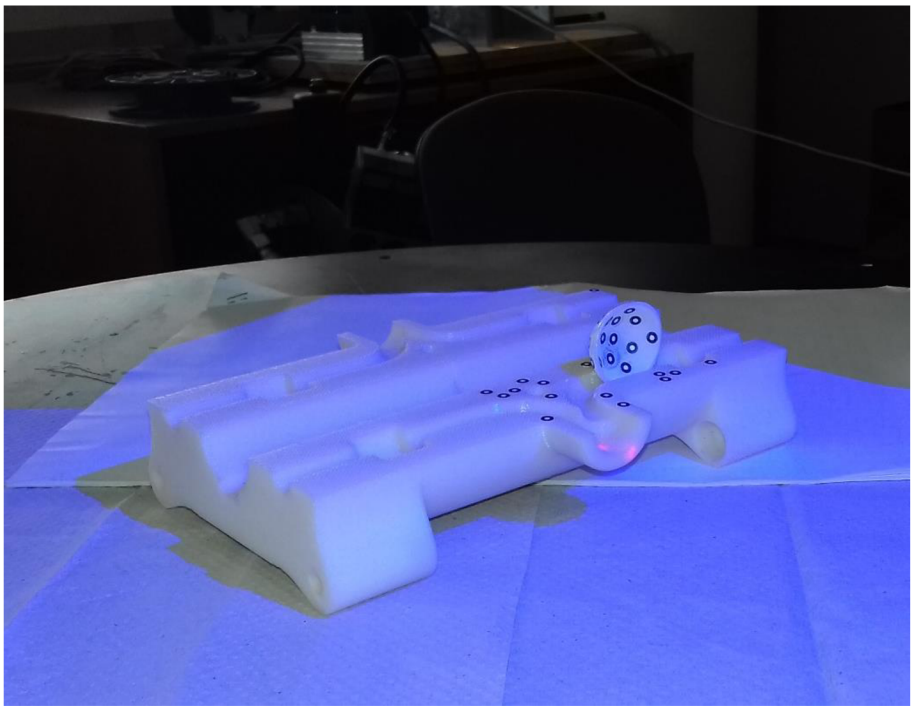
Křídový povlak je vhodné nanášet po jednotlivých tenkých vrstvách a v případě potřeby aplikovat další vrstvu až po zaschnutí předchozí [11].

Dalším krokem bylo umístění referenčních bodů, pomocí kterých se vzájemně polohují jednotlivé nasnímané skeny. Jejich velikost byla zvolena podle měřícího rozsahu. Kvůli komplikované geometrii protézy a malým rozměrům, ji nebylo možné umístit do standartního skenovacího rámečku s hroty. Proto byly referenční body umístěny (nalepeny) přímo na její povrch. Celkem bylo na akrylátovou protézu umístěno 26 referenčních bodů o průměru 1,5 mm.

Nevýhodou takového umístění bodů je vznik děr [Holes], které vznikají při snímání v místech kde jsou umístěny referenční body. Tyto oblasti bylo nutné dodatečně uzavřít ve vhodném softwaru [11].

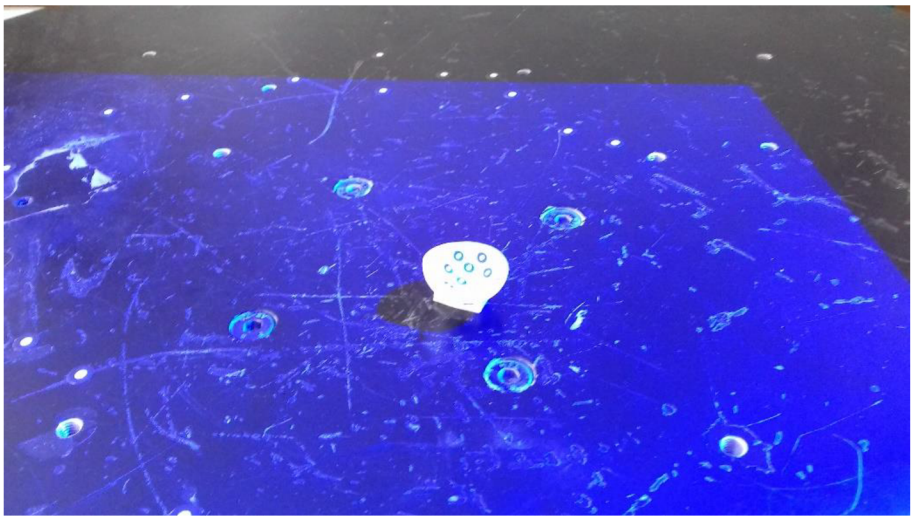
Skenování probíhalo za využití rotačního stolu, na kterém byla protéza umístěna. Nejprve bylo třeba naskenovat do softwaru vzájemnou polohu referenčních bodů na svrchní a spodní straně protézy. Ta musela být umístěna, tak aby byla zajištěna její stálá poloha a nedošlo ke zkreslení vzájemné polohy bodů.

Protože nebylo možné protézu umístit do rámečku, bylo třeba použít improvizovaný přípravek. Na ten bylo nalepeno několik referenčních bodů (viz obr. 2.2).



Obr. 2.2 Skenování protézy umístěné v přípravku.

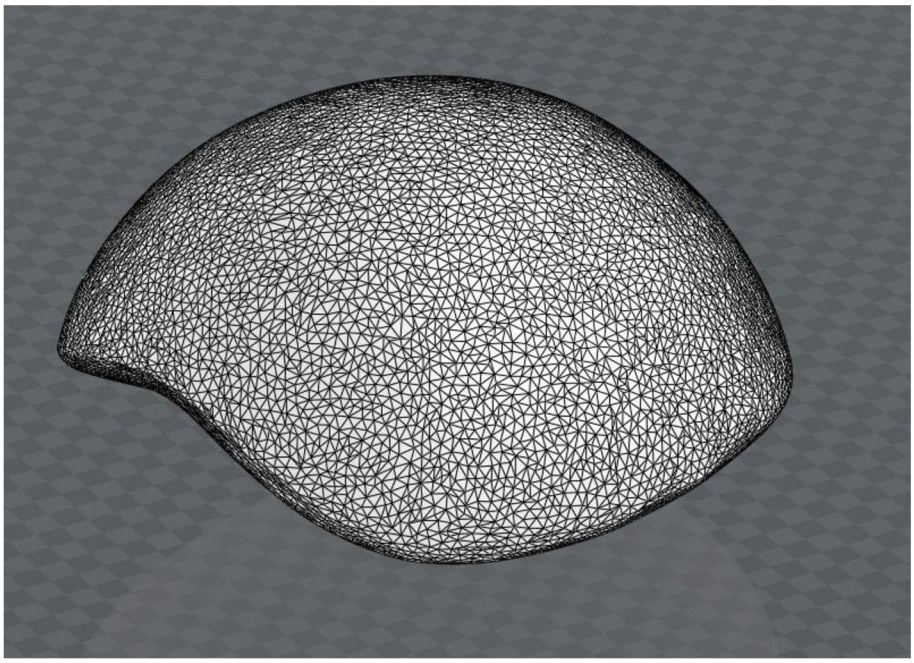
Po umístění připravené protézy do přípravku proběhlo za rotace stolku skenování vzájemné polohy bodů. Při zaznamenání polohy referenčních bodů software zároveň každému z nich přiřadil identifikační číslo. Díky tomu bylo možné protézu z přípravku vyjmout a umístit ji samostatně na podložce do středu rotačního stolu, kde probíhalo další skenování (viz obr. 2.3).



Obr. 2.3 Skenování protézy.

Digitalizace proběhla sadou skenů. Po každém skenování byl stolek otočen o stanovený úhel. Velikost úhlu byla zvolena tak, aby počet skenovacích kroků byl dostatečný vzhledem k velikosti skenovaného objektu a potřebné kvalitě konečného skenu. Pro úspěšné skenování je doporučeno, aby při každém skenu obě skenovací hlavy zaznamenaly 4 body (minimálně však 3). Po otočení stolku o 360º byla protéza převrácena a skenování se opakovalo i pro druhou stranu objektu.

Snímky byly zkontrolovány a bylo z nich odstraněno případné rušení od okolí. Všechny snímky byly softwarově, na základě polohy referenčních bodů, složeny do modelu. Ten byl ve formátu STL [STereoLithography] vyexportován do softwaru GOM Inspect, ve kterém byly uzavřeny díry po referenčních bodech. Tím vznikl výsledný 3D model akrylátové protézy (viz obr. 2.4).



Obr. 2.4 Drátové zobrazení výsledného modelu protézy.

2.2 Vytvoření jádra prototypu protézy

Model byl naimportován do programu 3ds Max 2017, který je určený pro 3D modelování, animaci, renderování a využívá se například v herním a filmovém průmyslu.

Prvním krokem bylo nastavení výchozích jednotek programu na milimetry. Následovalo importování STL modelu do programu, při zachování výchozího nastavení pro import. Model byl přejmenován, přičemž je důležité, aby název neobsahoval mezeru, nebo jiné nestandartní znaky kvůli konečnému exportu.

Za použití příkazu *Move* byl model v osách X a Y posunut do počátku souřadného systému a následně příkazem *Rotate* rotován do optimální polohy, tak aby směr pohledu protézy byl stejný jako směr osy Z. Tím také vnikl lokální souřadný systém modelu. Tato úprava není nutností, ale usnadňuje další zpracování.

Pro další práci s modelem byla provedena transformace pomocí příkazu *Convert to Editable Poly* čímž proběhla změna na síť polygonů, se kterými je možné dále snáze pracovat.

Editable poly je objekt s možností úpravy na pěti podúrovních [12]:

- vrcholy [Vertex],
- hrany [Edge],
- hranice [Border],
- polygony [Polygon],
- celý objektový blok [Element].

2.2.1 Úpravy rozměrů modelu protézy

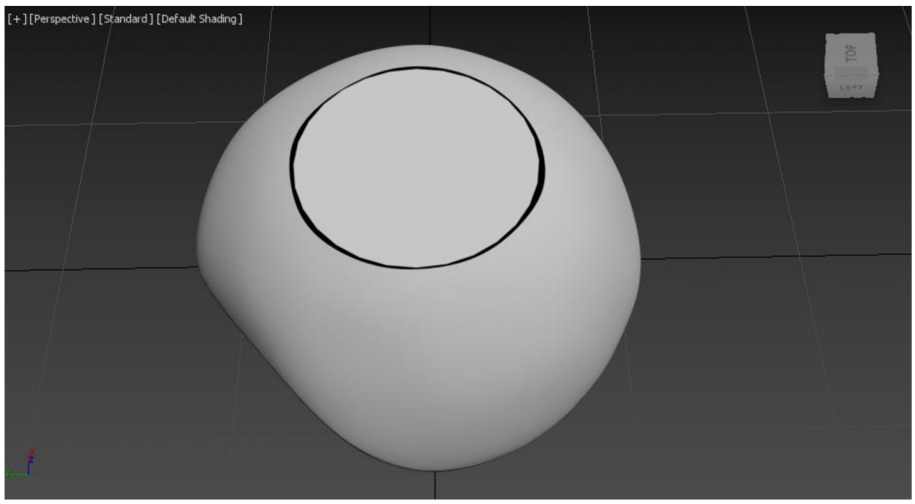
Abychom dosáhli lepšího estetického výsledku finální protézy, byla na modelu vytvořena rovná plocha pro duhovku, na kterou se při koncovém zpracování umístí rohovka z čirého PMMA a tím se vytvoří požadovaná hloubka pohledu.

Prvním krokem bylo vytipování vhodné lokality pro vytvoření rovinné plochy. Nejvhodnějším místem je přirozeně oblast, ve které se duhovka nacházela na naskenované protéze. Vzhledem k nepravidelnému tvaru protézy nelze odměřit přesně polohu plochy s duhovkou.

Pro vytvoření plochy byl využit modifikátor *Slice,* který se nachází spolu s ostatními v nabídce modifikátorů [Modifier List]. V nabídce *Slice Parametres* byla zvoleno jako *Slice Type* možnost *Remove Top*. Rovina řezu byla rotována do lokálního souřadného systému, tak aby byla rovnoběžná s rovinou XY a posunuta do požadované výšky v ose Z. Zvolení této výšky, bylo jednou z nejproblematičtější částí úpravy modelu.

Za účelem získání vhodné souřadnice Z pro řeznou rovinu byl vytvořen kruh o rozměrech budoucí duhovky. Jeho průměr byl získán změřením duhovky původní akrylátové protézy posuvným měřítkem. Změřený průměr duhovky byl 12 mm a po vzoru ruční výroby byl zmenšen o 0,5 mm. Výsledný průměr kruhu tedy byl 11,5 mm.

Kruh byl poté převeden na polygon a posunut na vybrané souřadnice v osách X a Y a následně posunutím v ose Z vnořen do modelu. Po umístění kruhu do optimální polohy byla jeho souřadnice Z využita jako výška řezné roviny. Řezem vznikla na modelu hrana nepravidelného kruhovitého tvaru (viz obr. 2.5). Příkazem *Convert to Editable Poly* byly uloženy provedené změny.

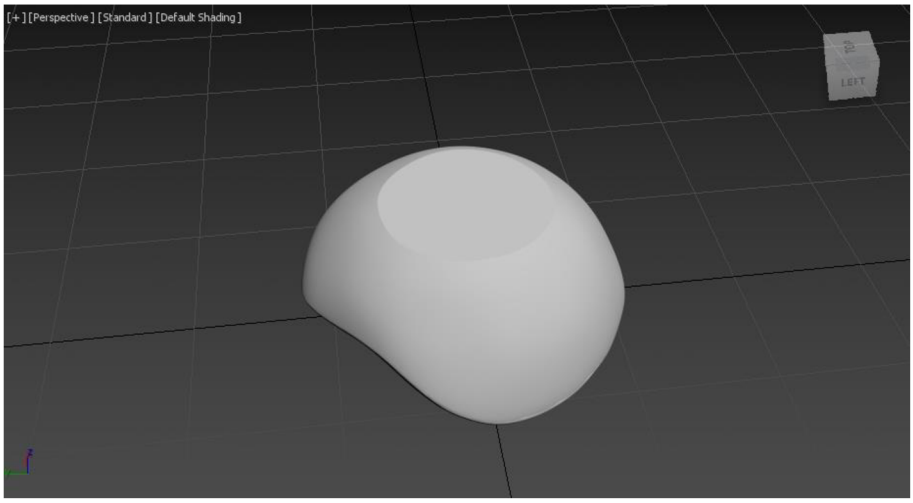


Obr. 2.5 Seříznutý model protézy s kruhem.

Následující úpravy probíhaly v modifikátoru Editable Poly. Za použití příkazu *Attach* z nabídky *Edit Geometry* byl kruhový polygon připojen ke zbytku modelu a staly se tak jednou součástí.

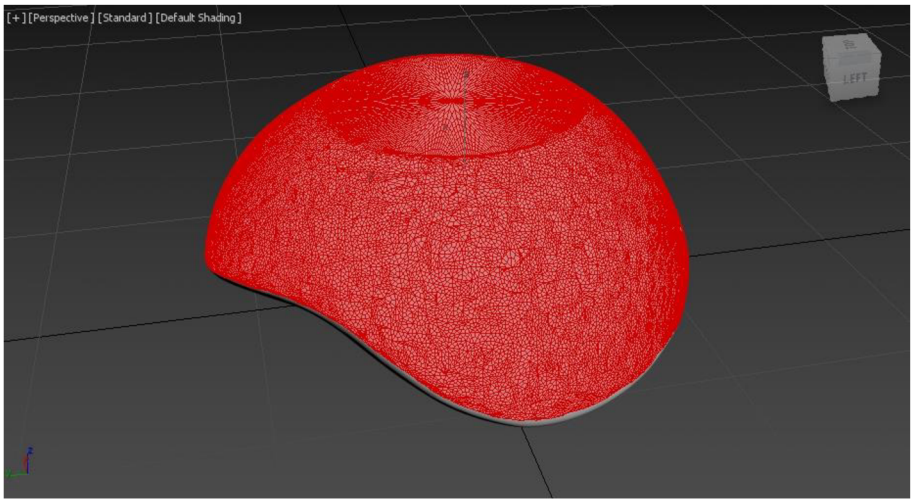
Před vyplněním mezery mezi kruhem a zbytkem modelu proběhlo zjemnění a vyhlazení polygonální sítě funkcí *MeshSmooth* z nabídky *Edit Geometry*. To bylo provedeno opakovaně jak na kruhovém polygonu, tak na seříznutém modelu, a to ze dvou důvodů. Vyšším počtem polygonů na hranicích mezi objekty je možné předejít defektům sítě v oblasti spoje. Zároveň dojde k vyhlazení sítě polygonů a tím bylo ve výsledku dosáhneme lepší drsnosti na povrchu.

Po zvolení hranic kruhu a modelu došlo k jejich spojení příkazem *Bridge* z nabídky *Edit Polygons* (viz obr. 2.6). Pro ideální spoj, aby rozložení polygonů ve spoji bylo rovnoměrné, je třeba mít na obou hranicích stejný počet polygonů. Toho lze na hranicích modelu a kruhu jen obtížně dosáhnout, proto je v oblasti spoje rozložení polygonů značně nepravidelné, to ale neovlivňuje další práci s modelem.



Obr. 2.6 Model protézy spojený s kruhem.

Posledním krokem bylo rozdělení modelu na dvě skupiny polygonů. To bylo provedeno přiřazením různých materiálových ID [Material IDs] pro každou skupinu. Tyto ID odpovídají pořadí materiálů v materiálovém editoru a při přiřazení materiálu polygony převezmou jeho ID. Pro skupinu polygonů na vrchní části modelu (viz obr. 2.7), která bude probarvena bitmapou, bylo zvoleno ID 1 a pro invertovaný výběr ID 2. To bylo provedeno v nabídce *Polygon: Material IDs* potvrzením požadované hodnoty v kolonce *Set ID*.

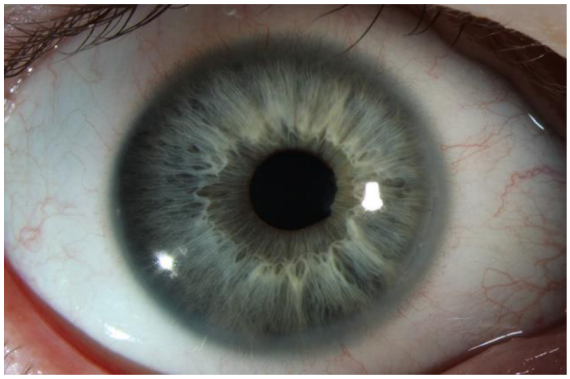


Obr. 2.7 Výběr polygonů s ID 1.

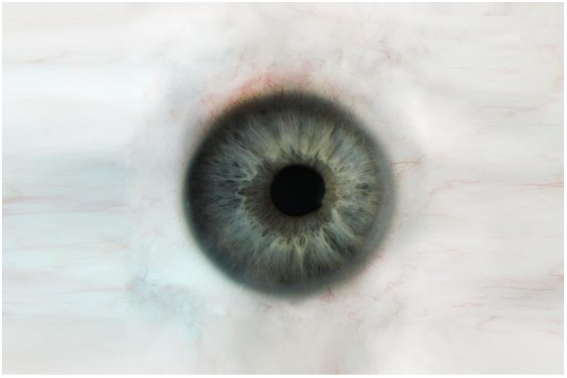
2.2.2 Aplikace textury na jádro protézy

Na vytvoření textury modelu byla použita fotografie (viz obr. 2.8), která byla následně upravena. Tato fotografie (viz obr. 2.8) byla pořízena štěrbinovou lampou HAAG-STREIT BX 900 na Oční klinice ve Fakultní nemocnici Brno.

První úpravou bylo odstranění odlesků a řasy oblasti duhovky. Následovala další úprava v oblasti očních víček, a to kompletní nahrazení barvami bělma a rozšíření této oblasti. Výsledkem byl obrázek ve formátu TIFF, který byl použit jako základ pro texturu (viz obr. 2.9).



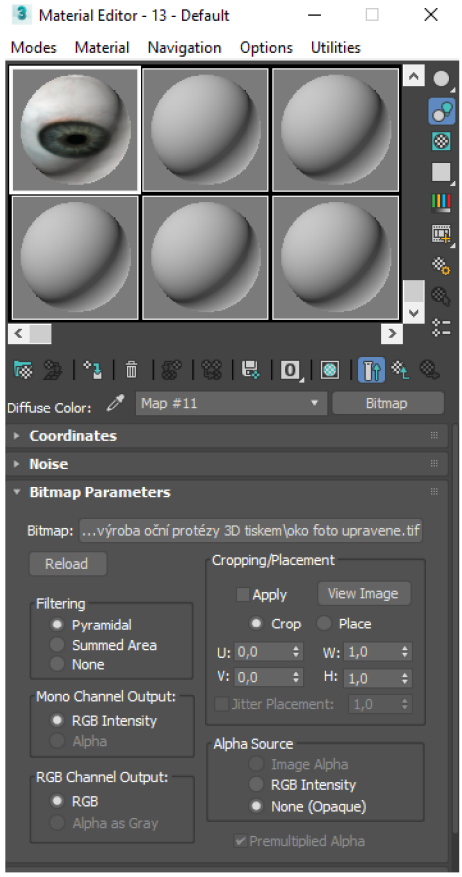
Obr. 2.8 Původní fotografie oka.



Obr. 2.9 Detail finální upravené fotografie.

Obrázek 2.9 byl aplikován na skupinu polygonů s ID 1 pomocí materiálového editoru [Compact Material Editor], který se nachází v hlavní nabídce v záložce

Rendering. Zde byl vytvořen nový materiál, kde byl vybrán obrázek 2. jako bitmapa pro *Diffuse Color* (viz obr. 2.10). Aplikací tohoto materiálu na skupinu polygonů příkazem *Assign Material to Selection* byla probarvena vrchní část modelu protézy. Aby bylo možné texturu materiálu na modelu pozorovat, je nutné mít zvolenou jeho viditelnost. Ta se spustí z hlavní nabídky *Views*, kde je třeba pod záložkou *Show Materials in Viewport As* zvolit *Realistic Materials with Maps*.

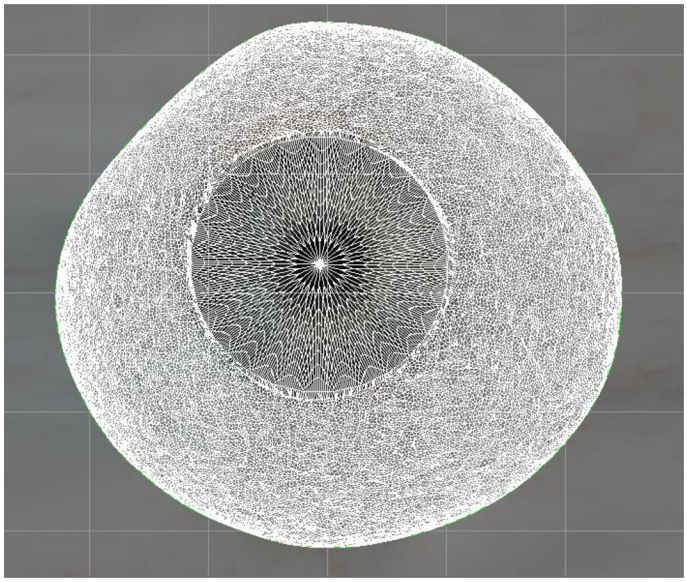


Obr. 2.10 Materiálový editor.

Pro dosažení požadovaného rozložení textury na povrchu modelu bylo použito UV mapování. Se zvolenou skupinou polygonů s ID 1 byl spuštěn modifikátor *Unwrap UVW*. *„Mapovací souřadnice U a V určují směr, ve kterém bude textura zarovnána s modelem. Jde o analogii objektových souřadnic X, Y, avšak pro materiály (UVW odpovídá XYZ)“* [12] .Pro potřebnou úpravu rozložení textury, zejména v oblasti určené pro duhovku, je postačující rovinná mapa [Planar Map].

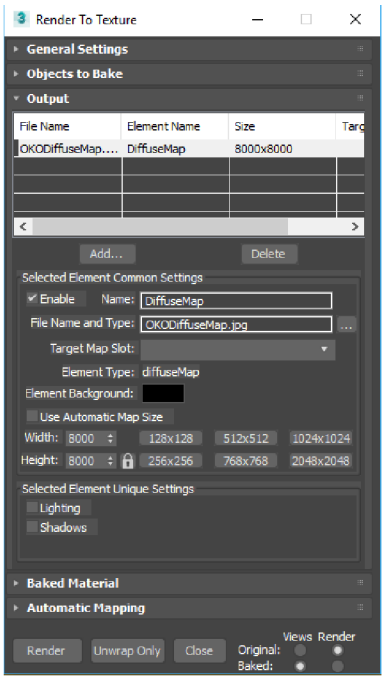
V nabídce *Edit UVs* byl spuštěn *UV Editor* a vypnuta funkce *Display quick planar map*. V editoru byla vypnuta ve výchozím nastavení funkce převzetí poměru bitmapy a jeho aplikování na UV mapu. Tím se předejde problémům v případě, že použitá bitmapa nemá čtvercové rozměry. Vhodné je také spustit zobrazení mřížky.

Jako pozadí editoru byla příkazem *Pick texture* zvolena požadovaná bitmapa. Zpět ve funkci *Unwrap UVW* a nabídce *Edit UVs* byl spuštěn příkaz *Quick planar map*, čímž se v editoru zobrazila UV mapa. Její velikost byla upravena příkazem *Scale Selected Subobjects* a její poloha upravena příkazem *Move Selected Subobjects* tak, aby část mapy, reprezentující kruhovou plochu, byla umístěna na oblasti duhovky v bitmapě (viz obr. 2.11). Vzniklá UV mapa byla uložena, *UV Editor* zavřen a opět příkazem *Convert to Editable Poly* byly uloženy provedené změny.



Obr. 2.11 Detail UV mapy v editoru.

Pro tisk modelu bylo třeba vytvořit texturu ve formátu JPG. To bylo provedeno nástrojem *Render to Texture* (viz. obr. 2.12), který se nachází v hlavní nabídce pod záložkou *Rendering*. V nabídce *General Settings* byla v části *Output* zvolena cílová složka a v části *Render settings* bylo otevřeno nastavení. V nastavení ve výběru *Renderer* byl zvolen *Scanline Renderer* a to zejména z důvodu rychlosti renderování.



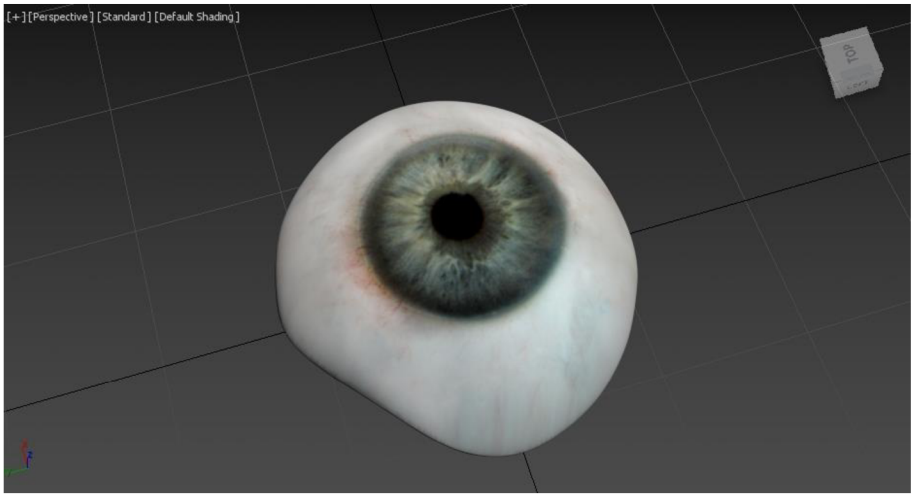
Obr 2.12 nástroj *Render to Texture*.

Zpět v nástroji *Render to Texture* v nabídce Objects to Bake v části *Object and Output Settings* byl zvolen model. V další nabídce *Output* byl tlačítkem *Add* přidán prvek *DiffuseMap*. Poté byl také vybrán typ, název a rozlišení textury, které bylo zvoleno stejné jako u původního bitmapu.

Před samotným renderováním byl použit příkaz *Unwrap Only*, aby se textura vytvořila jen pro oblast, kde proběhlo UV Mapování. Poté proběhlo samotné renderování příkazem *Render*. Výsledkem byla textura ve formátu potřebném pro tisk. (viz. obr. 2.13).

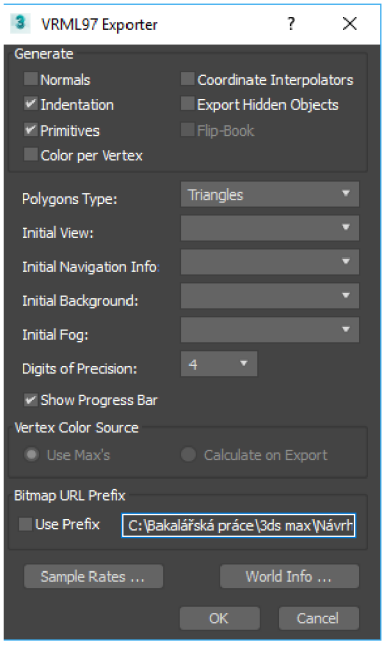
Obr. 2.13 Detail vytvořené textury.

Pro aplikování textury na model byl vytvořen nový materiál v editoru materiálů, který byl použit na skupinu polygonů s ID 1 a nahradil tak původní materiál. Na invertovanou skupinu polygonů na spodní straně modelu byl použit materiál ze základní sady s tím, že pro *Diffuse Color* byla zvolena vhodná barva z textury. Výsledkem celé úpravy byl probarvený model jádra protézy vhodný k exportu pro tisk (viz obr. 2.14).



Obr. 2.14 Finální podoba modelu jádra protézy.

Výsledný model byl exportován do formátu VRML97. Nastavení exportu je vidět na obr. 2.15, do kolonky *Bitmap URL Prefix* je nutné zapsat adresu složky, ve které se nachází textura.



Obr. 2.15 Export modelu.

2.3 Tisk jádra prototypu protézy

Tisk prototypu probíhal ve firmě MCAE Systems, s.r.o. na tiskárně Stratasys J750, která využívá technologii PolyJet. Tato tiskárna je jedním z nejmodernějších nástrojů pro Rapid Prototyping a dokáže vytvořit plně probarvený model. Díky těmto vlastnostem je ideální pro tisk takto barevně náročného prototypu.

Model ve formátu VRML97 byl otevřen v programu GrabCAD Print, kde byla již jen upravena jeho poloha pro potřeby tisku a software doplnil potřebný podpůrný materiál. Pro tisk byl zvolen režim tisku s nejvyšší kvalitou, kdy je výška vrstvy 14 µm a je možné využít všech 6 materiálů. Parametry tisku při daném režimu jsou uvedeny v tab. 2.2.

Tab. 2.2 Parametry tisku.

doba tisku	1 hodina 22 minut
váha stavebního materiálu	14 gramů
váha podpůrného materiálu	9 gramů

Po proběhnutí tisku byl z výtisků odstraněn podpůrný materiál za a tím vzniklo jádro samotného prototypu (viz. obr. 2.16).

Obr. 2.16 Vytisknuté jádro prototypu po odstranění podpor.

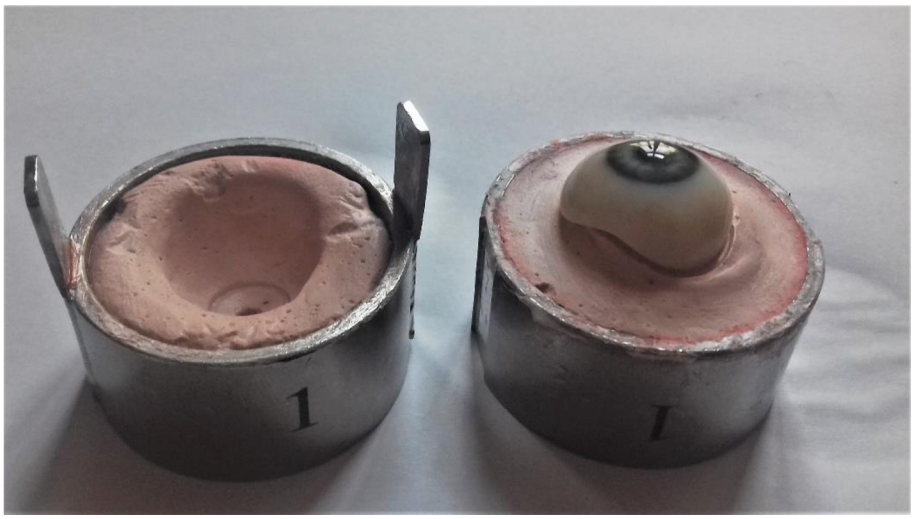
2.4 Aplikace vrstvy PMMA na jádro protézy

Aby bylo dosaženo zdravotní nezávadnosti výsledného prototypu, bylo třeba aplikovat biokompatibilní vrstvu na povrch protézy. K tomuto účelu byl zvolen podobný postup jako u ruční výroby, a to zalití tenkou vrstvou čirého PMMA. Vzhledem k potřebnému vybavení, tento proces probíhal v laboratoři u p. Klíčníkové, která se zabývá výrobou akrylátové protézy.

Pro dosažení lepšího estetického efektu bylo na povrch jádra umístěno dodatečné žilkování. Původní protéza, která byla použita pro skenování, byla použita i pro výrobu formy (viz obr. 2.17) na odlití PMMA. Ta byla po vytvrzení mírně upravena, aby více vyhovovala vytisknutému jádru.

První pokus o aplikaci byl neúspěšný, protože nastal problém s přilnutím akrylátu k povrchu jádra a docházelo k jeho odlupování. Před druhým pokusem byl tedy povrch jádra zbroušen, znovu bylo umístěno žilkování a proběhlo úspěšné zalití do akrylátu. Výsledný povrch byl následovně vyleštěn a tím byly završeny úpravy prototypu (viz obr. 2.18). Celý proces trval necelé 4 hodiny.

Z důvodu časové náročnosti a obtížnosti celého procesu aplikace PMMA byl tento postup vyzkoušen jen na přední straně protézy, což je pro demonstraci výsledku dostačující.



Obr. 2.17 Forma na odlití PMMA s prototypem po povrchové úpravě.

Obr. 2.17 Prototyp po povrchové úpravě.

3 POUŽITÉ TECHNOLOGIE

Pro vytvoření modelu jádra protézy bylo zapotřebí využít několik speciálních přístrojů, jejichž popis se nachází v této kapitole.

3.1 Skener ATOS Compact Scan

Skener ATOS Compact Scan patří do skupiny bezkontaktních skenerů a funguje na principu optické digitalizace a je určen pro 3D měření a inspekci. Využití bezkontaktních skenerů je vhodné zejména u objektů, u kterých by při použití kontaktní metody mohlo dojít k poškození. Na povrch objektu, který je určen k digitalizování jsou postupně promítány proužky světla. Ty snímají dvě CCD kamery (viz obr. 3.1) z různých úhlů [10, 13].

Píška [2009] popisuje princip funkce systému ATOS následovně: „*Pro vytvoření mraku bodů se používá tzv. triangulační metoda a digitální image processing, který umožňuje nezávisle na sobě vypočítat 3D souřadnice bodů pro každý pixel CCD kamer. Pomocí značek (referenčních bodů), které jsou umístěny na snímané součásti dojde k její digitalizaci v několika snímcích. Systém vypočte pozici měřících senzorů a změřené hodnoty transformuje do souřadnicového systému snímané součásti.*“

Obr. 3.1 Skener ATOS Compact Scan [14].

Tento skener také nabízí několik měřících rozsahů, které závisí na vybraném seskupení projektoru a snímacích kamer. Měřící objem, ve kterém je možné objekt skenovat, je určen měřícím rozsahem [11].

Jeho výhodu je pak univerzálnost, lze s ním měřit jak velice malé objekty, tak i objekty o velikosti až desítek metrů. Dále je pak přenosný a skenování není závislé na okolních světelných podmínkách [13].

3.2 Štěrbinová lampa HAAG-STREIT BX 900

Pro získání co nejkvalitnější fotografie pro vytvoření textury protézy bylo třeba využít specializované vybavení. Štěrbinové lampy umožňují pozorování předního segmentu oka, a to zejména rohovky, duhovky a čočky. Na model BX 900 od firmy Haag-Streit lze navíc připojit digitální fotoaparát.

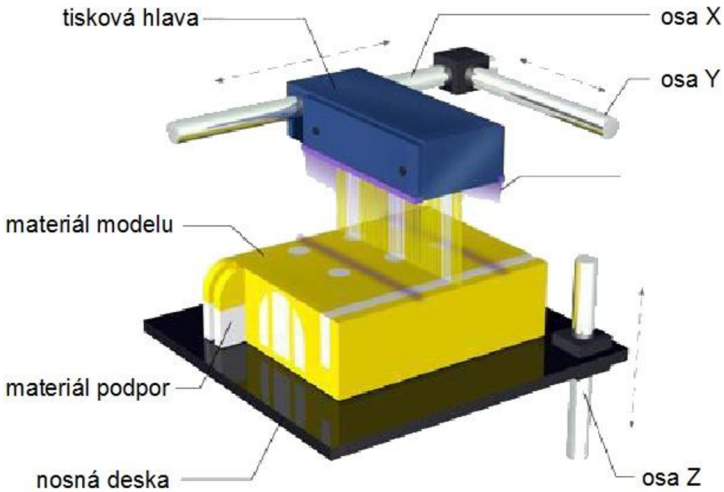
Tento přístroj lze přímo připojit k počítači, a tak je možné pacientovy na monitoru přímo vysvětlit diagnózu, nebo ji konzultovat. Stejně tak lze uchovávat záznamy a tím i postup onemocnění [15].

Obr. 3. Štěrbinová lampa HAAG-STREIT BX 900 [16].

3.3 Tiskárna Stratasys J750

Tiskárna Stratasys J750 je čtvrtou generací tiskáren využívajících technologii PolyJet. Byla představena v na začátku roku 2016 a je produktem společnosti Stratasys, Ltd. Ta vznikla spojením Stratasys, Inc. a Objet Ltd. v roce 2012.

Technologii PolyJet (viz obr 3.) vyvinula společnost Objet a řadí se mezi metody Rapid Prototyping. Tato technologie umožňuje rychlou a velice přesnou výrobu. Umožňuje také využití více materiálů [1].



Obr. 3. PolyJet technologie [17].

Tisková hlava, označována také trysková hlava [Jetting Head], která obsahuje vysoký počet trysek, se pohybuje v ose X a Y a nosná deska v ose Z. Trysky nanesou tenkou vrstvu fotopolymeru, která je okamžitě vytvrzena UV lampou. Poté se osa Z posune o výšku jedné vrstvy směrem dolů. Na již vytvrzený materiál se nanese další vrstva a celý proces se opakuje, dokud není objekt hotový. Zároveň se stavebním

materiálem modelu je nanášen i podpůrný materiál, který je po dokončení možné odstranit ručně, nebo za použití vodní trysky.

Tiskárna Stratasys J750 dokáže kombinovat až 6 různých materiálů, má čtyřikrát více trysek než předchozí PolyJet systémy a dosahuje přesnosti 20 až 85 mikrometrů pro objekty s velikostí do 50 mm [13, 18].

Tisk je možné provádět ve třech režimech [18]:

- vysoká rychlost: až 3 základní pryskyřice, vrstva 27 μm,
- vysoká kvalita: až 6 základních pryskyřic, vrstva 14 μm,
- vysoká rychlost i kvalita: až 6 základních pryskyřic, vrstva 27 μm.

Ve slotech pro materiály je možné umístit fotopolymery pro vytvoření barevného modelu CMYK (azurová – *Cyen*, purpurová – *Magenta*, žlutá – *Yellow* a černá - *Key*) a do dvou zbývajících míst bílý a transparentní. Díky jejich kombinaci je tiskárna schopná vytvořit více než 360 000 odstínů barev. Dále je možné kombinovat i materiály o různých pružnostech. Dostupné jsou také biokompatibilní materiály, které se využívají např. v oblasti dentálních náhrad.

Tiskárna má zásobník pro materiály, kde je umístěn větší počet náplní, díky tomu není třeba pro tisky s různými kombinacemi zavádět nové. Tím je dosaženo značné časové úspory [13, 18, 19].

4 DISKUZE

V této kapitole je popsáno celkové zhodnocení vytvořeného prototypu protézy a popsány problematické kroky ke kterým během výroby došlo. Dále pak obsahuje návrhový postup na vylepšení procesu výroby. Na závěr je popsáno ekonomické porovnání stávající výroby a testované metody využívající 3D tisku.

4.1 Zhodnocení vytvořené protézy a provedených operací

Příprava protézy na skenování byla vzhledem k jejím rozměrům a tvaru náročná na umístění referenčních bodů a úpravu povrchu. Vytvořením vhodného přípravku na zajištění protézy během skenování lze ale tuto operaci značně zefektivnit. Při samotném skenování protézy nedošlo k výrazným komplikacím.

Vytvoření plochy pro duhovku na modelu získaném ze skenování, které probíhalo v programu 3ds Max 2017, bylo značně komplikované a časově náročné. Stejně tak umístění a orientace plochy, tak aby vznikl přirozený směr pohledu, lze tímto způsobem jen obtížně realizovat. Proto by bylo vhodnější pro další výrobu použít při skenování polotovar z ruční výroby, který již má plochu pro duhovku a tu využít jako odrazový můstek pro další úpravy.

Výtisk jádra protézy, zejména pak oblast duhovky, prokazuje vhodnost využití 3D tisku pro výrobu estetických očních protéz a jeho velký potenciál v této oblasti. Duhovka je velice věrohodná, odpovídá použité fotografii a vytváří tak přirozený vzhled.

Žilkování v oblasti spojivek, které je na vyexportovaném modelu (viz obr. 2.14) vidět, bylo však pro tisk příliš detailní. Proto by bylo vhodné vyzkoušet další tisk s výraznější texturou. V takovém případě by textura byla rozdělena do několika oblastí. Tím by zároveň byla snížena náročnost na úpravu pořízené fotografie, ze které by byla použita jen upravená oblast duhovky, zatímco pro žilkování by byly vytvořeny sady textur.

Obzvláště problematickým krokem byla aplikace akrylátu. I přes to, že byla tato operace provedena úspěšně, jsou výsledky této metody finální úpravy značně nejisté. A to z důvodu citlivosti použitých fotopolymerů na vyšší teploty, doporučené teplota se pohybuje mezi 45 a 50ºC. Teplota nastávající během zalévání do PMMA je 120ºC, a tak při této operaci hrozí deformování tvaru. Další nevýhodou je časová náročnost na výrobu formy a samotné zalití. Je tedy vhodné použít jinou metodu pro dosažení zdravotní nezávadnosti povrchu [20] [7].

4.2 Návrh budoucího postupu na výrobu protéz na míru 3D tiskem

Navrhovaný postup pro zavedení budoucí výroby protéz za použití metod 3D tisku je následující.

Prvním krokem by bylo naskenování sady modelů polotovarů z ruční výroby. Tyto polotovary mají rovnou plochu v oblasti umístění duhovky, stejně jako je tomu u jádra prototypu na obr. 2.6. Díky této ploše by bylo snazší jak skenování, tak i samotná úprava a následné probarvení v příslušném programu.

K této sadě modelů lze jednoduše vytvořit rohovku o rozměrech odpovídajících průměru duhovky. Ta by byla umístěna na příslušnou oblast a tím by vznikl výsledný tvar protézy. Z tvaru tomuto lze potom jednoduchou úpravou, přidáním tenké vrstvy kolem celého objemu, vytvořit nový objekt, který by se stal obalem pro jádro protézy. Tento obal by byl v tisku vytvořen z transparentního biokompatibilního materiálu, který

je již nyní na trhu dostupný. Stejně tak je dostupný i bílý materiál ze kterého lze vytvořit většinu jádra. Tím by měla být zajištěna zdravotní nezávadnost protézy.

Protézy skládající se z jádra a odpovídajícího obalu by byly vytisknuty a po odstranění podpor by pak jen prošly povrchovou úpravou. Takto by byla vytvořena základní sada protéz.

Z této sady by si pacient, podobně jako je tomu u výroby skleněných protéz, vybral vyhovující tvar.

Pro snazší výběr vhodného místa pro duhovku, by byla vytvořená sada vzorových protéz navíc opatřena na povrchu jádra texturou se souřadným systémem. V souřadném systému by pak bylo snadné označit umístění středu duhovky. Při setkání s pacientem by také byla změřena velikost duhovky a proběhlo by vyfocení duhovky.

V programu by následně na jádru, které přísluší k protéze vybrané pacientem, proběhla úprava umístění plochy pro duhovku a po probarvení vytvořenými texturami by byl dotvořen obal stejně jako u základní sady protéz.

Výhodou takovýchto protéz by byly zejména nízké náklady na výrobu a rychlost výroby. Tvar výsledné protézy, mimo oblast duhovky, by se naprosto shodoval s vzorovým modelem. Tím by bylo zajištěno, že bude protéza pacientovy vyhovovat.

Další výhodou by bylo, že každý 3D model protézy je možné uložit a tím by byla vytvořena databáze pacientů. Po skončení životnosti by tedy nebylo potřeba celý postup opakovat. Proběhl by jen tisk a úprava povrchu protézy, kterou by bylo možné pacientovi zaslat.

Výše uvedený postup je již nyní technicky proveditelný, avšak je ho třeba otestovat. Stejně tak je třeba vyzkoušet barevnou stálost a odolnost materiálu vůči vlivům prostředí v očním důlku, čímž by byla stanovena životnost takovéto protézy.

4.3 Ekonomické zhodnocení prototypu

Celkové náklady na výrobu jádra byly vypočítány podle vztahu (4.1) na základě sazby 500 Kč za hodinu, ceny stavebního materiálu 8 Kč za 1 gram, ceny podpůrného materiálu 5 Kč za 1 gram a hodnot z tabulky 2.2 [20].

$$C_j = \mathrm{T_h} * \mathrm{t} + \mathrm{C_{sm}} * \mathrm{m_{sm}} + \mathrm{C_{pm}} * \mathrm{m_{pm}} \tag{4.1}$$

kde:	T_h	[Kč/hod]	-	sazba za hodinu tisku,
	t	[hod]	-	doba tisku,
	C_{sm}	[Kč/g]	-	cena 1 gramu stavebního materiálu,
	m_{sm}	[g]	-	hmotnost stavebního materiálu,
	C_{pm}	[Kč/g]	-	cena 1 gramu podpůrného materiálu,
	M_{pm}	[g]	-	hmotnost podpůrného materiálu,
	C_j	[Kč]	-	finanční náklady na výrobu jádra prototypu.

$$C_j = 500 * 1{,}37 + 8 * 14 + 5 * 9 = 842\ Kč$$

Z výpočtu výsledné částky vyplývá, že více jak 80 % finančních nákladů na výrobu představuje provoz tiskárny. Nutno však podotknout, že při výrobě více kusů se sazba za tisk snižuje.

Náklady na aplikaci PMMA vrstvy a výrobu formy byly vyčísleny na 1800 Kč [7]. Tyto finanční náklady jsou dalším důvodem proč se této metodě vyhnout.

Celkové náklady na výrobu prototypu tedy byly vypočítány podle vztahu (4.2).

$$C = C_j + C_{ap} \tag{4.2}$$

kde:	C	[Kč]	-	cena výroby prototypu,
	C_j	[Kč]	-	finanční náklady na výrobu jádra prototypu,
	C_{ap}	[Kč]	-	finanční náklady na aplikaci PMMA.

$$C = 842 + 1800 = 2642\ Kč$$

Cena jedné skleněné protézy v České Republice se pohybuje okolo 2000 Kč u akrylátových protéz je cena přibližně 2900 Kč. Zajímavější je ovšem situace v zahraničí, například ve Velké Británii ceny protéz ruční výroby dosahují až 3000£ (přibližně 90 000 Kč). Zde také vznikl ve spolupráci Fripp Design and Research a Manchester Metropolitan University v roce 2013 projekt zabývající se 3D tiskem očních protéz ve větším počtu. Cena jimi navržené protézy se pohybuje kolem 100£ (přibližně 3000 Kč). Avšak nešlo o protézy, které by byly vyrobeny kusově na míru pro pacienty, ale spíše náhrady na úrovni skladových protéz [7, 21, 22].

Finanční náklady na výrobu prototypu tedy dosahují podobné částky jako protézy ruční výroby v České Republice. Avšak při využití navrhované metody za použití biokompatibilního materiálu lze dosáhnout výrazného snížení ceny.

Navrhovaná protéza bude mít odlišnou hmotnost oproti vytištěnému jádru z důvodu většího objemu a rozdílné hustoty biokompatibilního materiálu. Ale vzhledem k nízké hmotnosti protézy tvoří cena materiálu jen malou část výsledných finančních nákladů.

Budeme proto pro výpočet přibližné ceny vyházet z hodnot v tabulce 2.2. Cena transparentního biokompatibilního materiálu je 8,50 Kč za 1 gram (1160 € za 3,6 kg) a cena bílého biokompatibilního materiálu je 8,10 Kč za 1 gram (1105 € za 3,6 kg). Přibližné náklady na tisk byly vypočítány podle vztahu (4.3) Kdy počítáme s tím, že transparentní materiál tvoří 30 % protézy [20].

$$C_{bp} = T_h * t + C_{bm} * m_{bm} + C_{tm} * m_{tm} + C_{pm} * m_{pm} \tag{4.3}$$

kde:	T_h	[Kč/hod]	-	sazba za hodinu tisku,
	t	[hod]	-	doba tisku,
	C_{bm}	[Kč/g]	-	cena 1 gramu bílého biokompatibilního materiálu,
	M_{bm}	[g]	-	hmotnost bílého materiálu,
	C_{tm}	[Kč/g]	-	cena 1 gramu transparentního biokompatibilního materiálu,
	M_{tm}	[g]	-	hmotnost transparentního materiálu,
	C_{bpm}	[Kč/g]	-	cena 1 gramu podpůrného materiálu,
	m_{pm}	[g]	-	hmotnost podpůrného materiálu,
	C_{bp}	[Kč]	-	přibližné finanční náklady na biokompatibilní protézu.

$$C_j = 500 * 1{,}37 + 8{,}1 * 9{,}8 + 8{,}5 * 4{,}2 + 5 * 9 = 845\ Kč$$

K této teoretické částce by bylo třeba přičíst cenu úpravy povrchu a případnou delší dobu tisku. I tak je ale patrné, že výsledná cena protézy dosahuje nižších hodnot než u ruční výroby.

ZÁVĚR

Hlavním cílem této bakalářské práce je návrh prototypu estetické oční protézy na základě 3D modelu získaného skenováním akrylátové protézy a jeho výroba za použití technologie PolyJet.

Teoretickou část práce tvoří popis a rozdělení očních protéz, spolu se současným postupem výroby skleněných a akrylátových protéz.

V následují praktické části je popsán postup, kterým byl prototyp vyroben. Je zde uvedeno skenování akrylátové protézy a vytvoření 3D modelu, vytvoření a probarvení jádra prototypu v programu 3ds Max 2017, tisk jádra prototypu na tiskárně Stratasys J750 a nakonec povrchová úprava zalitím do akrylátu.

V části zabývající se využitou technologii jsou uvedeny přístroje, které byly potřeba pro vytvoření prototypu protézy, a základní popis jejich technologie a funkce.

Diskuze je pak věnována vyhodnocení prototypu a problematickým krokům, ke kterým během řešení práce došlo. Obsahuje také návrhy na vylepšení výroby prototypu, návrh na budoucí postup výroby protéz na míru za využití 3D tisku a porovnání se současnou výrobou z hlediska ekonomiky.

Všechny cíle bakalářské práce byly splněny.

SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ

[1] WOHLERS, Terry T., Wohlers ASSOCIATES, R. Ian CAMPBELL a Tim CAFFREY. *Wohlers Report 2016: 3D Printing and Additive Manufacturing State of the Industry : Annual Worldwide Progress Report*. 1. vyd. Fort Collins: Wohlers Associates, 2016. ISBN 978-0-9913332-2-6.

[2] SAJJAD, Arbaz. *Ocular Prosthesis: A Simulation of Human Anatomy: A Literature Review* [online]. b.r. [cit. 21.05.2017]. Dostupné z: http://www.cureus.com/articles/1356-ocular-prosthesis---a-simulation-of-human-anatomy-a-literature-review#.VDWBO_l_u2B

[3] WALDHEGEROVÁ, Lucie. Oční protézy. *Česká oční optika*. 2006, **47**(2), 44-46.

[4] PINE, Keith R., Brian H. SLOAN a Robert J. JACOBS. *Clinical Ocular Prosthetics* [online]. Cham: Springer International Publishing, 2015 [cit. 2017-05-01]. ISBN ISBN 978-3-319-19057-0. Dostupné z: http://www.springer.com/it/book/9783319190563

[5] *ASPRION AUGENPROTHETIK: Nejstarší rakouský institut založen 1925* [online]. b.r. [cit. 2017-05-21]. Dostupné z: http://www.asprion.at/ocni_protezy/

[6] Foto. *Výroba očních protéz Petr Adamovský: http://www.ocniprotezy-sklo.cz/* [online]. b.r. [cit. 2017-05-22]. Dostupné z: http://www.ocniprotezy-sklo.cz/ukazky-protez/

[7] KLÍČNÍKOVÁ, Jítka. *Cena akrylátové protézy*. [osobní konzultace]. Brno, 22.05.2017

[8] Oční protézy: Návody k použití. *Oční protézy* [online]. b.r. [cit. 2017-03-22]. Dostupné z: http://ocniprotezy.cz/navody-k-pouziti

[9] The Difference Between a Stock and Custom Prosthetic Eye. *Ocularpro* [online]. 2015 [cit. 2017-03-25]. Dostupné z: http://ocularpro.com/the-difference-between-a-stock-and-custom-prosthetic-eye/

[10] PÍŠKA, M. *Speciální technologie obrábění*. Vyd. 1. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 2009. ISBN 978-80-214-4025-8.

[11] *Skenování s 3D skenerem* [online]. Brno, b.r. [cit. 2017-03-12]. Dostupné z: http://www.iae.fme.vutbr.cz/userfiles/ramik/files/Studium/Podklady%20ke%20studiu/3D%20skenov%C3%A1n%C3%AD/E-learning-Skenovani%203D%20skenerem.pdf

[12] KŘÍŽ, Jan. *Mistrovství v 3ds Max*. Brno: Computer Press, a.s., 2010. ISBN 978-80-251-2464-2.

[13] *MCAE Systems, s.r.o.* [online]. Kuřim: MCAE Systems, b.r. [cit. 2017-05-26]. Dostupné z: http://www.mcae.cz/cs/uvod/

[14] Program připravovaných akcí. *Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky FSI VUT v Brně* [online]. Brno, 2008 [cit. 2017-05-24]. Dostupné z: http://www.umt.fme.vutbr.cz/RPM/?q=program-pripravovanych-akci

[15] ŠTĚRBINOVÁ LAMPA HS BX. *CMI* [online]. b.r. [cit. 2017-05-24]. Dostupné z: http://www.cmi.sk/sk/oftamologia/diagnostika/zobrazovacie-systemy/foto-sl/strbinova-lampa-hs-bx

[16] Haag-Streit BX 900 LED Package Slit Lamp. *Veatch Ophthalmic Instruments* [online]. b.r. [cit. 2017-05-24]. Dostupné z: http://www.veatchinstruments.com/Haag-Streit-BX-900-LED-Package-Slit-Lamp

[17] 3DAddFab - Powered by Objet Polyjet Technology. *3DAddFab* [online]. b.r. [cit. 2017-05-24]. Dostupné z: http://www.3daddfab.com/technology/

[18] *Stratasys* [online]. Eden Prairie: Stratasys, 2017 [cit. 2017-05-24]. Dostupné z: http://www.stratasys.com/

[19] *Design With Brilliance* [online]. Stratasys, 2016 [cit. 2017-05-24]. Dostupné z: http://www.stratasys.com/landing/stratasys_j750_ebook

[20] MCAE SYSTEMS, S.R.O, . *Konzultace materiálu*. [osobní konzultace]. Kuřim, 18.05.2017

[21] 3D printing "can produce up to 150 prosthetic eyes per hour". *Dezeen* [online]. Dezeen, 2013 [cit. 2017-05-25]. Dostupné z: https://www.dezeen.com/2013/11/26/3d-printed-prosthetic-eyes/

[22] ADAMOVSKÝ, Petr. *Cena skleněné oční protézy*. [telefonická konzultace]. Brno, 23.05.2017

SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK

Zkratka/Symbol	Jednotka	Popis
T_h	[Kč/hod]	Sazba za hodinu tisku
t	[hod]	Doba tisku
C_{sm}	[Kč/g]	Cena 1 gramu stavebního materiálu
m_{sm}	[g]	Hmotnost stavebního materiálu
C_{pm}	[Kč/g]	Cena 1 gramu podpůrného materiálu
M_{pm}	[g]	Hmotnost podpůrného materiálu
C_j	[Kč]	Finanční náklady na výrobu jádra prototypu
C	[Kč]	Cena výroby prototypu
C_{ap}	[Kč]	Finanční náklady na aplikaci PMMA
C_{bm}	[Kč/g]	Cena 1 gramu bílého biokompatibilního materiálu
M_{bm}	[g]	Hmotnost bílého materiálu
C_{tm}	[Kč/g]	Cena 1 gramu transparentního biokompatibilního materiálu
M_{tm}	[g]	Hmotnost transparentního materiálu
C_{bp}	[Kč]	Přibližné finanční náklady na biokompatibilní protézu

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1 Naskenovaný model protézy
Příloha 2 Model jádra protézy
Příloha 3 Textura pro jádro protézy