



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 REALIZACE VÝROBY KONSTRUKCE ZUBNÍ NÁHRADY

PROPOSAL AND IMPLEMENTATION OF PRODUCTION OF DENTAL PLATE CONSTRUCTION

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. Michal Dusbaba

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. Josef Sedlák, Ph.D.

BRNO 2016

Zadání diplomové práce

Ústav:	Ústav strojírenské technologie
Student:	Bc. Michal Dusbaba
Studijní program:	Strojní inženýrství
Studijní obor:	Strojírenská technologie
Vedoucí práce:	doc. Ing. Josef Sedlák, Ph.D.
Akademický rok:	2015/16

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

Návrh a realizace výroby konstrukce zubní náhrady

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

1. Úvod
2. Charakteristika a rozbor materiálů pro výrobu konstrukce zubní náhrady
3. 3D digitalizace a virtuální modelování zubní náhrady
4. Výroba konstrukce zubní náhrady pomocí pětiosého CNC stroje
5. Dokončovací operace
6. Diskuse
7. Závěr

Cíle diplomové práce:

Cílem diplomové práce bude charakteristika a rozbor kvality z hlediska vlastností použitých materiálů pro výrobu konstrukce zubní náhrady. Součástí práce bude 3D digitalizace otisku zubů v místě zhotovované zubní náhrady a následné virtuální modelování chybějícího zubu v CAD aplikaci. Výroba konstrukce zubní náhrady bude realizována pomocí pětiosého CNC stroje. Na zhotovenou konstrukci zubní náhrady bude nanášena příslušná vrstva pro dentální použití určeného keramického materiálu. Takto zhotovená chybějící část chrupu bude následně aplikovaná na implantát pacientovi do ústní dutiny.

Seznam literatury:

PÍŠKA, M. a kolektiv. Speciální technologie obrábění. CERM 1. vyd. 246 s. 2009. ISBN 978-80-214-4025-8.

THOMPSON, S. A. An overview of nickel–titanium alloys used in dentistry. International Endodontic Journal, 33, 297–310, 2000.

ANDERSEN, P. J. 1.102 - Metals for Use in Medicine. In: Editor-in-Chief: Paul Ducheyne, Editor(s)-in-Chief, Comprehensive Biomaterials, Elsevier, Oxford, 2011, Pages 5-20, ISBN 9780080552941, 10.1016/B978-0-08-055294-1.00012-X. Accessible from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B978008055294100012X>.

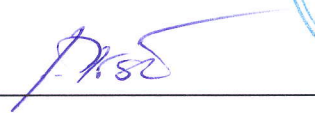
Dental Implants from Neoss. [Online]. Seen 2.11.2015. Accessible from: <http://www.neoss.com/patients/introduction/>.

AB SANDVIK COROMANT. Produktivní obrábění kovů. Sandvik Coromant, technické vyd. Švédsko: CMSE, 1997. 300 s. S-811 81 Sandviken, Švédsko.

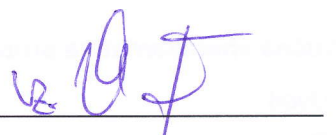
Termín odevzdání diplomové práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2015/16.

V Brně, dne 27. 11. 2015





prof. Ing. Miroslav Píška, CSc.
ředitel ústavu



doc. Ing. Jaroslav Katolický, Ph.D.
děkan

ABSTRAKT

Diplomová práce se zabývá návrhem konstrukce zubní náhrady s využitím CAD programu a následnou výrobou pomocí pětiosého obráběcího stroje. V teoretické části práce je uvedena charakteristika a rozbor materiálů pro výrobu konstrukcí zubních náhrad. Praktická část práce se mimo jiné zabývá digitalizací části ústní dutiny pacienta s použitím moderní technologie skenování intraorálním skenerem Trios. Získaná data sloužila pro návrh příslušné konstrukce zubní náhrady pomocí programu 3shape dental system – DentalDesigner 2015. Práce se dále zabývá výrobou konstrukce zubní náhrady pomocí pětiosého obráběcího stroje a dokončovacími operacemi, které vedly k finální podobě zubní náhrady. Práce je ukončena diskusí, která obsahuje souhrn výsledků z praktické části od samotného zavedení dentálního implantátu po aplikaci zhotovené konstrukce zubní náhrady do ústní dutiny pacienta.

Klíčová slova

Konstrukce zubní náhrady, titanová slitina, ZrO₂ TZP, dentální implantát, virtuální modelování, CNC výroba, 3D tisk.

ABSTRACT

This thesis deals with a CAD programmed construction design of dental prosthetics and its subsequent production by means of a five axis machine tool. In the theoretical part of the thesis one can find characteristics and analysis of materials designed for a production of dental prosthetics constructions. Among other things, the practical part of the thesis follows up digitization of a patient's oral cavity part with the use of Trios intraoral scanner representing the latest scanning technology. The obtained data created a basis for a design of the respective dental prosthetics construction using the shape dental system programme called DentalDesigner 2015. Furthermore, the paper deals with a production of a dental prosthetics construction by means of a five axis machine tool and pursues completion works which resulted in the prosthetics final shape. The paper is concluded with discussion comprising a summary of results acquired in the practical part beginning from dental implant introduction to insertion of the made prosthetics construction into the patient's oral cavity.

Key words

Dental plate construction, titanium alloy, ZrO₂ TZP, dental implant, virtual modeling, CNC manufacturing, 3D printing.

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

DUSBABA, Michal. *Návrh a realizace výroby konstrukce zubní náhrady*. Brno 2016. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav strojírenské technologie. 79 s. 4 přílohy. Vedoucí práce doc. Ing. Josef Sedlák, Ph.D.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci na téma **Návrh a realizace výroby konstrukce zubní náhrady** vypracoval samostatně s použitím odborné literatury a pramenů, uvedených na seznamu, který tvoří přílohu této práce.

26. 5. 2016

_____ Datum

----- Bc. Michal DUSBABA

PODĚKOVÁNÍ

Na tomto místě bych chtěl poděkovat doc. Ing. Josefu Sedlákoví, Ph.D. za cenné připomínky a rady při vypracování diplomové práce. Další poděkování patří panu MUDr. Martinu Blažkovi za profesionální zavedení dentálního implantátu, následnou péči a poskytnuté informace týkající se oboru dentální implantologie. Dále bych chtěl poděkovat firmě ZrO2 s.r.o a jejímu personálu za pomoc při výrobě konstrukce zubní náhrady pomocí pětiosého obráběcího CNC stroje a poskytnutí odborných informací. V neposlední řadě bych rád poděkoval panu Tomáši Skoupému a jeho personálu z akreditované zubní laboratoře Eurodent za pomoc při virtuálním modelování konstrukce zubní náhrady a provedení dokončovacích operací, které vedly k finální podobě zubní náhrady. Závěrem bych chtěl poděkovat mojí rodině za umožnění studia na vysoké škole a podporu během celého studia.

OBSAH

ABSTRAKT	4
PROHLÁŠENÍ.....	6
PODĚKOVÁNÍ	7
OBSAH.....	8
ÚVOD.....	10
1 CHARAKTERISTIKA A ROZBOR MATERIÁLŮ PRO VÝROBU KONSTRUKCE ZUBNÍ NÁHRADY	13
1.1 Rozbor materiálů z hlediska biokompatibility.....	13
1.1.1 Biotolerantní materiály	13
1.1.2 Bioinertní materiály	14
1.1.3 Bioaktivní materiály	15
1.2 Materiály pro výrobu dentálních implantátů	15
1.2.1 Titan a jeho slitiny	15
1.2.2 Oxid zirkoničitý (ZrO ₂) stabilizovaný Ytriem.....	20
1.3 Materiály pro výrobu konstrukcí zubních náhrad.....	21
1.3.1 Kobalt a jeho slitiny	24
2 3D DIGITALIZACE A VIRTUÁLNÍ MODELOVÁNÍ ZUBNÍ NÁHRADY.....	27
2.1 Technologie reverzního inženýrství.....	27
2.1.1 Digitalizace	28
2.1.2 Nástroje reverzního inženýrství	30
2.2 Obecné rozdělení 3D skenerů	31
2.2.1 Destruktivní skenery	32
2.2.2 Nedestruktivní skenery	32
2.2.3 Kontaktní skenery	32
2.2.4 Bezkontaktní skenery	33
2.2.5 Optické skenery	34
2.2.6 Laserové skenery	36
2.2.7 Ultrazvukové skenery	37
2.2.8 Rentgenové skenery	37
2.3 Digitalizace místa pro budoucí konstrukci zubní náhrady.....	38
2.3.1 Intraorální skener Trios firmy 3shape.....	38
2.3.2 Digitalizace ústní dutiny pacienta pomocí intraorálního skeneru Trios	39
2.4 Virtuální modelování konstrukce zubní náhrady a okolního místa	40
3 VÝROBA KONSTRUKCE ZUBNÍ NÁHRADY POMOCÍ PĚTIOSÉHO CNC STROJE	50

3.1	Obráběcí stroj.....	50
3.2	Použité frézovací nástroje pro zhotovení konstrukce zubní náhrady	51
3.3	Obrábění konstrukce zubní náhrady	52
3.4	Úprava konstrukce zubní náhrady po obráběcím procesu	55
4	DOKONČOVACÍ OPERACE	59
5	DISKUSE.....	65
5.1	Zhodnocení zavedení dentálního implantátu do dolní čelistní kosti pacienta	65
5.2	Zhodnocení virtuálního modelování konstrukce zubní náhrady.....	66
5.3	Zhodnocení výroby konstrukce zubní náhrady pomocí pětiosého CNC stroje	66
5.4	Zhodnocení dokončovacích operací pro finální podobu zubní náhrady.....	67
6	ZÁVĚR	69
	SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ	70
	SeZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK.....	75
	„ MALÝ LÉKAŘSKÝ SLOVNÍK “	77
	SEZNAM PŘÍLOH.....	79

ÚVOD

Technický pokrok v dnešní době je doménou nejen v oblasti strojírenského oboru, ale také v zubním lékařství - stomatologii. V posledních desetiletích vzrůstá zájem dnešní populace o částečnou či celkovou výměnu poškozených nebo chybějících zubů. Důsledkem bývají především poškozené zuby zubním kazem kvůli špatné dentální hygieně vyvolávající značné poškození zubní dřevě (vznik *pulpitidy*) a zubního kořene (vznik *apikální periodontitidy*), které dohromady vyvolávají vznik *osteomyelitidy* (následná *parodontitida*). Další příčinou chybějících zubů jsou např. vyražené jednotlivé zuby během vykonávání sportovních aktivit, při úrazech či chybějící zuby z ostatních důvodů. Z archeologických nálezů jsou známé poznatky z dob starověku, kdy bylo snahou nahrazení jednotlivých zubů primitivními částmi skeletů z mušlí, zlatých jehel či zubů ze slonoviny. K dalším pokusům nahrazení chybějících zubů pomocí ocelových či neželezných materiálů, tvarů podobných dnešním moderním implantátům docházelo i během 20. století [1].

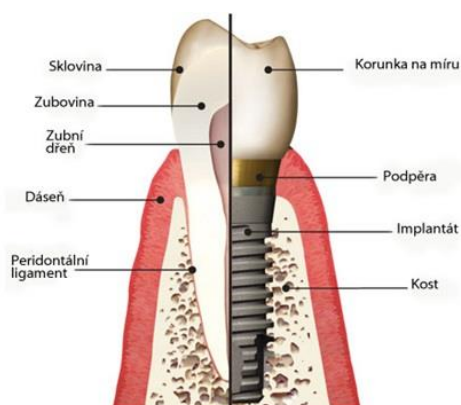
Tato fakta a potřeby pacientů napomohly k rozvoji nových trendů stomatologie a to především v oblasti dentální implantologie. Dentální implantologie je vědní obor zabývající se zaváděním *aloplastických* materiálů na povrch nebo do čelistní kosti, následnou *oseointegrací* a v neposlední řadě výrobou fixních či sňímatelných konstrukcí zubních náhrad. Dentální implantát představuje v podstatě „umělý kořen“, který je až na výjimečné případy chirurgicky zaveden do čelistní kosti horní nebo dolní, na místo chybějícího zubu respektive skupiny zubů. Před zahájením implantace je do plánovaného místa zavedena injekce s anestetikem. Během chirurgického zákroku je v místě implantace odhalena dáseň a několika různými vrtacími nástroji předvrtán otvor, do kterého je pomocí momentového klíče našroubován implantát a následně je místo ošetřeno jemným stehem. Na obr. 1 je možné vidět všechny potřebné nástroje v jedné chirurgické kazetě pro zavedení dentálního implantátu [1].





Obr. 2 Rozdělení nitrokostních implantátů [3].

Nejběžnější a nejpoužívanější mezi dentálními implantology jsou šroubové implantáty. Tyto implantáty je možné rozdělit do několika skupin, odlišujících se různým průměrem i délkou, jejichž volbu určuje dentální implantolog podle tvaru a objemu čelistní kosti pacienta. Na obr. 3 je znázorněna situace výměny zubu za šroubový implantát, na který je našroubována podpora včetně korunky v řezu.



Obr. 3 Výměna zubu za šroubový implantát – řez [4].

Po vhojovací fázi nastává malý chirurgický zákrok, kdy je dásně opět naříznuta, vyšroubován závěsný šroubek a je zaveden do implantátu tzv. „vhojovací váleček“ viz obr. 4.



a)

b)

Obr. 4 a) Vhojovací váleček [5], b) Vhojovací váleček po implantaci.

Funkce vhojovacího válečku spočívá v natvarování přilehlé dásně a připravení prostoru pro budoucí podpěru (abutment) s korunkou. Po krátké době je vhojovací váleček vyšroubován a dané místo je digitalizováno pro navržení konkrétní zubní konstrukce. Získání informací popisujících polohu, tvar a rozměry konkrétního místa je možné realizovat konvenční metodou nebo intraorálním skenerem. Při použití konvenční metody je vhojovací váleček nahrazen otiskovacím členem (transfer). Získaný otisk místa okolo transferu, včetně okolních zubů i na protější čelisti pomocí dentální pryskyřice, slouží pro digitalizaci pomocí 3D laboratorního skeneru. Při použití intraorálního skeneru jsou získány informace skenovaného místa během skenování v dentální ordinaci. Zhotovení konkrétní podpěry a korunky je popsáno v praktické části práce.

V konečné fázi je zavedena na nitrokostní implantát konkrétní podpěra s korunkou odpovídajících rozměrů a v přesné pozici vůči ostatním sousedním zubům v dané i v protější čelistní kosti. Pacient tak opět získává plnohodnotný chrup s přínosy, jako jsou lepší výslovnost, přijímání potravy bez omezení, zvýšení sebevědomí, úsměvy bez zábran a lepší životní pohodlí.

Výsledkem práce bude výroba vhodné konstrukce zubní náhrady pacientovi, kterému chybí druhý spodní premolár na levé straně z jeho pohledu viz rentgenový snímek obr. 5.



Obr. 5 Rentgenový snímek chrupu pacienta – výchozí situace.

1 CHARAKTERISTIKA A ROZBOR MATERIÁLŮ PRO VÝROBU KONSTRUKCE ZUBNÍ NÁHRADY

V této kapitole je proveden rozbor a charakteristika materiálů z hlediska biokompatibility k lidskému organismu. Dále jsou zde uvedeny materiály používané pro výrobu jednotlivých částí konstrukcí zubních náhrad (dentální implantát, abutment a korunka) a popsány jednotlivé druhy konstrukcí zubních náhrad.

Používání cizích těles, nahrazující funkci chrupu, bylo objeveno již ve starověku. Rozvoj materiálů používaných pro výrobu dentálních implantátů se datuje od devatenáctého století, kdy byl poprvé použit nitrokostní šroubový implantát vyrobený z chrom-kobalt-molybdenové slitiny. Pro úspěšné vhojení a bezproblémové používání dentálních implantátů během života, musí materiály pro jejich výrobu splňovat několik důležitých kritérií [1, 3]:

- neškodné pro živou tkáň a organismus (netoxické, nekarcinogenní);
- biologicky odolné a snášenlivé (biokompatibilní);
- mechanicky odolné vůči zatěžování.

S postupem doby a poznatků vědy se vyvíjely i materiály z hlediska chemického složení ve vztahu s biokompatibilitou k lidskému organismu.

1.1 Rozbor materiálů z hlediska biokompatibility

Souhrn těchto biologických vlastností použitých materiálů je možné klasifikovat slovem biokompatibilita. Jedná se o tzv. „snášenlivost“ lidské tkáně vůči použitému materiálu. V dentální implantologii se používají materiály pro výrobu implantátů podle biologických znaků do tří skupin [1,3]:

- biotolerantní (bioakceptabilní);
- biokompatibilní (bioinertní);
- bioaktivní (bioreaktivní).

1.1.1 Biotolerantní materiály

Biotolerantní materiály se vyznačují biologickou tolerancí živé tkáně, projevující se výskytem různě velké tloušťky vazivové vrstvy mezi implantátem a čelistní kostí. Tento proces vzniká během vhojovací fáze a je znám pod pojmem *distanční oseogeneze* nebo-li *fibrointegrace*. Takto zavedený dentální implantát není schopen odolávat většímu namáhání, protože v místě implantace dochází k úbytku kosti. Hlavními představiteli biotolerantních materiálů jsou [1, 3]:

- legované oceli;
- ušlechtilé oceli;
- oceli na bázi Cr a jeho slitin.

Největší nevýhodou těchto materiálů je nízká korozní odolnost v živé tkáni, která není příznivá pro lidský organismus. Během koroze se uvolňuje materiál z implantátu, který následně vniká do okolní oblasti tkáně a může také i do vzdálenějších oblastí. Tím může dojít ke vzniku *metalózy*. Během vývoje materiálů pro implantáty byla tato nedokonalost odstraněna použitím drahých kovů. Nahrazení drahých kovů však nebylo dobré řešení,

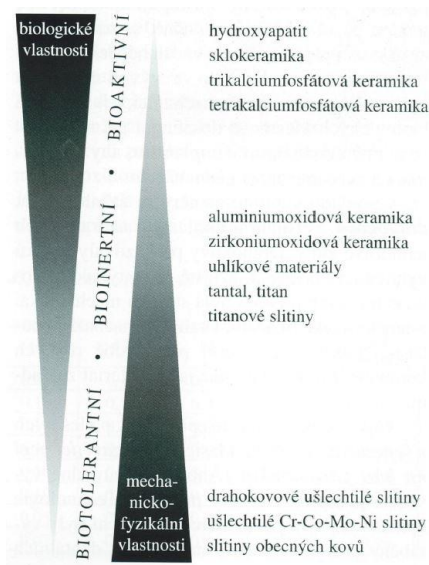
protože pořizovací náklady byly vyšší a implantáty prokazovaly horší mechanické vlastnosti. V polovině dvacátého století byla oblíbená korozivzdorná ocel na bázi Cr-Ni. Dostupné technologie výroby byly velice jednoduché, avšak po prokázání karcinogenních účinků niklu, byla tato ocel nežádoucí [1, 3].

1.1.2 Bioinertní materiály

Dominantou bioinertních materiálů je plná kompatibilita s živou tkání. Při dodržení určitých podmínek dochází po dlouhé době k dokonalému spojení kosti s implantátem pomocí *oseointegrace*. Mezi čelistní kostí a implantátem se během vhojovací fáze netvoří vazivová vrstva a nastává spojení *osteogeneze kontaktní*. Mezi bioinertní materiály patří [1, 3]:

- polymery:
 - polytetrafluoretylen,
 - polypropylen,
 - polyamid,
 - polymethylmetakrylát,
 - bioplastik,
- keramické materiály:
 - zirkoniumoxidová keramika,
- titan a jeho slitiny.

Nejčtenější zastoupení mezi bioinertními materiály má jednoznačně titan a jeho slitiny. Podrobnější charakteristika titanu a jeho slitin bude popsána v kapitole 1.2.1. Pro bioinertní materiály je charakteristický vyvážený poměr mezi biologickými vlastnostmi a mechanicko-fyzikálními vlastnostmi viz obr. 1.1, což vede k jejich nejčastějšímu použití [1, 3].



Obr. 1.1 Vztah mezi biologickými a mechanicko-fyzikálními vlastnostmi materiálů používaných v lékařství [1].

1.1.3 Bioaktivní materiály

Pro zvýšení pevnosti vazby mezi implantátem a kostí byly vytvořeny bioaktivní materiály. Pevnější vazby je docíleno uvolňováním kalciových a fosfátových iontů z čelistní kosti, kdy tento proces podporuje vznik *osteokondukce*. Během *osteokondukce* přirůstá čelistní kost k dentálnímu implantátu a vzniká tak fyzikálně-chemická vazba *osteogeneze vazebná*. Pro dentální aplikace se používají [1, 3]:

- hydroxiapatitová keramika;
- tri- a tetrakalciová keramika;
- bioaktivní sklokeramika.

Tyto keramiky jsou používány jako povlak dentálních implantátů pro zvýšení celkové bioreaktivity vůči živé tkáni. Nicméně tyto povlaky jsou málo stabilní, a proto jsou neustále vytvářeny nové bioaktivní materiály. V poslední době je snahou používat materiál s kombinací bioinertních a bioaktivních vlastností. Na povrch bioinertního titanu je nanášena speciální bio vrstva, s jejíž pomocí dochází k lepšímu spojení mezi čelistní kostí a dentálním implantátem v kratším čase [1, 3].

1.2 Materiály pro výrobu dentálních implantátů

Po mnohaletém vývoji v oblasti materiálového inženýrství byly nalezeny materiály s požadovanými mechanickými a biologickými vlastnostmi pro výrobu dentálních implantátů. Hlavními představiteli materiálů pro výrobu dentálních implantátů jsou [1, 19]:

- titan a jeho slitiny;
- oxid zirkoničitý (ZrO_2) stabilizovaný Ytriem.

Každý materiál má své klady, zápory a je zcela na dentálním implantologovi, pro který materiál se rozhodne na základě individuální potřeby jednotlivého pacienta. Titan patří do skupiny bioinertních materiálů a je v dnešní době používán z převážné většiny více než oxid zirkoničitý (ZrO_2) stabilizovaný Ytriem.

1.2.1 Titan a jeho slitiny

Pro výrobu dentálních implantátů patří v dnešní době titan a jeho slitiny k nejpoužívanějším materiálům. V zemské kůře se vyskytuje přibližně 0,6% titanu v podobě různých sloučenin. První zmínky o objevení titanu jsou datovány koncem 18. století Williamem Gregorem. Z důvodu tehdejší složité výroby byl až do 40. let používán pouze v laboratorním prostředí. Následně byl titan v 50. letech využíván v leteckém průmyslu a později také v kosmonautice. Další podrobné zkoumání titanu přispělo k výrobě implantátů pro lékařské účely [1].

Základní vlastnosti titanu lze kvalifikovat v následujících bodech [7, 8, 9]:

- dokonale čistý titan je houževnatý materiál, komerčně čistý titan a jeho slitiny vykazují vyšší pevnost a tvrdost;
- vysoký poměr pevnost/hustota oproti jiným materiálům;
- chemická stálost – odolnost vůči korozi;
- hustota $4,506 \text{ g/cm}^3$;
- teplota tání $1668 \text{ }^\circ\text{C}$;

- bod varu 3287 °C;
- při čistotě 99,9% (modul pružnosti $E = 105 \text{ GPa}$, $R_{p0,2} = 190 \text{ MPa}$, $R_m = 300 \text{ MPa}$, $A_5 = 40 \%$);
- není toxický ani karcinogenní;
- vykazuje hypoalergenní účinky;
- bakteriostatický efekt díky pasivační vrstvě oxidů titanu;
- snadná realizace výroby tvářením, obráběním, svařováním a odléváním.

Preferovaným materiálem pro výrobu dentálních implantátů je stále titan v komerčně čisté formě pod označením cpTi (commercially pure).

Komerčně čistý titan (cpTi)

Na začátku vývoje nových materiálů pro výrobu dentálních implantátů byly na předním místě slitiny titanu. Hlavním reprezentantem byla slitina Ti-6Al-4V. Po prokázání toxicity vanadu a hliníku bylo snahou používat komerčně čistý titan v různých stupních čistoty (grades), který vyniká svojí biokompatibilitou před ostatními materiály. Podle normy ASTM (American Standards for Testing and Material) rozlišujeme několik stupňů čistoty, které se od sebe liší nepatrným obsahem různých prvků. Různý obsah těchto prvků předurčuje mechanické a fyzikální vlastnosti daného typu složení komerčně čisté formy titanu. V tab. 1.1 jsou uvedeny nejběžnější stupně čistoty komerčně čistého titanu a jejich hmotnostní procenta maximálních povolených rozsahů [1, 10].

Tab. 1.1 Komerčně čistý titan a jeho slitiny s paládiem [hm. %] [11].

ASTM GRADE	Fe max.	O max.	N max.	C max.	H max.	Pd	Ti
Grade 1	0,20	0,18	0,03	0,08	0,015	–	zbytek
	0,15	0,12	0,05	0,06	0,013	–	zbytek
Grade 2	0,30	0,25	0,03	0,08	0,015	–	zbytek
	0,20	0,18	0,05	0,06	0,013	–	zbytek
Grade 3	0,30	0,35	0,05	0,08	0,015	–	zbytek
	0,25	0,25	0,05	0,06	0,013	–	zbytek
Grade 4	0,50	0,40	0,05	0,08	0,015	–	zbytek
	0,30	0,35	0,05	0,06	0,013	–	zbytek
Grade 7	0,20	0,25	0,03	0,08	0,015	0,12–0,25	zbytek
	0,30	0,18	0,05	0,06	0,013	0,15–0,25	zbytek
Grade 11	0,20	0,18	0,03	0,08	0,015	0,12–0,25	zbytek
	0,15	0,12	0,05	0,06	0,013	0,15–0,25	zbytek

Titan grade 5 představuje slitinu složenou z příslušných hmotnostních % obsahu hliníku a vanadu. Jedná se o dvoufázovou slitinu, která obsahuje α a β tuhé roztoky. Označení slitiny je Ti-6Al-4V. V tab. 1.2 je uvedeno složení této slitiny a její modifikace, která má velmi nízký obsah intersticiálních prvků (ELI – Extra Low Intestinal) [1, 12].

Tab. 1.2 Slitiny titanu $\alpha + \beta$ [hm. %] [11].

ASTM GRADE	Fe max.	O max.	N max.	C max.	H max.	Al	V	Ti
Grade 5	0,40	0,20	0,05	0,08	0,015	5,5 – 6,75	3,5 – 4,5	zbytek
6Al-4V	0,30	0,20	0,05	0,08	0,015	5,5 – 6,75	3,5 – 4,5	zbytek
Grade 5 6Al-4V ELI	0,25	0,13	0,05	0,08	0,015	5,5 – 6,5	3,5 – 4,5	zbytek

Při porovnání příslušných hodnot z tab. 1.1 ([hm. %]) a tab. 1.3 (mechanické vlastnosti jednotlivých stupňů čistoty) je patrné, že obsahy hmotnostních % jednotlivých prvků (O_2 , N_2 , C a H_2) v komerčně čistém titanu přímo úměrně ovlivňují jeho pevnost a nepřímo úměrně tažnost [11].

Tab. 1.3 Mechanické vlastnosti cpTi a jeho slitin za pokojové teploty [11].

ASTM GRADE	Mez pevnosti v tahu R_m [MPa]	Mez kluzu $R_{p,0,2}$ [MPa]	Prodloužení A_5 [%]
Grade 1	min. 240 290 – 410	min. 180 170 – 310	24 30
Grade 2	min. 345 390 – 540	min. 250 275 – 450	20 22
Grade 3	min. 450 460 – 590	min. 320 380 – 550	18 18
Grade 4	min. 550 540 – 740	min. 390 483 – 655	15 16
Grade 7	min. 345 390 – 540	min. 250 275 – 450	20 22
Grade 11	min. 240 290 – 410	min. 180 170 – 310	24 30
Grade 5 6Al-4V	min. 895 min. 900	min. 828 min. 830	10 8 – 10
Grade 5 6Al-4V ELI	825 – 860	760 - 795	8 – 10

Pro výrobu dentálních implantátů je snahou používat cpTi než titanovou slitinu obsahující legující prvky (hliník a vanad), které sice zlepšují mechanické vlastnosti, ale mohou způsobovat alergenní účinky pro lidský organismus. Výhody v používání komerčně čistého titanu pro dentální konstrukce zubních náhrad jsou [1, 13]:

- hmotnost – zvýšení komfortu při používání zubní náhrady, v případě nahrazení většího počtu zubů (můstek) je tato výhoda zřetelnější;
- „chut'ová neutrálnost“ – pasivační vrstva (TiO , TiO_2 , hydroxidy titanu) vytvořená na povrchu konstrukce zubní náhrady nevyvolává reakci se slinami ani přijímanou potravou a tak pacient necítí „kovovou příchut“;
- široká oblast použití – díky bioinertnosti titanu, mechanickým vlastnostem a snadnému zpracování oproti jiným materiálům je titan jako jediný kov nejčastěji používán pro konstrukce zubních náhrad (dentální implantát, abutment);

- nízká tepelná vodivost – další rozhodující faktor pro používání titanu, kdy pacient může bez jakéhokoliv omezení pít horké či studené nápoje aniž by se mu dostávalo nepřímého pocitu napětí v tkáni okolo konstrukce zubní náhrady;
- mechanické vlastnosti – vyvážený poměr mezi pevností a tvrdostí poskytuje odolnost vůči působení cyklického zatěžování konstrukcí zubních náhrad během přijímání potravy.

Na obr. 1.2 je zobrazen dentální implantát BioniQ od firmy Lasak s.r.o., kde je možné vidět samotný dentální implantát a jeho spojení s podporou (abutment) pro budoucí korunku. V příloze P1 je zobrazen větší detail [14].



Obr. 1.2 Dentální implantát BioniQ firmy Lasak s. r. o [15].

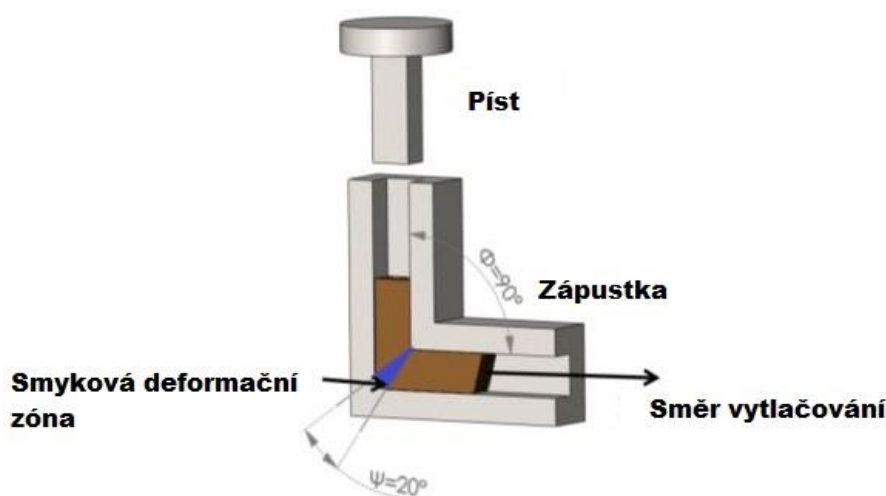
Dentální implantáty z cpTi jsou vyráběny v několika různých modifikacích, které se liší tvarem (válcový, kuželový) s různou velikostí a délkou (6 až 18 mm podle průměru implantátu) viz obr. 1.3. Dentální implantolog volí příslušný tvar a velikost v závislosti na umístění implantátu a charakteristice čelistní kosti [15].



Obr. 1.3 Dentální implantáty různých průměrů a tvarů od firmy Lasak s. r. o. [15].

Nanostrukturní titan (nTi)

Nanostrukturní titan je označován za materiál 3. tisíciletí, který je zařazen do skupiny tzv. objemových nanostrukturních kovových materiálů. Pro tyto materiály je charakteristické velmi jemné zrno, v rozměrech pohybujících se 1 až 100 nm. Výroba nTi spočívá v působení velké plastické deformace na materiál, který představuje komerčně čistý titan (cpTi). Známou technologií výroby, při níž je materiál kriticky deformován a dochází tak ke vzniku velmi jemného zrna, je např. ECAP (Equal Channel Angular Pressing). Jde o úhlové dopředné protlačování kanálkem konstantního průřezu viz obr. 1.4, kdy je materiál vícekrát protlačován a následně válcován pro dosažení potřebného jemného zrna [16, 17].



Obr. 1.4 Schéma výrobní metody ECAP [19].

Výsledkem tohoto tváření je zvýšení mechanických vlastností (vysoká pevnost, vysoká mez kluzu a vyšší mez únavy) nanostrukturních materiálů viz tab. 1.4 [18].

Tab. 1.4 Porovnání mechanických vlastností cpTi a nTi [18].

Materiál	Mez pevnosti [MPa]	Mez kluzu [MPa]	Tažnost [%]	Modul pružnosti [GPa]	Mez únavy [10 ⁶ cyklů], [MPa]
cpTi	700	530	20	105	340
nTi	1240	1200	12	100	620

Z uvedených hodnot vyplývá, že nTi disponuje vysokou mezí pevnosti a mezí únavy při zachování nízkého modulu pružnosti, který je obdobný jako u cpTi. V dalších publikacích je uvedeno, že nanostrukturní titan má několikanásobně vyšší mez pevnosti než komerčně čistý titan stejného stupně čistoty. Dentální implantáty vyrobené z nanostrukturního titanu jsou tenčího průměru a mají použití v místech, kde je úzká čelistní kost. Dentální implantát vyrobený z nTi s menším průměrem odolává stejnému zatížení jako implantát klasického průměru vyrobený z cpTi. Hodnocení mechanických parametrů nanostrukturního titanu nejsou konečné, neboť testování technologie výroby, která by zvyšovala mechanické vlastnosti nTi není u konce a je v neustálém vývoji. Nanostrukturní titan ještě není

komerčně vyráběn, neboť samotná výroba je velice složitá a finančně náročná. Lze tedy očekávat neustálý vývoj technologie výroby tohoto materiálu a snížení nákladů na výrobu, které by celkově vedle k jeho rozsáhlému používání [16, 17, 18].

1.2.2 Oxid zirkoničitý (ZrO_2) stabilizovaný Ytriem

Oxid zirkoničitý je keramický materiál, který postupným vývojem nachází využití v oblasti dentální implantologie. Mezi vlastnosti tohoto biokompatibilního materiálu patří [19]:

- elektricky a tepelně nevodivý materiál;
- chemicky netečný materiál – nereaktivní;
- chemicky stálý – odolný vůči korozi;
- není toxický ani karcinogenní;
- vykazuje hypoalergenní účinky.

Na obr. 1.5 jsou znázorněny dentální implantáty švýcarské firmy Axis biodental, které jsou vyrobeny z oxidu zirkoničitého (ZrO_2) stabilizovaného Ytriem. Oxid zirkoničitý se vyskytuje ve třech různých krystalických fázích [19]:

- kubická krystalová mřížka;
- tetragonální krystalová mřížka;
- monoklinická krystalová mřížka.

V případě použití zirkonu pro dentální implantáty se používá v krystalové fázi s tetragonální mřížkou. Nevýhoda však spočívá v přeměně tetragonální mřížky na monoklinickou za pokojové teploty a v tomto případě dochází k výraznému snížení mechanických vlastností daného materiálu. Přidáním stabilizátoru, který představuje prvek Ytrium, je dosaženo zachování tetragonální mřížky a také požadovaných mechanických vlastností. Tyto mechanické vlastnosti jsou důležité pro vysokou odolnost vůči opotřebení a cyklickému namáhání, kterým je dentální implantát vystaven během přijímání potravy a dalších činností spojených s každodenním užíváním. Každý výrobce si pečlivě střeží informace ohledně přesného složení svých produktů, proto nejsou zveřejněny [19].



Obr. 1.5 Dentální implantáty Axis biodental [19].

Úplné nahrazení titanových dentálních implantátů za implantáty vyrobené ze zirkonu (ZrO_2) stabilizovaného Ytrem je prozatím předčasné. Pacient má vždy v konečné fázi plné právo si zvolit, jaký materiál bude použit.

Zmíněné materiály (viz kap. 1.2.1 a 1.2.2) jsou také používány pro výrobu podpor mezi korunkou a dentálním implantátem – abutment a interface.

1.3 Materiály pro výrobu konstrukcí zubních náhrad

Požadavky na materiály, ze kterých se konstrukce zubních náhrad vyrábějí, jsou vysoké. Tyto materiály musejí odolávat značně agresivnímu prostředí v ústní dutině, neboť toto prostředí se vyznačuje měnícími se podmínkami. V závislosti na stravovacích návycích a přístupu jednotlivce k provádění ústní hygieny, v souvislosti s vysokým mechanickým namáháním při konzumaci potravy je odvozena životnost zubní náhrady. Posuzování životnosti zubní náhrady je prováděno z pohledu funkčnosti a také z estetického hlediska.

Celokeramická konstrukce zubní náhrady

V případě celokeramické konstrukce zubní náhrady lze hovořit o keramickém jádru, na kterém je nanášena příslušná dentální keramická hmota a následně vypálena v peci. Celokeramické konstrukce zubních náhrad lze považovat za estetický vrchol současné stomatologické protetiky. Přednosti celokeramických konstrukcí zubních náhrad jsou vysoká pevnost, biologická snášenlivost, vysoká estetičnost a dlouhotrvající stálost odstínu nanášené barvy na povrch konstrukce. Pro výrobu konkrétní konstrukce zubní náhrady (předmět této diplomové práce) byl zvolen keramický materiál oxid zirkoničitý stabilizovaný Ytrem (ZrO_2 TZP). Charakteristika tohoto materiálu je uvedena v kap. 1.2.2. Vlastnosti materiálu (ZrO_2 TZP) pro výrobu konstrukcí zubních náhrad, udávané výrobcem, jsou zobrazeny v tab. 1.5 [20, 21].

Tab. 1.5 Vlastnosti materiálu ZrO_2 TZP pro výrobu konstrukcí zubních náhrad [22].

Vlastnosti	Hodnoty	Jednotky
Materiál	ZrO_2 TZP	–
Barva	Bílá translucentní	–
Hustota	> 6,04	[g/cm ³]
Pevnost v ohybu (biaxiální)	1500	[MPa]
Pevnost v tlaku	3000	[MPa]
Modul pružnosti v tahu	205	[GPa]
Lomová houževnatost	8	[MPa.m ^{1/2}]
Tvrdość podle Vickerse	1300	[HV]
Tepelná roztažnost	10	[10 ⁻⁶ K ⁻¹]
Tepelná vodivost	2	[W/mK]
Složení	$ZrO_2 + HfO_2 + Y_2O_3 > 99 \%$ $Y_2O_3 = 4,5 \text{ až } 6 \%$	–

Metalo keramická konstrukce zubní náhrady

Metalo keramická konstrukce zubní náhrady je složena z kovového jádra, na které je postupně nanášena dentální keramická hmota, která je následně vypálena v peci. Materiály, které se v dnešní době používají pro výrobu jádra, jsou [20, 21]:

- titan a jeho slitiny;
- kobalt a jeho slitiny.

Charakteristika titanu a jeho slitin je uvedena v kap. 1.2.1, kobalt a jeho slitiny jsou uvedeny v kap. 1.3.1.

Dentální keramická hmota

Keramická hmota je postupně nanášena na povrch zhotovených konstrukcí zubních náhrad a následně vypalována v peci. Je rozdělena na několik druhů keramických hmot, které se nanášejí na povrch podle určitých pravidel. Nanesením keramické hmoty, příslušným postupem vypálení v peci a následnými dalšími dokončovacími operacemi získávají konstrukce zubních náhrad finální podobu. V tab. 1.6 jsou uvedeny hmotnostní procenta jednotlivých oxidů v dentální keramické hmotě.

Tab. 1.6 Obsah jednotlivých oxidů v dentální keramické hmotě [hm. %] [23].

Jednotlivé oxidy	SiO ₂	Al ₂ O ₃	Na ₂ O	K ₂ O	CaO	TiO ₂
[hm. %]	56 až 64	20 až 23	6 až 9	6 až 8	0,3 až 0,6	0,0 až 0,1

Základní vlastnosti dentálních keramických hmot jsou uvedeny v tab. 1.7

Tab. 1.7 Vlastnosti dentálních keramických hmot [23].

Vlastnosti	Hodnoty	Jednotky
Hustota	2,44	[g/cm ³]
Pevnost v ohybu (ISO 6872)	154 ± 15	[MPa]
Modul pružnosti	45	[GPa]

Snímatelné konstrukce zubních náhrad

Snímatelné konstrukce zubních náhrad představují dočasné nebo definitivní nahrazení chybějícího zubu respektive skupiny zubů. Tyto konstrukce zubních náhrad poskytují rehabilitaci pacienta jak po stránce funkční, tak estetické a hlavně psychické. Snímatelné konstrukce zubních náhrad je možné rozdělit podle rozsahu chybějících zubů na [24]:

- částečné snímatelné konstrukce zubní náhrady;
- celkové snímatelné konstrukce zubní náhrady.

Dentální kompozitní pryskyřice představují nejpoužívanější materiál pro výrobu snímatelných konstrukcí zubních náhrad. Představitelem těchto materiálů je polymerní methylnmethakrylát (PMMA). Výhody používání materiálu PMMA je možné kvalifikovat v následujících bodech [25, 26]:

- možnost zhotovení vysoce estetických konstrukcí zubních náhrad;

- záruka dobré hygieny i po dlouhých letech používání;
- možnost zhotovení velmi tvarově náročných konstrukcí zubních náhrad;
- nenáročné provedení stávajících oprav;
- dobré spojení se silikonem a kompozity;
- velmi dobré spojení s kovy.

Velká nevýhoda materiálu PMMA je obsah zbytkového monomeru, který vzniká při výrobě – polymerizaci. Zbytkový monomer ovlivňuje konečné mechanické vlastnosti materiálu PMMA a hlavně také finální rozměry vyrobené konstrukce zubní náhrady. Mechanické vlastnosti materiálu PMMA jsou uvedeny v tab. 1.8 [25, 26].

Tab. 1.8 Mechanické vlastnosti materiálu PMMA [27].

Vlastnosti	Hodnoty	Jednotky
Hustota (při 25 °C)	1,19	[g/cm ³]
Modul pružnosti v ohybu	1,68 až 3,3	[GPa]
Pevnost v ohybu	49 až 131	[MPa]
Lomová houževnatost	13,3 až 3,34	[kJ/m ²]
Modul pružnosti v tahu	3,13 až 3,34	[GPa]
Mez pevnosti v tahu	48,9 až 77,2	[MPa]

Na obr. 1.6 je znázorněna částečně snímatelná konstrukce zubní náhrady, která je vyrobena z materiálu PMMA a podpůrných konstrukčních prvků z příslušného kovového materiálu.



Obr. 1.6 Částečně snímatelná konstrukce zubní náhrady [28].

1.3.1 Kobalt a jeho slitiny

Pro výrobu konstrukcí zubních náhrad patří v dnešní době kobalt a jeho slitiny k nejpoužívanějším materiálům. Slouží jako podpurný skelet metalokeramické korunky, nebo konstrukční prvek částečně a celkově snímatelných konstrukcí zubních náhrad. Základní vlastnosti kobaltu lze kvalifikovat v následujících bodech [29, 30]:

- mechanické vlastnosti (pevnost a tvrdost) jsou vyšší než u některých ocelí;
- hustota 8,8 g/cm³;
- teplota tání 1495 °C;
- feromagnetický kov (až do teploty 1000 °C);
- modul pružnosti v tahu činí 210 GPa, modul pružnosti v tlaku je 183 GPa;
- stříbrolesklý povrch s namodralým odstínem.

Z hlediska nenáročnosti technologie výroby a také biokompatibilních vlastností jsou dnes používány, pro výrobu konstrukcí zubních náhrad, především chromkobaltové slitiny (Cr-Co). U těchto slitin nebylo prokázáno za celou dobu jejich používání nežádoucích účinků. Cr-Co slitiny používané pro výrobu snímatelných konstrukcí zubních náhrad, kde je předpoklad kontaktu pouze se sliznicí dutiny ústní, mají z hlediska mechanických a fyzikálních vlastností, technologie výroby své plnohodnotné zastoupení. Pokud se jedná o kontakt těchto materiálů s povrchem dásně (gingivy) je tento materiál plně biokompatibilní. Biokompatibilita a odolnost vůči korozi je také zaručena prostřednictvím tvorby pasivační oxidické vrstvy na povrchu Cr-Co slitin, díky dostatečnému obsahu chromu [31, 32, 33].

V dnešní době je používáno nepřehledné množství Cr-Co slitin, které se od sebe liší nepatrným množstvím (hm. %) jednotlivých prvků. Dalším rozdílem je použití těchto slitin. Některé slitiny jsou určeny pro zhotovení konstrukčních prvků zubní náhrady, jiné jsou použity pro výrobu jádra fixní konstrukce zubní náhrady, na které jsou postupně napalovány jednotlivé vrstvy dentální keramické hmoty přispívající k finálnímu vzhledu zubní náhrady. Na obr. 1.7 je znázorněna vyrobená konstrukce zubní náhrady ze slitiny Cr-Co, na kterou je následně napálena příslušná dentální keramická hmota.



Obr. 1.7 Konstrukce zubní náhrady ze slitiny Cr-Co [34].

Oralium

Oralium je dentální Cr-Co slitina určená pro výrobu konstrukčních prvků částečných a celkově snímatelných konstrukcí zubních náhrad zhotovených technologií odlévání. Tato slitina se vyznačuje vysokou pevností a je dodávána ve formě litých válečků. Slitina Oralium neobsahuje žádné karcinogenní prvky (Ni) a je plně biokompatibilní pro lidský organismus. V tab. 1.9 jsou uvedeny základní informace Cr-Co slitiny Oralium [35].

Tab. 1.9 Základní informace Cr-Co slitiny Oralium [35].

Základní informace, fyzikální a mechanické vlastnosti							
Chemické složení ([hm. %])	Co	Cr	Mo	Si	Fe	Mn	C
	63,5	28,5	5,8	x	x	x	x
	pozn. x – obsah prvku je menší než 1 hm. %						
Slitina neobsahuje	Ni, Be, Cd						
Hustota	8,4 [g/cm ³]						
Interval tavení: teplota solidu teplota likvidu	1390 [°C] 1420 [°C]						
Mez kluzu Rp_{0,2} (litý stav)	700 [MPa]						
Mez pevnosti Rm (litý stav)	835 [MPa]						
Tažnost A (15mm) (litý stav)	6 [%]						
Tvrdość podle Vickerse (litý stav)	350 [HV]						
Modul pružnosti v tahu	220 [GPa]						

Oralium Ceramic

Oralium Ceramic je dentální Cr-Co slitina určená pro výrobu jádra fixních metalokeramických konstrukcí zubních náhrad. Koeficient tepelné roztažnosti této slitiny předurčuje její použití k výrobě jádra, na které se následně napalují jednotlivé vrstvy dentální keramické hmoty. Tento charakteristický koeficient tepelné roztažnosti zaručuje pevné spojení s téměř všemi dentálními materiály, které jsou používány pro výrobu konstrukcí zubních náhrad (dentální keramická hmota, fazetovací materiály na bázi plastů a kompozitu). V tab. 1.10 jsou uvedeny základní informace Cr-Co slitiny Oralium Ceramic [36].

Tab. 1.10 Základní informace Cr-Co slitiny Oralium Ceramic [36].

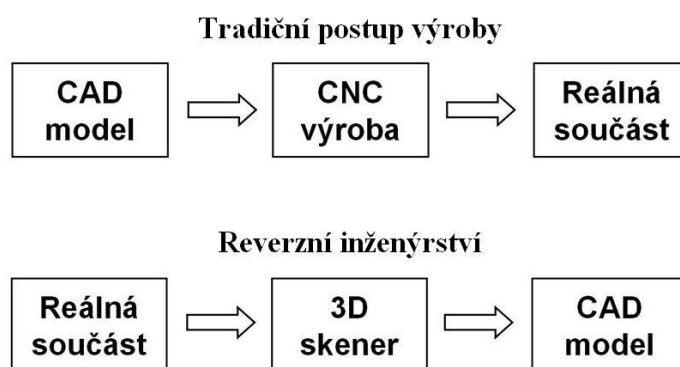
Základní informace, fyzikální a mechanické vlastnosti							
Chemické složení ([hm. %])	Co	Cr	Mo	W	Si	Fe	Mn
	61	26	6	x	x	x	x
	pozn. x – obsah prvku je menší než 1 hm. %						
Slitina neobsahuje	Ni, Be, Cd						
Hustota	8,5 [g/cm ³]						
Interval tavení: teplota solidu teplota likvidu	1320 [°C] 1335 [°C]						
Mez kluzu Rp_{0,2} (litý stav)	500 [MPa]						
Mez pevnosti Rm (litý stav)	600 [MPa]						
Tažnost A (15mm) (litý stav)	5 [%]						
Tvrdość podle Vickerse (litý stav)	350 [HV]						
Modul pružnosti v tahu	205 [GPa]						

2 3D DIGITALIZACE A VIRTUÁLNÍ MODELOVÁNÍ ZUBNÍ NÁHRADY

Po zavedení dentálního implantátu a potřebného vhojení, následuje několik dalších fází. Napříč realizací jednotlivých úkonů má pacient opět plnohodnotných chrup. Nejprve je zapotřebí našroubovat vhojovací váleček, který během několika dní natvaruje a připraví okolní daseň pro budoucí podporu (abutment) a korunku. Tento zákrok se provádí pod lokální anestezii, po určité době od implantace dentálního implantátu. Následuje otisk okolního místa včetně protilehlých zubů, aby budoucí korunka nějak nepřekážela a byla správně orientovaná oproti ostatním zubům. Otisk zpravidla provádí dentální implantolog popřípadě zubní laborant (protetik). Před samotným otiskem je vyšroubován vhojovací váleček, který je nahrazen otiskovacím členem (transfer). Na transfer je nanášena speciální dentální pryskyřice, kterou se snadno získá otisk potřebného místa. Do zhotoveného otisku je umístěna součást nazývaná analog a následně je celé místo zalité dentální sádrou. Tímto způsobem je vytvořen model, který přesně popisuje pozici a natočení budoucí korunky. Moderní přístup jak získat informace o prostoru, kde se má vyrobit konstrukce zubní náhrady, je skenování pomocí intraorálního skeneru. Proces získání prostorových informací z konkrétního místa, které by se následně mohlo popsat pomocí virtuálního 3D modelu, se nazývá reverzní inženýrství. Předmětem reverzního inženýrství je digitalizace objektu pomocí různých skenovacích zařízení. V následujících kapitolách je obecně objasněna problematika zabývající se reverzním inženýrstvím, digitalizací a praktickou částí (digitalizace konkrétního místa v ústech pacienta a virtuální modelování příslušné konstrukce zubní náhrady).

2.1 Technologie reverzního inženýrství

Technologii reverzního inženýrství (zpětného inženýrství), je možné popsat jako opačný sled operací oproti tradičnímu výrobnímu postupu. Na obr. 2.1 je schematicky znázorněný rozdíl sledu operací mezi tradičním postupem výroby a reverzním inženýrstvím [37, 38, 40].



Obr. 2.1 Schéma srovnání tradičního postupu výroby a reverzního inženýrství [37].

Na začátku tradičního postupu výroby je nejprve podle daných předloh vytvořen virtuální CAD model, který je následně pomocí dané technologie vyroben a představuje tak reálnou součást. V reverzním inženýrství je na počátku reálná součást, která je aplikací digitalizace s využitím konkrétních softwarů přeměněna ve 3D virtuální CAD model, s nímž je možné dále dělat potřebné úpravy. Reverzní inženýrství má uplatnění tam, kde není zcela jednoduché vytvořit v běžných 3D modelářských softwarech tvarově složité součásti

v krátké době s požadovanou přesností. Další použití spočívá v získání virtuálních modelů historických předmětů, které by mohly být časem znehodnoceny. Aplikaci reverzního inženýrství na reálné předměty a vytvoření tak virtuálního CAD modelu používají také designéři, kteří pracují na vývoji nových prototypů prostřednictvím fyzického modelu vyrobeného z plastických materiálů. Reverzní inženýrství nabývá široké oblasti uplatnění nejen ve strojírenském průmyslu, ale také ve zbrojním průmyslu, tvorbě počítačových her a další [37 až 40].

2.1.1 Digitalizace

Předmětem reverzního inženýrství je proces zvaný digitalizace. Během digitalizace je snímán povrch daného tělesa a výstupem je popis jednotlivých bodů povrchu pomocí souřadnic (mrak bodů – Cloud of Points). Soubor takto získaných informací je nejčastěji uložen ve formátu *.stl a je následně použit pro další zpracování (ISO kód pro NC a CNC obráběcí stroje, tvorba výkresové dokumentace nebo výroba prototypů pomocí metod Rapid Prototyping). Jednotlivé úkony digitalizace je možné popsat v několika krocích [37, 38, 41, 42]:

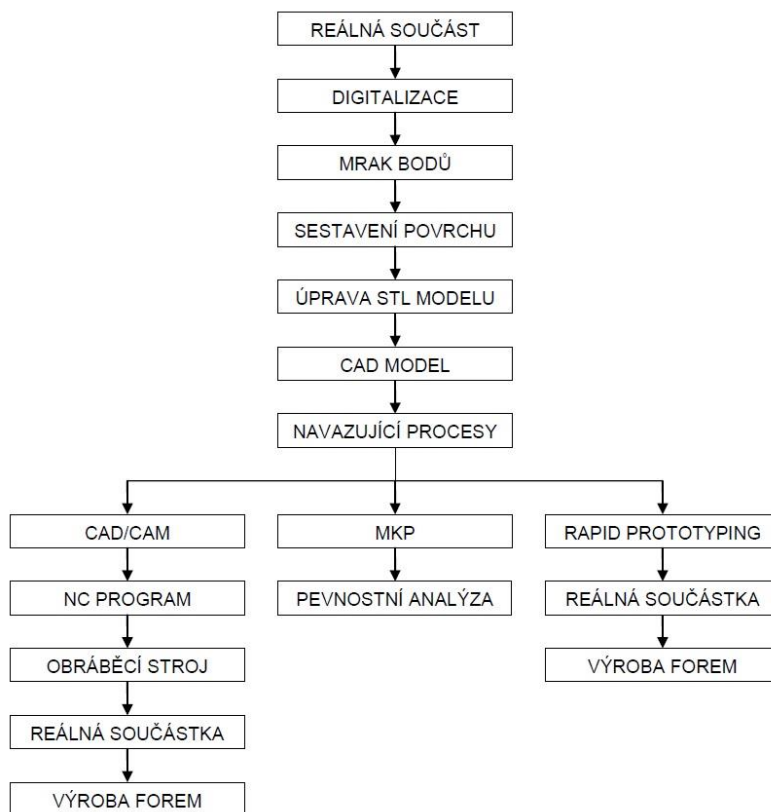
- skenování povrchu objektu;
- úprava nasnímaných dat;
- export dat do CAD softwaru;
- použití CAD dat pro Post-processing a následná výroba.

Mrak bodů uložený ve formátu *.stl lze využít pro importování do speciálních softwarů, ve kterých je možné jednotlivé body dále zpracovávat. Úpravy spočívají v proložení křivek sloužících pro tvorbu co nejpřesnější plochy, která by aproximovala velký počet souřadnic bodů a odpovídala nejvíce realitě skutečného tvaru naskenovaného objektu. Vytvořené plochy je možné následně upravovat, vyhladit jejich tvar pro efektivní výrobu a estetiku. Poté jsou upravená data exportována do běžných formátů (*.step, *.x_t, *.x_b, *.sat, *.dxf), které podporuje většina CAD softwarů a pracuje s nimi jako s 3D virtuálním modelem. Tento 3D virtuální model ovšem neobsahuje informace o postupu vzniku svého tvaru, tedy o postupné tvorbě skic nebo použitých prvcích, jak je tomu při běžném modelování nového objektu v 3D softwarech. Přesto je možné v těchto 3D modelářích dodatečně zhotovení dalších úprav týkající se např. přidání tvarových prvků, změna měřítka, použití modelu pro výpočet pevnostní analýzy pomocí metody konečných prvků, vyhotovení výkresové dokumentace nebo pomocí Post-processingu vygenerovat ISO kód pro CNC výrobu [37, 38, 41 až 43].

Pro získání popisu jednotlivých bodů povrchu sledovaného objektu je zapotřebí digitizérů (skenerů), jejichž principy činnosti jsou různé a podle toho se také liší samotný způsob uskutečnění digitalizace. Faktory, které ovlivňují způsob provedení digitalizace, jsou [37, 38]:

- charakteristika digitalizovaného objektu (velikost, barva, objem, materiál);
- nároky na kvalitu digitalizovaných dat (množství dat, rozměrová přesnost);
- použití digitalizace (kontrola rozměrů v kusové, sériové nebo automatizované výrobě).

Navazujících postupů na reverzní inženýrství a digitalizaci jako takovou je nepřehledné množství. Na obr. 2.2 je schéma, které popisuje možné postupy řešení výrobního cyklu při používání reverzního inženýrství a digitalizace objektů [37, 38].



Obr. 2.2 Možné postupy řešení výrobního cyklu dané součástky [44].

Dnešní metody digitalizace je možné rozdělit do dvou základních kategorií [37, 38]:

- 2D digitalizace;
- 3D digitalizace.

2D digitalizace

Produkty 2D digitalizace jsou např. fotografie daného objektu nebo fotodokumentace výkresu strojní součásti, které jsou rovnou použity pro další zpracování. Obvykle jsou určeny k vytváření určitých podkladů, jako je prezentace produktu formou animací, jednoduchých schémat, vektorových formátů nebo s pomocí dalších úprav v podobě 3D modelu [37, 38].

3D digitalizace

Výstupem 3D digitalizace je mrak bodů popisující povrch skenovaného objektu. Tento popis však neobsahuje žádné další informace týkající se geometrických primitiv, jako je tomu u virtuálních 3D modelů vytvořených v CAD softwarech tradičním postupem. Pokud takto získaná data slouží pouze pro kontrolu vyrobené součásti v určitých měřicích bodech, není třeba dalších úprav. V případě vytvoření objemového tělesa je nezbytné získaná data upravovat, jak již bylo zmíněno v předchozí kapitole [37, 38].

2.1.2 Nástroje reverzního inženýrství

Nástroje pro reverzní inženýrství se skládají ze dvou základních skupin [37, 38]:

- hardwarové nástroje;
- softwarové nástroje.

Na obr. 2.3 je možné vidět, co si lze pod těmito dvěma skupinami představit.



Obr. 2.3 Nástroje reverzního inženýrství [45].

Mezi hardwarové nástroje lze zařadit [37, 38]:

- skener (digitizér);
- počítač s vybavením;
- ostatní příslušenství pro digitalizaci.

Skener (digitizér)

Zařízení, které slouží k digitalizaci povrchu snímaného objektu, je složeno obvykle ze [37, 38]:

- senzorové jednotky – zařízení složené z odpovídajících senzorů (dotykové, optické, polohové), které slouží pro samotné skenování daného povrchu objektu;
- výpočetní jednotky – systém určení pro přímé zpracování dat pořízených digitalizací a následnou vizualizaci celého procesu;
- příslušenství skeneru – potřebné vybavení pro ustavení a polohování skeneru během digitalizace.

Počítač s vybavením

Nezbytně nutnou výbavou počítače je software, pomocí kterého je možné získaná data z digitalizace dále upravovat. Pomocí počítače, vybaveného speciálním softwarem, je možné nahradit mrak bodů plochami vystihující co nejpřesněji povrch skenovaného

objektu, následného zobrazování provedených změn a uchovat upravená data na přenosové medium [37, 38].

Ostatní příslušenství pro digitalizaci

Tuto skupinu pomůcek, sloužících k realizaci a usnadnění digitalizace, představují [37, 38]:

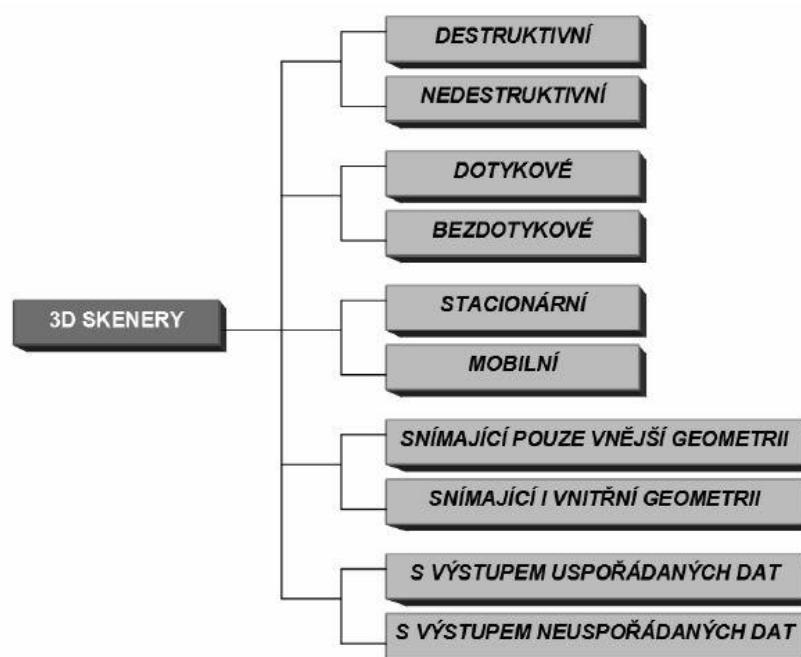
- referenční body;
- kalibrační desky a tyče;
- přípravky pro upevnění a polohování skenovaného objektu;
- práškové spreje a jiné prostředky pro změnu charakteristiky povrchu skenovaného objektu (poslední typy skenerů již tyto prostředky nevyžadují).

Softwarové nástroje lze použít pro [37, 38]:

- uskutečnění samotné digitalizace objektu;
- zpracování a úpravu získaných informací o povrchu modelu;
- výstupní kontrolu rozměrů výrobku;
- ostatní práci s upraveným 3D virtuálním modelem (pevnostní analýza pomocí MKP, úprava tvaru, výkresová dokumentace apod.).

2.2 Obecné rozdělení 3D skenerů

3D skenery prošly mnohaletým vývojem, kdy bylo zkonstruováno několik typů, které se lišily různým způsobem provedení samotného skenování viz obr. 2.4. Důležitým aspektem na začátku každého skenování je, zda bude digitalizován pouze povrch skenovaného objektu nebo bude nutné rozřezat objekt na několik vrstev a skenovat jednotlivé roviny řezů. Požadavky na přesnost skenování a také velikost skenovaného objektu se odráží v použití konkrétního typu 3D skeneru. Nárůst intenzity výroby v jednotlivých firmách reflektuje v používání takových typů 3D skenerů, které nabízejí vysokou produktivitu skenování bez nutných úprav povrchu (nanášení kovového prášku ve spreji). Tyto a další rozhodující požadavky se ovšem odrážejí do pořizovací ceny 3D skenerů, kdy se může jednat o několik statisíců až miliony korun. Zákazník proto musí zvážit poměr mezi cenou a adekvátní kvalitou skenování pro danou aplikaci [37, 38, 46, 47].



Obr. 2.4 Schéma rozdělení 3D skenerů z hlediska různých pohledů [48].

2.2.1 Destruktivní skenery

Digitalizací s využitím destruktivních skenerů je skenovaný předmět zcela zničen, jak vyplývá z názvu. Výhoda této metody však spočívá v digitalizaci objektů s velmi složitými tvarovými prvky nacházející se uvnitř součástí (dutiny, kanálky, díry apod.). Během digitalizace je postupně objekt frézován v horizontálních rovinách o tloušťce několika desetin či setin milimetru. Jednotlivé nově vzniklé řezy jsou skenovány a následně pomocí příslušného softwaru zkonstruovány v jeden celek – 3D virtuální model. Doba provedení digitalizace se odvíjí od velikosti skenovaného objektu a počtu jednotlivých řezů [37,38,46,47].

2.2.2 Nedestruktivní skenery

Nedestruktivní skenery představují celou řadu odlišných 3D skenerů na různém principu skenování. V dnešní době je jejich použití doménou nejen v oblasti strojírenského průmyslu, ale také v sochařství, stavebním průmyslu a v neposlední řadě ve zdravotnictví. Ne vždy totiž situace dovoluje digitalizovaný objekt zničit (sochy, zakázkový výrobek, lidské tělo apod.). Nedestruktivní skenery je možné rozdělit podle druhu kontaktu se skenovaným objektem a principu provedení skenování na [37, 38, 46, 47]:

- kontaktní skenery;
- bezkontaktní skenery.

2.2.3 Kontaktní skenery

Představiteli kontaktních skenerů jsou [37, 46]:

- 3D digitizéry;
- stacionární souřadnicové měřicí systémy CMM (Control Measuring Machine).

3D ruční digitizéry

Digitalizace povrchu objektu spočívá v přímém dotyku hrotu kontaktního skeneru s povrchem objektu. Před vlastní digitalizací je nutné připravit na povrch digitalizovaného objektu síť s body pro lepší orientaci během skenování. Během skenování jsou zaznamenávány jednotlivé body do souřadnicového systému (x, y, z). Následně použitím příslušného softwaru jsou získané body aproximovány křivkami, které následně mohou sloužit pro tvorbu ploch. Přesnost skenování pomocí kontaktních skenerů jednotlivých bodů (přesnost snímání 0,08 mm) je obdobná jako u optických, ale celý proces digitalizace je velmi zdlouhavý. Pro rychlejší průběh digitalizace se instaluje místo hrotu dotyková sonda, která snímá informace o prostoru a posílá je pomocí kabelů do softwaru. Na obr. 2.5 je možné vidět hlavního představitele ručních 3D digitizérů Microscribe [37, 46, 47, 49].



Obr. 2.5 Dotykový skener Microscribe [50].

Stacionární souřadnicové měřicí systémy CMM

Měřicí systémy CMM (Control Measuring Machine) jsou běžně používány pro kontrolu rozměrů vyrobených součástí, ale své uplatnění najdou také v digitalizaci. Přesnost provedení digitalizace se pohybuje v řádech tisícín milimetru. Nevýhody systémů CMM jsou [37, 38]:

- mobilita zařízení;
- časová náročnost provedení digitalizace;
- vysoké pořizovací náklady.

Nové produkty těchto systémů najdou své uplatnění ve velkých výrobních závodech, kontrolních laboratořích apod. [37, 38].

2.2.4 Bezkontaktní skenery

Z názvu je patrné, že se jedná o metodu skenování, která nevyžaduje přímý dotyk skenovacího zařízení (hrot, sonda) se skenovaným objektem. Digitalizovaný objekt není nutné vkládat do potřebného vybavení (přípravek, samotné skenovací zařízení) a je tedy možné provádět digitalizaci přímo na konkrétním místě, kde se nachází. V tomto případě nedochází k poškození digitalizované plochy objektu ani samotného přístroje [37, 38].

Bezkontaktní skenery lze rozdělit podle způsobu snímání na [37]:

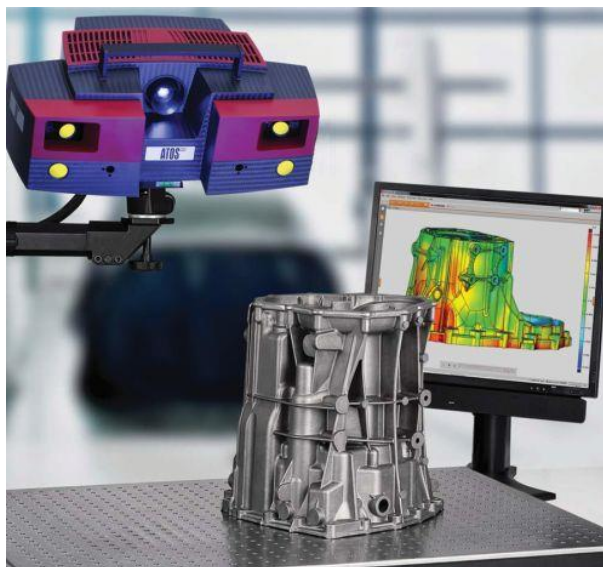
- optické skenery;
- laserové skenery;
- ultrazvukové skenery;
- rentgenové skenery.

2.2.5 Optické skenery

Skenování objektu pomocí optických skenerů je nutné provést z několika pohledů na daný objekt pro dostatečný počet zachycených snímků. Před vlastní digitalizací je důležité rozmístění referenčních bodů na povrchu objektu či jeho okolí, z důvodu orientace jednotlivých snímků v prostoru. Podle velikosti a složitosti předmětu, který se má digitalizovat, jsou zvoleny referenční body o různém průměru a jejich potřebný počet. Skenování je provedeno pomocí optického zdroje a jeho snímáním. Získané informace o povrchu objektu jsou přeneseny pomocí kabelů ze skeneru přímo do počítače, kde jsou příslušným softwarem dále zpracovány. Optické skenery disponují širokým rozsahem velikostí, nicméně snahou je používat skenery co nejkompaktnějších rozměrů pro snadné manipulování a přemístění. Uplatnění nacházejí nejen v 3D digitalizaci různě velkých či tvarově složitých objektů, ale je možné s nimi provádět kontrolní měření hotových součástí. Uživatel tak může dostat podrobné informace o porovnání rozměrů mezi vyrobenou součástí a virtuálním 3D modelem, který je vytvořen v CAD softwaru. Hlavní nevýhodou je provedení digitalizace u objektů, které mají lesklý povrch nebo jsou vyrobeny z průhledných materiálů. Tento handicap lze odstranit nanášením tenké vrstvy (kovový prášek ve spreji), která již umožňuje daný objekt digitalizovat [37, 46, 47, 51, 52].

Systém Atos

Optický systém Atos je produktem německé firmy GOM. Princip provedení digitalizace spočívá v projekci světla přes rastrovací systém na povrch skenovaného objektu (promítání proužků světla) a následného snímání této projekce pomocí dvou CCD kamer. Tento proces se provádí vícekrát z několika pozic pro získání utvořeného celku dat, které popisují skenovaný objekt. Digitalizovaný objekt může být vložen do přípravku, který zabrání případnému pohybu objektu během skenování nebo případně podle velikosti umístěn na zemi. Pokud to okolnosti vyžadují, je nutná úprava povrchu před samotným skenováním, jak bylo zmíněno výše. Pro vytvoření popisu povrchu skenovaného objektu (mrať bodů – Cloud of Points) je použita tzv. triangulační metoda s využitím digitálního image processingu. Výsledkem je na sobě nezávislý výpočet prostorových souřadnic bodů povrchu digitalizovaného objektu pro jednotlivé pixely CCD kamer. Na povrchu součásti jsou nalepeny referenční body příslušné velikosti, které slouží pro přesnou interpretaci jednotlivých snímků v prostoru. Nutností je zachycení alespoň tří stejných referenčních bodů v následujícím snímku za sebou. Jak bylo zmíněno, je možné digitalizovat jakkoliv velký a tvarově složitý objekt. Běžně se skenují objekty velké jako osobní automobil a v kombinaci s fotogrametrickým systémem Tritop i letadla. Optický skener je možné připevnit na stojan nebo pohyblivé rameno průmyslového robota. Skenovaným objektem je tedy pohybováno a skener je umístěn na stativu nebo naopak. Na obr. 2.6 je zobrazen optický skener Atos Triple Scan 16M [37, 46, 47, 51 až 53].



Obr. 2.6 Optický skener Atos Triple Scan 16M firmy GOM [54].

Systém Tritop

Fotogrametrický systém Tritop je určen pro přesné bezkontaktní měření polohy diskretních bodů a různých značek na povrchu digitalizovaného objektu. Tento systém se skládá z [37, 55]:

- digitálního fotoaparátu o vysokém rozlišení;
- notebooku;
- kalibračních tyčí;
- lepicích referenčních bodů;
- adaptéru.

Komponenty pro systém Tritop je možné vidět na obr. 2.7. Před pořizováním snímků z různých úhlů a pozic je opět nutné na digitalizovaný povrch objektu a okolo něj umístit optické body a kalibrační tyče pro posuzování velikosti digitalizovaného objektu. Na základě pořízených snímků z digitálního fotoaparátu jsou vypočteny nejen pozice jednotlivých snímků, ale i souřadnice měřených bodů na povrchu objektu v prostoru. Priority systému Tritop jsou [37, 55]:

- mobilita;
- flexibilita (hmotnost a velikost měřených objektů je neomezená);
- jednoduché ovládání;
- přímé rozhraní do softwaru systému Atos;
- měření horkých odlitků;
- měření objektů umístěných v přípravcích, v aktuálním stavu i v sestavě.

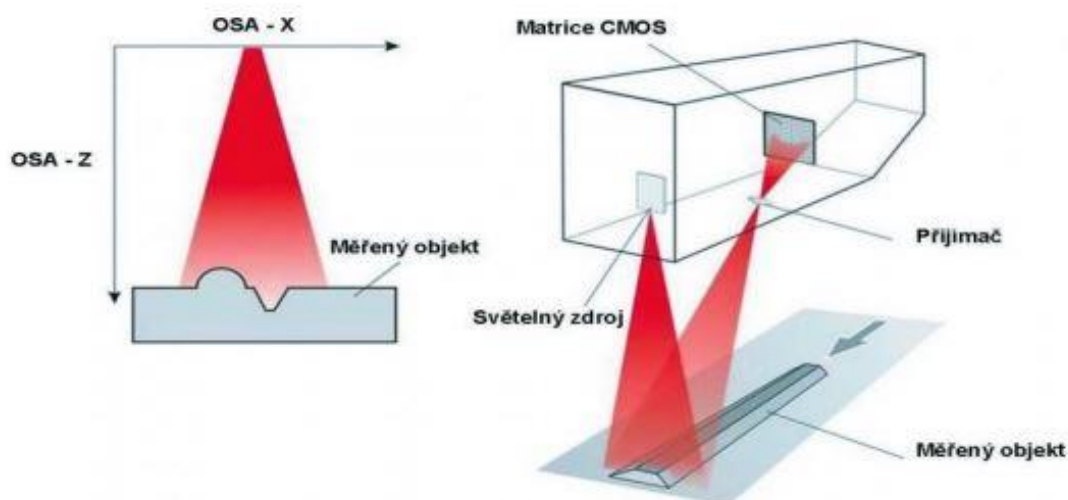
Doménou používání fotogrametrického systému Tritop je především kontrola kvality, reverzní inženýrství, deformační analýzy (pomocí MKP) a přímá spolupráce se systémem Atos pro skenování velkých objektů (osobní automobily, letadla apod.) [37, 55].



Obr. 2.7 Fotogrametrický systém Tritop [56].

2.2.6 Laserové skenery

Digitalizace pomocí laserových skenerů patří mezi bezkontaktní metody, kdy nedochází k přímému kontaktu mezi povrchem objektu a laserovou hlavou. Během digitalizace je promítán laserový paprsek na povrch tělesa a jeho odraz je snímán CCD senzory. Získaný odraz laserového paprsku je rozdělen na jednotlivé body a následně jsou zpětně dopočítány jejich souřadnice. Senzory snímají také úhel, pod kterým se odražený laserový paprsek vrazí zpět. Vyhodnocením těchto informací je získán celkový popis tvaru a rozměrů daného digitalizovaného objektu. Na obr. 2.8 je zjednodušeně znázorněn princip činnosti digitalizace pomocí laserového skeneru. Samozřejmě je možné umístění laserového skeneru na statický stojan a digitalizovaným objektem pohybovat. Druhá možnost spočívá v umístění laserového skeneru na pohyblivé rameno, jež by se pohybovalo v různých pozicích okolo digitalizovaného objektu, který by se staticky nehýbal. Nejčastější použití laserových skenerů je v případech, kdy kontaktní či optické skenery selhávají z důvodu fyzikálních vlastností povrchu digitalizovaného objektu. Díky vysoké přesnosti mají své uplatnění také v kontrole rozměrů jednotlivých dílů [46, 47, 57, 58].



Obr. 2.8 Princip činnosti laserové hlavy během skenování [57].

2.2.7 Ultrazvukové skenery

3D digitalizace je prováděna ručně pomocí ultrazvukové sondy, která má tvar připomínající pistoli, na jejímž konci je kovový hrot. Přiložením kovového hrotu na povrch digitalizovaného objektu a následným stisknutím příslušného tlačítka je vyslán ultrazvukový signál. Pomocí ultrazvukových čidel je vyslaný signál převeden do prostorových souřadnic, které je možné přímo vkládat do CAD softwarů nebo datových souborů. Nevýhoda tohoto zařízení spočívá v jeho malé přesnosti, která se pohybuje v rozmezí 0,3 až 0,5 mm. Ve strojírenství jsou ultrazvukové skenery používány pouze pro nedestruktivní kontrolu a hledání výskytu vad uvnitř kovových i nekovových materiálů. Jedná se zejména o [46]:

- hutní polotovary;
- odlitky;
- výkovky;
- obrobky;
- svařence;
- plasty;
- keramické materiály;
- některé kompozitní materiály.

Ultrazvukové skenery získaly své podstatné uplatnění především v oblastech lékařství oproti strojírenskému průmyslu [46].

2.2.8 Rentgenové skenery

Prostřednictvím rentgenového záření produkovaného z rentgenových skenerů je možné získat popis vnitřní geometrie daných objektů. Jedná se o další z nedestruktivních a zároveň bezkontaktních metod digitalizace. Na rozdíl od známých, klasických rentgenových zařízení používaných v lékařství, mají rentgenové skenery používané ve

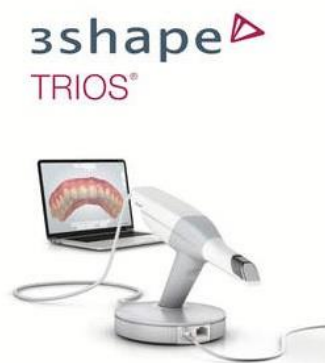
strojírenském průmyslu o mnoho vyšší intenzitu rentgenového záření. Jedna z možností, jak digitalizovat a především kontrolovat objekt, spočívá v pootáčení objektu kolem své osy a pořizování rentgenových snímků v dané pozici. Z pořízených rentgenových snímků je pomocí příslušného softwarového vybavení vytvořen virtuální 3D model. Tímto způsobem je možné kontrolovat tvary a rozměry jednotlivých součástí nebo jejich konkrétní místa, které by jinak nebylo možné kontrolovat použitím jiných měřicích metod. Jedná se především o vnitřní geometrii (dutiny). Snahou je vyrábět mobilní rentgenová zařízení, aby bylo možné provádět kontrolu přímo v provozu nebo na místě určeném pro sestavení jednotlivých dílů (potrubí, kotle, tlakové nádoby apod.) [46].

2.3 Digitalizace místa pro budoucí konstrukci zubní náhrady

Pro získání informací, které by přesně popisovaly prostor pro navržení budoucí konstrukce zubní náhrady, byl použit moderní přístup – skenování pomocí intraorálního skeneru Trios od firmy 3shape. V následujících kapitolách je popsán intraorální skener Trios a samotný postup digitalizace tímto zařízením.

2.3.1 Intraorální skener Trios firmy 3shape

Jedná se o zařízení, které usnadní práci nejen zubaři, ale také protetikovi v zubní laboratoři. Digitalizace intraorálním skenerem je provedena za pomoci pořízení snímků v HD kvalitě v kombinaci promítání bílého světla na skenovaný povrch, který je zpětně snímán zabudovanou kamerou. Získané informace jsou ihned zobrazeny v příslušném softwaru na počítači, ke kterému je skener připojen viz obr. 2.9. Obsluha skeneru má okamžitou představu, zda skenování probíhá ve správném místě a podle potřeby při vytažení skeneru z úst, může efektivně začít digitalizaci na místě, kde byla přerušena. Skener umožňuje barevnou projekci, kdy je možné získat přesné informace popisující odstín barvy pro budoucí korunku. Tato výhoda usnadňuje práci protetikovi v zubní laboratoři, který by musel přirovnávat odstín barvy pomocí šablony na základě vlastního rozhodnutí. Intraorální skener umožňuje pořízení digitálních dat daleko rychleji v řádu několika minut oproti konvenční metodě, která používá k otisku dentální pryskyřici a sádku. Zhotovený sádkový model konvenční metodou nemusí být vymodelován na první pokus, může také dojít k jeho destrukci a nemusí vždy přesně popisovat tvar otisknutého místa. Sádkový model je nutné digitalizovat v zubní laboratoři pomocí laboratorního skeneru, kdežto při použití intraorálního skeneru jsou získány data ihned. Intraorální skenery jsou neustále vyvíjeny a jejich používání se v několika letech stane běžnou záležitostí [59].



Obr. 2.9 Intraorální skener Trios firmy 3shape [60].

2.3.2 Digitalizace ústní dutiny pacienta pomocí intraorálního skeneru Trios

Před začátkem samotné digitalizace bylo nutné vyšroubovat vhojovací váleček pro získání informací ohledně tvaru okolní dásně viz obr. 2.10. Protetik tak dostane informace o tvaru a velikosti okolní dásně (gingivy).



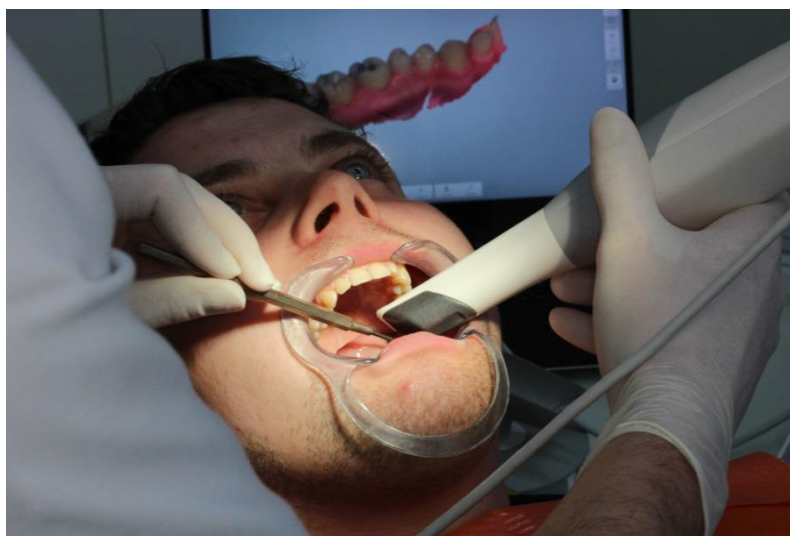
Obr. 2.10 Tvar dásně bez vhojovacího válečku.

Obsluha intraorálního skeneru Trios není příliš složitá, neboť naskenované místo je ihned zobrazeno na monitoru připojeného počítače. Digitalizace byla nejprve provedena na spodní čelisti, kdy bylo dostačující získání informací ohledně tvaru pouze poloviny čelisti. Byly skenovány i plochy sousedních zubů (meziální, distální) ve spodní čelisti, pro přesné modelování virtuální konstrukce zubní náhrady. Následně bylo provedeno skenování protějších zubů v horní čelisti a celková styková plocha (okluzní), opět bylo dostačující získání informací ohledně tvaru pouze poloviny čelisti. Pro přesné modelování virtuální konstrukce zubní náhrady bylo nutné skenování vnější strany zubů obou čelistí při plném skousnutí (okluze). V konečné fázi digitalizace pomocí intraorálního skeneru je zapotřebí do dentálního implantátu zašroubovat skenovací tělísko viz obr. 2.11. Skenovací tělísko slouží pro správnou orientaci budoucí konstrukce zubní náhrady při jejím virtuálním modelování, ale hlavně také při samotném zavádění do úst pacienta. Získaná data sloužila pro další zpracování v zubní laboratoři, kde byl proveden návrh konstrukce zubní náhrady.



Obr. 2.11 Zavedení skenovacího tělíška.

Celková digitalizace pomocí intraorálního skeneru Trios firmy 3shape byla provedena během několika minut bez jakýchkoliv komplikací. Na obr. 2.12 je možné vidět průběh digitalizace, včetně projekce konkrétní digitalizované části chrupu pacienta na monitoru počítače.

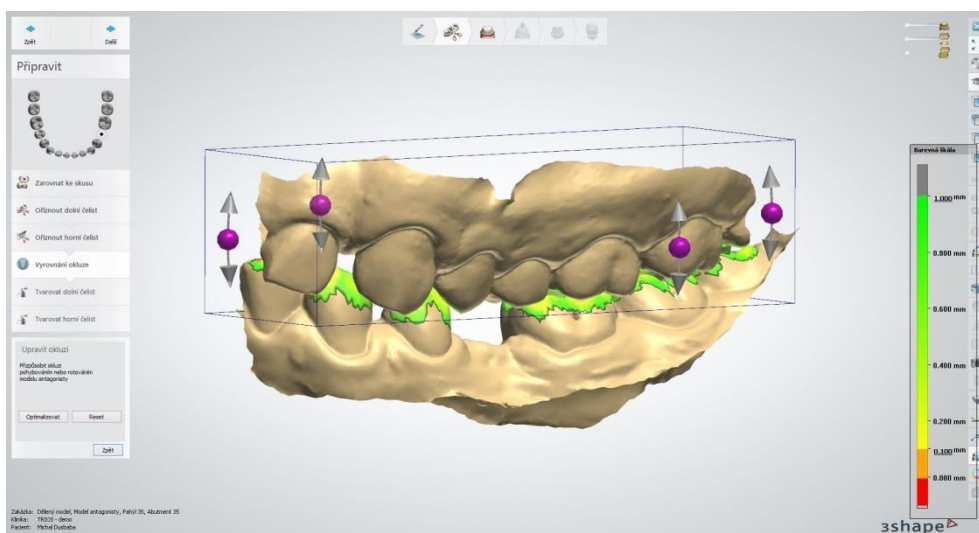


Obr. 2.12 Průběh digitalizace pomocí intraorálního skeneru Trios firmy 3shape.

2.4 Virtuální modelování konstrukce zubní náhrady a okolního místa

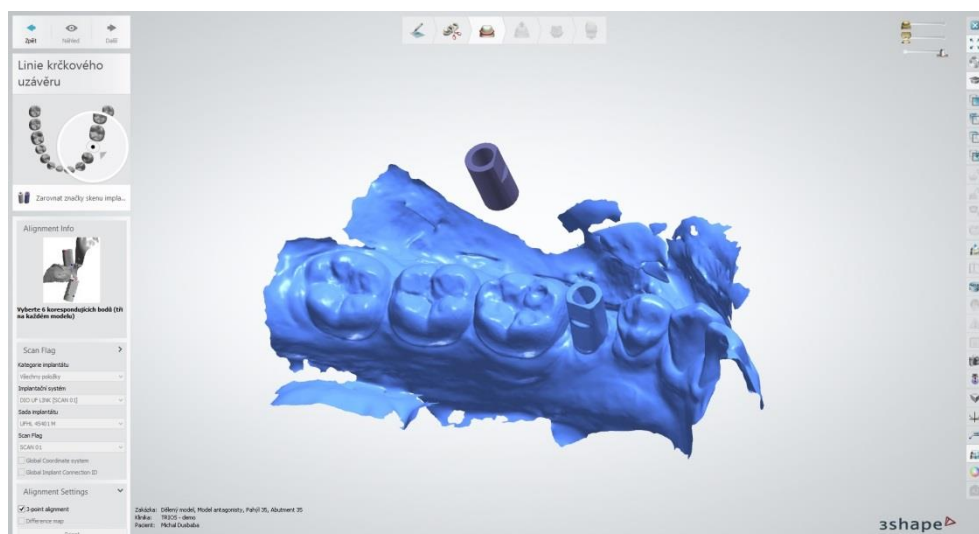
Získaná data z digitalizace získaná pomocí intraorálního skeneru Trios firmy 3shape, byla importována do softwaru 3shape dental system – DentalDesigner 2015. Virtuální modelování konstrukce zubní náhrady bylo provedeno v akreditované zubní laboratoři Eurodent Tomáše Skoupého se sídlem v Brně. Na začátku práce ve zmíněném softwaru je nutné vyplnit zakázkový formulář, který obsahuje důležité informace o zákazníkovi, pacientovi a detaily příslušné zakázky. Rozhodujícím faktorem je správné nastavení typu a základních rozměrů použitého dentálního implantátu, který má pacient zaveden v čelistní

chrupem pacienta, kdy musel pacient skousnout čelisti k sobě podle přirozeného stavu při přijímání potravy. Uživateli softwaru se dostává přímého vyhodnocení jednotlivých vzdáleností pomocí barevné mapy v místech styku, která je označena určitým rozsahem vzdáleností v jednotkách milimetrů viz obr. 2.15. Tato kontrola je také prováděna pro správnou orientaci budoucí virtuální konstrukce zubní náhrady.



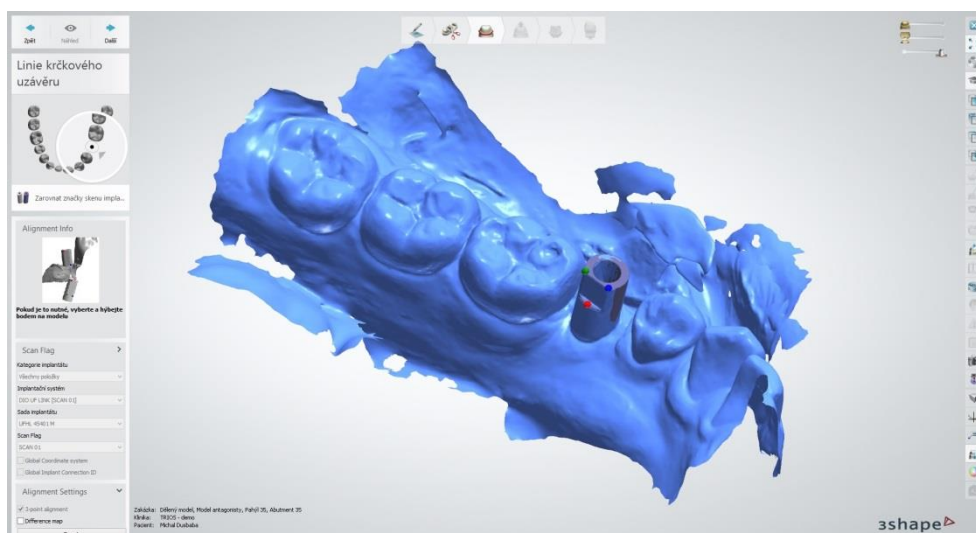
Obr. 2.15 Kontrola okluze.

V dalším kroku přípravy, před samotným virtuálním modelováním budoucí konstrukce zubní náhrady, je možné upravovat tvar povrchu naskenovaných částí čelistní kosti. Jedná se o prostorovou úpravu nežádoucích tvarů, které vznikly během skenování nebo jinou příčinou. Tato úprava nebyla potřebná, neboť digitalizace intraorálním skenerem proběhla bez komplikací. Poslední důležité nastavení, které je nutné udělat před virtuálním modelováním konkrétní konstrukce zubní náhrady, bylo spárování oskenovaného tělíska v ústech s virtuálním 3D modelem tělíska. Na obr. 2.16 je možné vidět digitalizovaný povrch spodní čelisti se zavedeným skenovacím tělískem a vygenerované virtuální 3D skenovací tělísko znázorněné tmavě modrou barvou.



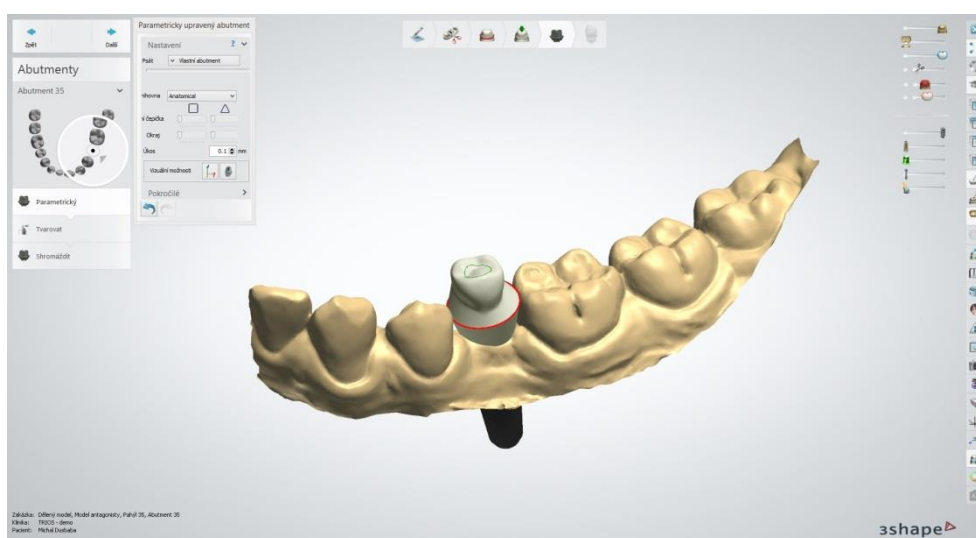
Obr. 2.16 Vygenerovaný virtuální 3D model skenovacího tělíska.

Na obr. 2.16 je možné vidět skenovací tělísko, které je opatřeno zfrézovanou ploškou, která poskytuje lepší orientaci v prostoru. K určení správného spárování obou tělísek je zapotřebí vybrání tří bodů na ploše každého tělíska. Přiřazení konkrétní pozice obou tělísek pomocí tří bodů bylo provedeno následujícím způsobem viz obr. 2.17.



Obr. 2.17 Přiřazení konkrétní pozice obou tělísek (naskenované, virtuální).

Po provedení všech potřebných nastavení a jejich potvrzení byl softwarem DentalDesigner 2015 automaticky vygenerovaný tvar virtuální konstrukce zubní náhrady, jak je možné vidět na obr. 2.18.



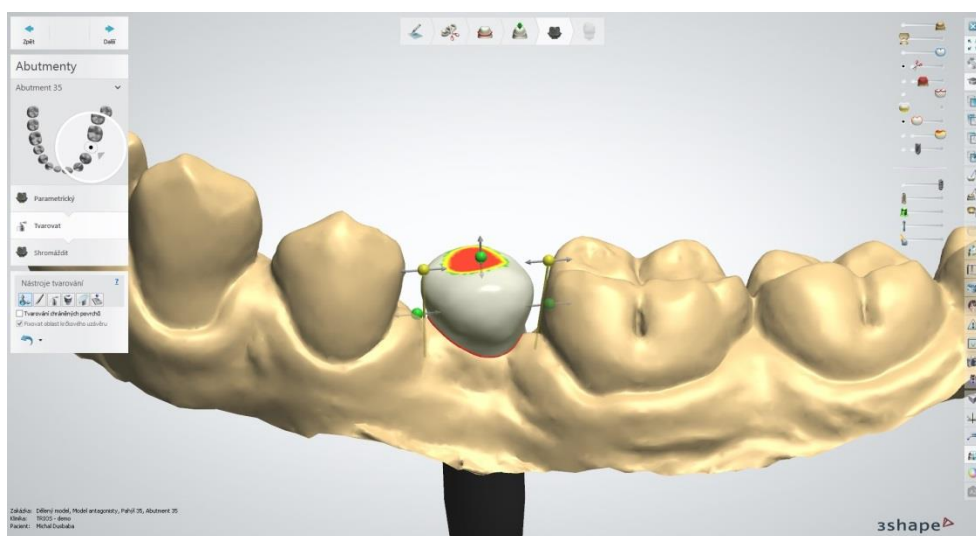
Obr. 2.18 Automaticky vygenerovaný tvar virtuální konstrukce zubní náhrady.

Vygenerovaný tvar virtuální konstrukce zubní náhrady bylo nutné samozřejmě dále upravovat. Úpravy spočívaly v zanoření konstrukce zubní náhrady pod gingivu, její tvarování podle určitých pravidel a zároveň podle konkrétního tvaru okolních zubů. Pro tyto úpravy software nabízí použití prvků označovaných *Nástroje tvarování*.

Mezi nepoužívanější nástroje tvarování patří:

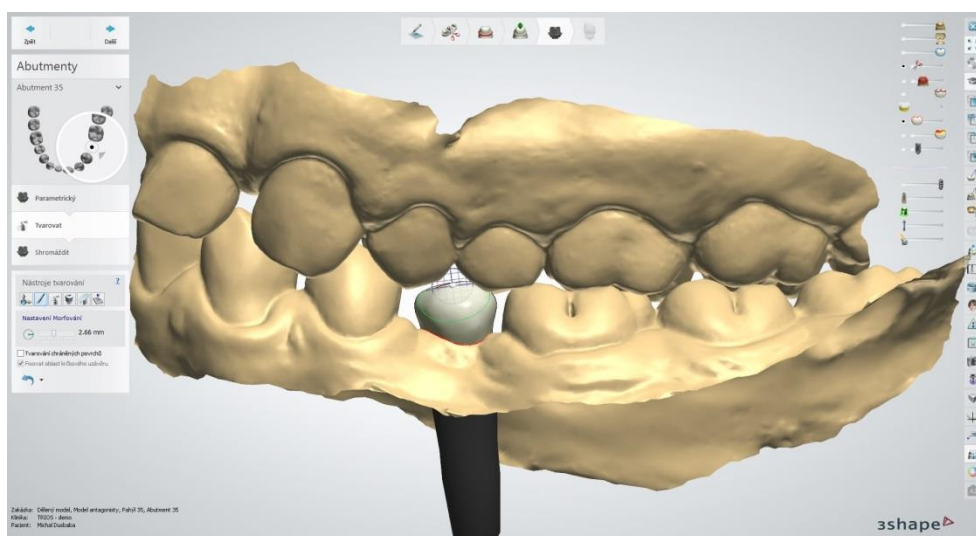
- *Globální transformace;*
- *Morfování;*
- *Voskový nůž.*

Použitím nástroje zvaného *Globální transformace* je možné měnit tvar konstrukce zubní náhrady pomocí tažení myši za příslušné body, které jsou zobrazeny na jejím povrchu viz obr. 2.19.



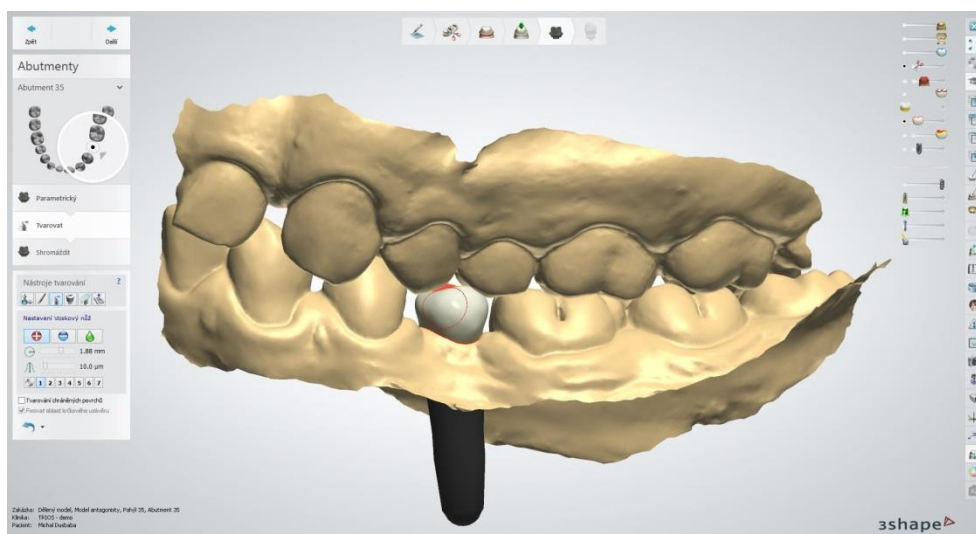
Obr. 2.19 Použití nástroje tvarování – *Globální transformace*.

Na obr. 2.19 je možné vidět červené kolečko na vrchní ploše konstrukce zubní náhrady, které vyznačuje polohu montážního otvoru pro spojení s dentálním implantátem pomocí příslušného šroubu. Použitím nástroje tvarování – *Morfování* bylo možné měnit tvar plochy konstrukce zubní náhrady pomocí tažení kurzoru myši v jakémkoliv bodě. Tímto způsobem bylo možné pohybovat s plochou do různých směrů. Na obr. 2.20 je možné vidět konkrétní zvolený bod na ploše konstrukce zubní náhrady a okolo něj tenkou zelenou čarou ohraničená oblast, která bude tvarově ovlivněna případnou změnou polohy daného bodu. Okolo zvoleného bodu je zobrazena menší kružnice s mřížkou pro lepší prostorovou představivost.



Obr. 2.20 Použití nástroje tvarování – *Morfování*.

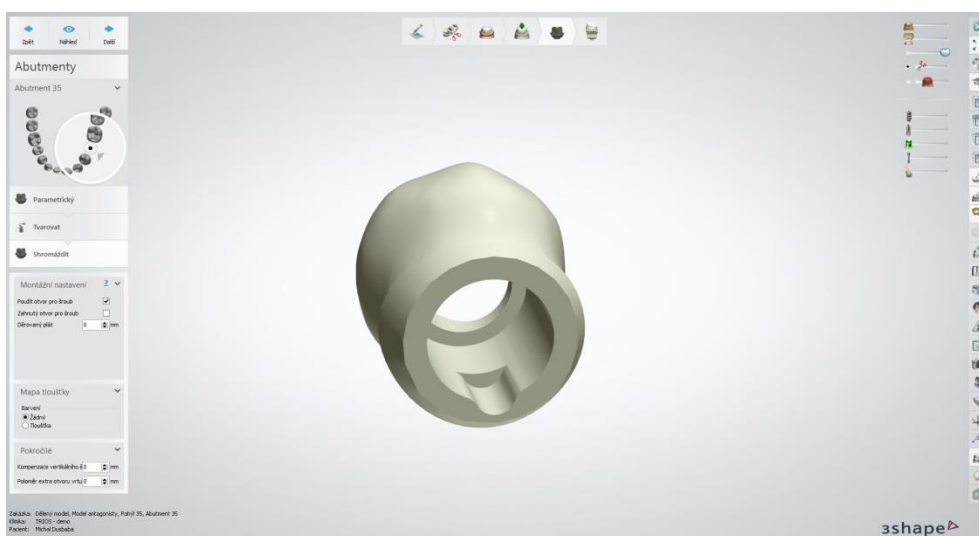
Třetím nepoužívanějším nástrojem tvarování je *Voskový nůž*. Po zvolení tohoto nástroje je kurzor myši nahrazen kružnicí o nastavitelném průměru a pouze v oblasti nastaveného průměru kružnice dochází ke tvarové změně na konkrétním místě virtuální konstrukce zubní náhrady viz obr. 2.21.



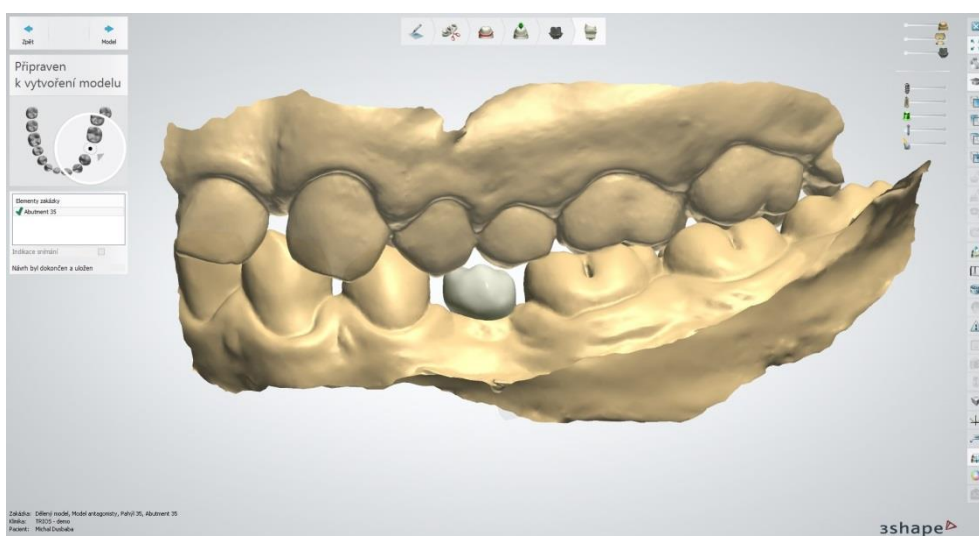
Obr. 2.21 Použití nástroje tvarování – *Voskový nůž*.

Práce v softwaru DentalDesigner 2015 není složitá, ale modelování konstrukce zubní náhrady má z pohledu stomatologie svoje daná pravidla. Jsou předepsány určité zásady jak má jednotlivý zub v ideálním případě vypadat, nicméně konečný tvar konstrukce zubní náhrady pro konkrétního pacienta se vždy odvíjí od jeho stávajícího chrupu. Po zadání konkrétního typu dentálního implantátu a podpěry (abutment) je automaticky vygenerován otvor, pro spojovací šroub mezi konstrukcí zubní náhrady a dentálním implantátem, včetně tvarového vybrání, které slouží pro přesnou pozici budoucí korunky viz obr. 2.22. Výsledný virtuální model konstrukce zubní náhrady je vždy menší a jeho vnější tvarová

plocha musí být vzdálena 1 až 1,5 mm od kontaktních ploch ostatních sousedních i protějších zubů viz obr. 2.23.



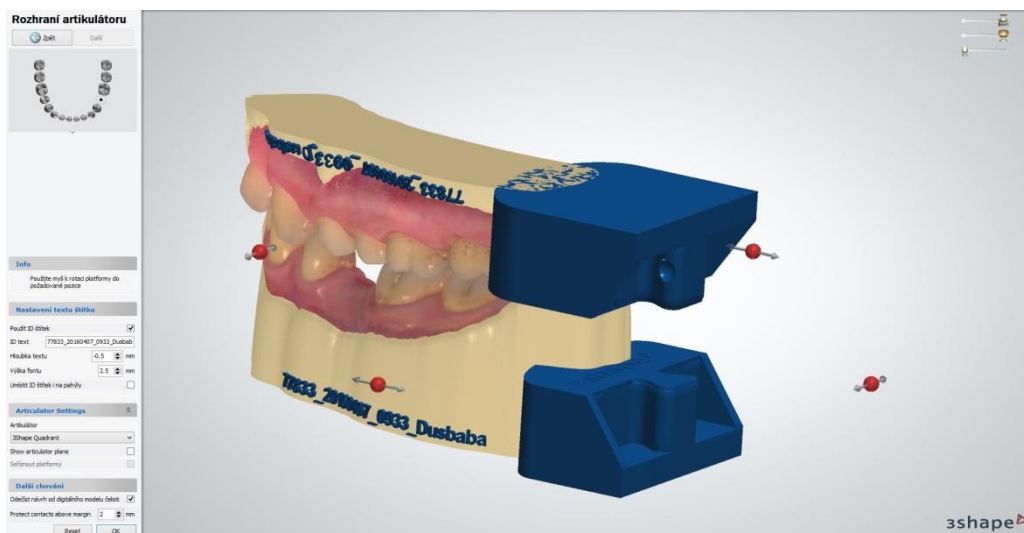
Obr. 2.22 Automaticky vygenerovaný otvor pro spojovací šroub mezi dentálním implantátem a konstrukcí zubní náhrady včetně tvarového vybrání pro správnou orientaci.



Obr. 2.23 Konečný virtuální model konstrukce zubní náhrady.

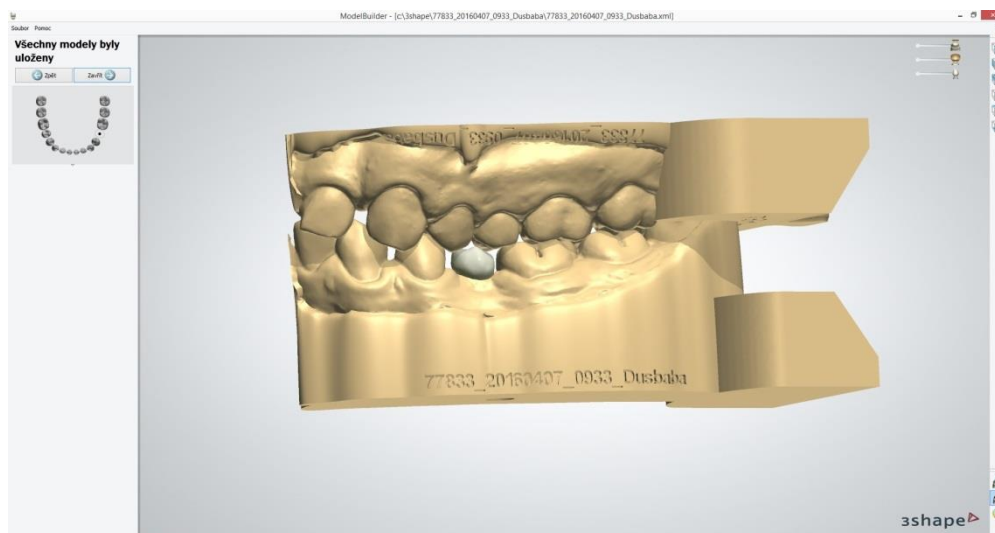
Důvodem je následná dokončovací operace, kdy je na konstrukci zubní náhrady nanesena vrstva keramického materiálu, která je následně vypálena v peci. Aby mohl zubní laborant tento keramický materiál na konstrukci zubní náhrady nanést, musí mít fyzický přesný model naskenované oblasti okolních zubů. V softwaru DentalDesigner 2015 byla provedena příprava modelu obou částí čelistní kosti pro jeho výrobu pomocí 3D tisku. Pro správnou pozici zhotovené konstrukce zubní náhrady je automaticky vygenerován speciální otvor ve virtuálním modelu dolní čelisti. Do tohoto otvoru zubní laborant usadí vyrobenou konstrukci zubní náhrady přesně tak, jak bude následně nasazena pacientovi do ústní dutiny. Aby byl dodržen požadovaný výsledný tvar budoucí korunky, jsou na virtuálním modelu čelisti navrženy tvarové úchyty pro speciální přípravek zvaný artikulátor viz obr. 2.24. Tvarové úchyty musí být přesně navrženy, aby při manipulaci

s vytisknutým modelem v artikulátoru byla dodržena stejná pozice čelistí, která odpovídá situaci v pacientově ústní dutině. Použitím artikulátoru má zubní laborant vizuální kontrolu okluze během dokončovacích operací výroby korunky.



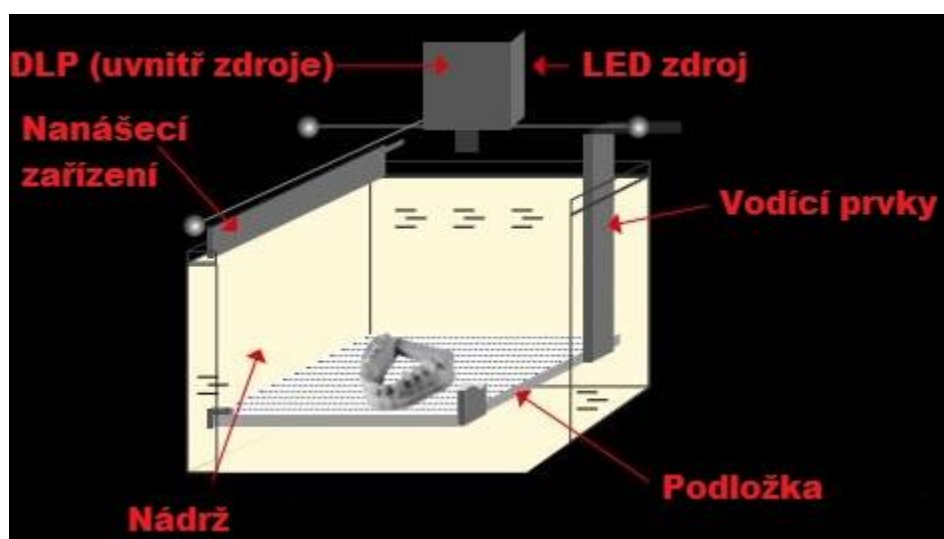
Obr. 2.24 Ustavení tvarových úchyťů pro artikulátor.

Po správném umístění tvarových úchyťů pro artikulátor bylo virtuální navrhování dokončené. Výsledný virtuální model viz obr. 2.25 obou čelistí včetně tvarových úchyťů byl odeslán na externí pracoviště, kde byl vyroben pomocí 3D tisku. Na modelu jsou uvedeny informace týkající se zakázky a přímení pacienta z důvodu zabránění nežádoucí záměny s ostatními modely.



Obr. 2.25 Výsledný virtuální model čelistí.

3D tisk virtuálního modelu čelistí byl realizován německou firmou Innovation MediTech, která používá Scan – LED technologii. Schéma zařízení, které využívá tuto technologii je znázorněno na obr. 2.26. Výroba modelu metodou Scan – LED je založena na postupném vytvrzování speciální pryskyřice v jednotlivých vrstvách pomocí zdroje LED světla [61].



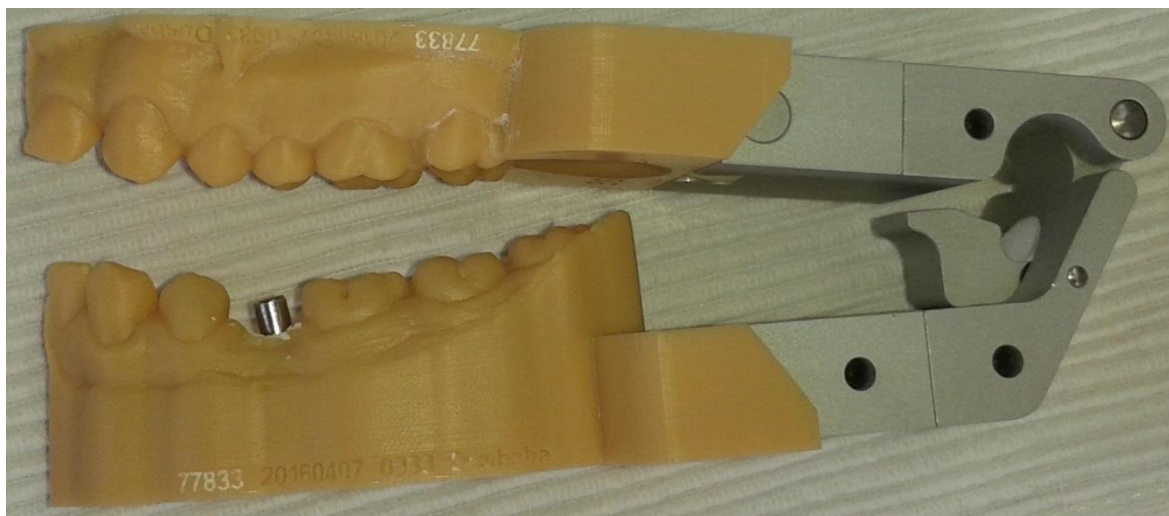
Obr. 2.26 Schéma Scan – LED technologie [61].

Modely vyrobené ze speciální pryskyřice jsou neprůhledné, ve dvou barevných variantách (běžová, slonová kost). Materiál je odolný vůči vlhkosti, světlu a je otěruvzdorný. Základní vlastnosti materiálu pod označením FotoDent® LED. A, ze kterého byl virtuální model čelistí vyroben, jsou uvedeny v tab. 2.1 [61].

Tab. 2.1 Základní vlastnosti materiálu FotoDent® LED. A [61].

Vlastnosti	Hodnoty
Barva	neprůhledná běžová a slonová kost
Hustota	1,1 až 1,2 g.ml ⁻¹
Viskozita (při 23°C)	1,15 až 1,4 Pa.s
Modul pružnosti	1700 až 2200 MPa
Pevnost v ohybu	90 až 115 MPa
Prodloužení	8 až 10 %
Tvrдость	80 až 84 Shore D

Tato technologie se používá pro výrobu zubních přípravků, ve kterých je ověřena okluze pacienta a správná pozice konstrukce zubní náhrady včetně implantátu, abutmentu nebo podpěry zvané interface. Na obr. 2.27 je možné vidět vyrobený model čelistí Scan – LED technologií, který je umístěn do artikulátoru pro dokončovací operace konstrukce zubní náhrady.



Obr. 2.27 Vytisknutý model části horní a dolní čelistní kosti pacienta.

3 VÝROBA KONSTRUKCE ZUBNÍ NÁHRADY POMOCÍ PĚTIOSEHO CNC STROJE

Tato kapitola pojednává o postupu výroby navržené tvarově složité konstrukce zubní náhrady. Konstrukce zubní náhrady byla vyrobena ve firmě ZrO2 s.r.o., se sídlem v Milonicích okres Blansko, pomocí pětiosého obráběcího CNC stroje značky DGM Ultrasonic 20.

3.1 Obráběcí stroj

Výroba konstrukce zubní náhrady byla realizována pomocí pětiosého obráběcího CNC stroje značky DGM Ultrasonic 20 viz obr. 3.1.



Obr. 3.1 Pětiosý obráběcí CNC stroj DGM Ultrasonic 20.

Základní informace týkajících se technických parametrů univerzálního obráběcího centra značky DGM Ultrasonic 20 jsou [62]:

- pojezdy (X / Y / Z) = (200 / 200 / 280 mm);
- lineární pohony v osách X, Y, Z;
- pevný stůl s T – drážkami;
- upínání nástrojů HSK 32S/HSK 32E;
- max. otáčky HSK 32 E 42000 ot/min;
- max. otáčky HSK 32 S 10000 ot/min;
- frekvence Ultrasonic 20 až 30,5 kHz;
- 24 míst v zásobníku pro upínání HSK 32S / HSK 32E;
- řídicí systém Siemens 840D Solution Line;
- ruční kolečko řízení;
- rychloupínací systém EROWA ITS 100;
- přívod vnitřního chlazení středem vřetene;

- odsávání par z pracovního prostoru;
- měření nástrojů laserem Renishaw;
- chladicí agregát pro elektro skříň.

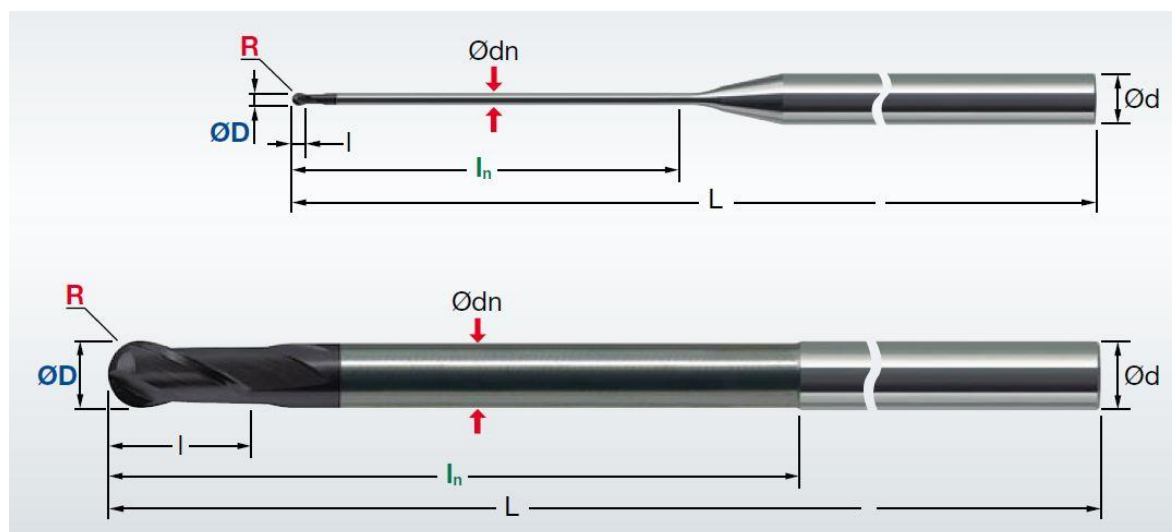
3.2 Použité frézovací nástroje pro zhotovení konstrukce zubní náhrady

Pro výrobu konstrukce zubní náhrady z materiálu ZrO_2 TZP, byly použity 3 frézovací nástroje od výrobce Hitachi, pod obchodním označením řady D-EPDB. V tab. 3.2 jsou uvedeny základní rozměry použitých nástrojů, které jsou seřazeny podle technologických operací, aplikovaných na výrobě konstrukce zubní náhrady.

Tab. 3.2 Základní rozměry nástrojů Hitachi (řada D-EPDB) [63].

Katalogové označení	$\varnothing D$ [mm]	R [mm]	l_n [mm]	l [mm]	$\varnothing d_n$ [mm]	L [mm]	$\varnothing d$ [mm]
D-EPDB-2020-20	2	1	30	3	1,9	60	4
D-EPDB-2020-20	2	1	30	3	1,9	80	4
D-EPDB-2010-10	1	0,5	20	1,5	0,95	60	4

Na obr. 3.2 je znázorněné schéma nástroje značky Hitachi se základními zakotovanými rozměry, které reflektují hodnoty uvedené v tab. 3.2



Obr. 3.2 Schéma nástrojů Hitachi se základními rozměry [63].

Kompletní informace ohledně nástrojů Hitachi (řada D-EPDB) jsou uvedeny v katalogovém listu výrobce v příloze P2. Tyto nástroje jsou charakteristické diamantovým povlakem v oblasti řezné části nástroje, který disponuje vysokou tvrdostí a chemickou odolností. Obráběcí nástroje s diamantovým povlakem jsou hojně používány pro náročné

obrábění vysoce abrazivních a tvrdých materiálů, jakým oxid zirkoničitý stabilizovaný Ytriem bezesporu je. Na obr. 3.3 jsou znázorněny frézovací nástroje včetně držáků, umístěné v řetězovém zásobníku obráběcího stroje, podle sledu jednotlivých technologických operací, aplikovaných na výrobě konstrukce zubní náhrady.

Jedná se o nástroje (z levé strany viz obr. 3.3):

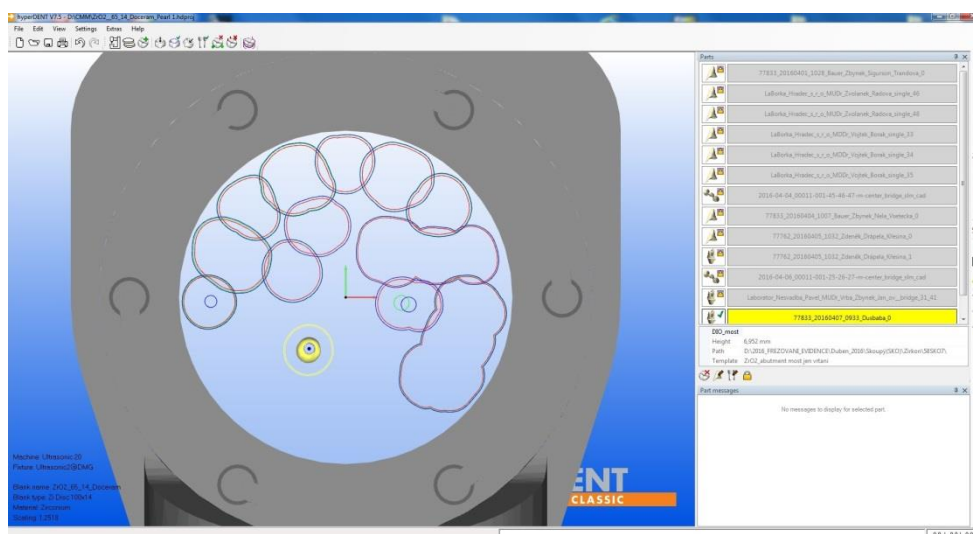
- pro hrubovací operace $\varnothing D = 2$ mm, označení nástroje v NC programu – T3;
- pro dokončovací operace $\varnothing D = 2$ mm, označení nástroje v NC programu – T4;
- pro dokončovací operace $\varnothing D = 1$ mm, označení nástroje v NC programu – T2.



Obr. 3.3 Frézovací nástroje značky Hitachi.

3.3 Obrábění konstrukce zubní náhrady

Řídicí program pro pětiosý obráběcí stroj DGM Ultrasonic 20 byl vytvořen v softwaru hyperDENT V7.5. Na začátku práce byla načtena data ve formátu *.stl, kdy software umístil navrženou konstrukci zubní náhrady do prostoru virtuálně zobrazeného diskového polotovaru viz obr. 3.4.



Obr. 3.4 Umístění navržené konstrukce zubní náhrady do prostoru diskového polotovaru.

Obráběný materiál byl oxid zirkoničitý stabilizovaný Ytriem (ZrO_2 TZP) ve tvaru disku o průměru 98,3 mm a tloušťky 14 mm viz obr. 3.5. V případě použití tohoto materiálu software hyperDENT V7.5 pracuje se specifickými parametry obrábění, které odpovídají individuálnímu faktoru zvětšení. Materiál následnými výrobními operacemi (slinutí

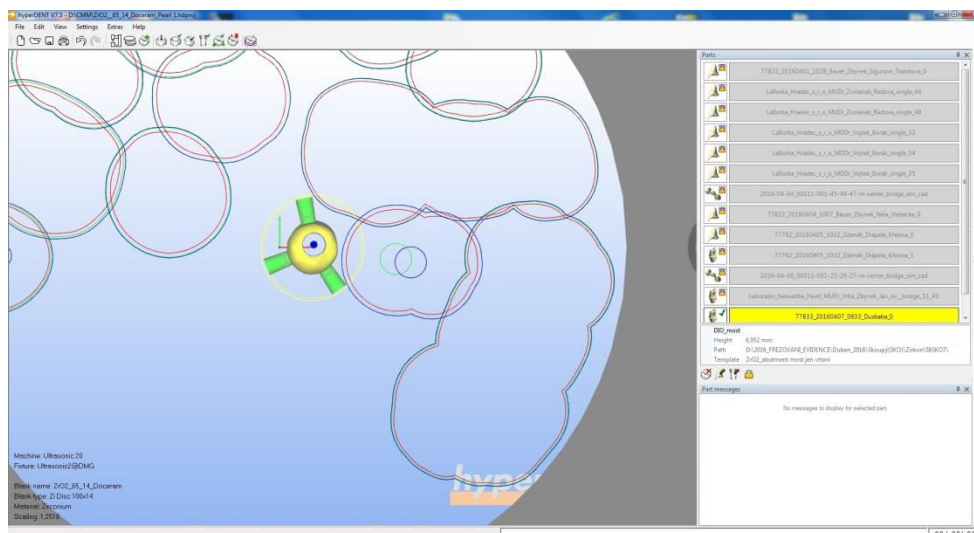
v peci) mění celkové rozměry, a proto byla navržená konstrukce zubní náhrady vyrobena 1,2518 krát větší. Materiál dodává německá firma, jejíž produkt, který byl použit, je označen názvem Nacera® Standart 98.



Obr. 3.5 Speciální držák materiálu s diskovým polotovarem z materiálu ZrO_2 TZP.

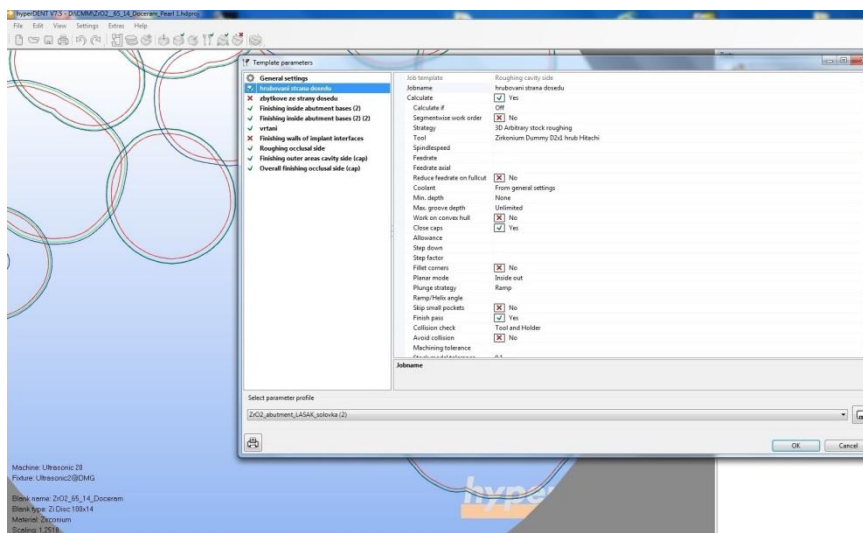
Pro další práci v softwaru hyperDENT V7.5 bylo nejprve nutné umístit navrženou konstrukci zubní náhrady do konkrétního místa tak, aby byl materiál polotovaru efektivně využit, bez zbytečně velkého odpadu viz obr. 3.6. Software hyperDENT automaticky navrhne tři konektory o průměru 2 mm, které zabraňují nežádoucímu propadení obrobeneho výrobku do prostoru obráběcího CNC stroje a následné ztrátě. Konektory je

důležité umístit tak, aby správně podepřely obráběnou součást a zabránily tak možnému průhybu od silového zatížení obráběcího nástroje. Na obr. 3.6 je možné vidět konstrukci zubní náhrady zobrazenou žlutou barvou, příslušné konektory zelenou barvou a půdorysné průměty, které představují tvar odebraného materiálu z polotovaru již vyrobených součástí.



Obr. 3.6 Umístění navržené konstrukce zubní náhrady do prostoru přípravku včetně konektorů.

Po vhodném umístění navržené konstrukce zubní náhrady včetně konektorů do prostoru polotovaru, byly softwarem vygenerovány všechny obráběcí strategie, které byly aplikovány pro její výrobu viz obr. 3.6. Součástí každé vygenerované obráběcí strategie jsou předem nastavené řezné podmínky.



Obr. 3.6 Vygenerované potřebné obráběcí strategie pro výrobu navržené konstrukce zubní náhrady.

Pro výrobu konstrukce zubní náhrady byly použity následující obráběcí strategie:

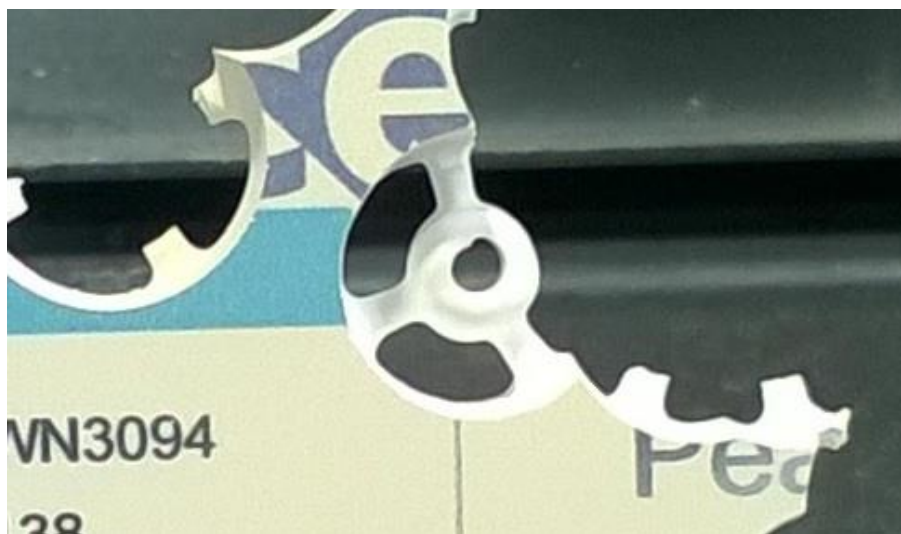
- 1) hrubování ze strany dosedací plochy (3D Arbitrary Stock Roughing)

- nástroj T3 ($\emptyset D = 2 \text{ mm}$, $R = 1 \text{ mm}$, $l_n = 30 \text{ mm}$);
- 2) hrubování ze strany dosedací plochy (Finish Pass)
 - nástroj T3 ($\emptyset D = 2 \text{ mm}$, $R = 1 \text{ mm}$, $l_n = 30 \text{ mm}$);
- 3) dokončovací obrábění vnitřní plochy pro budoucí podpěru interface (5X Boss Finishing)
 - nástroj T4 ($\emptyset D = 2 \text{ mm}$, $R = 1 \text{ mm}$, $l_n = 30 \text{ mm}$);
- 4) dokončovací obrábění vnitřní plochy pro budoucí podpěru interface (5X Boss Finishing)
 - nástroj T2 ($\emptyset D = 1 \text{ mm}$, $R = 0,5 \text{ mm}$, $l_n = 20 \text{ mm}$);
- 5) vrtací cyklus frézováním po spirále otvoru pro spojovací šroubek (3D Z-Level Finishing)
 - nástroj T4 ($\emptyset D = 2 \text{ mm}$, $R = 1 \text{ mm}$, $l_n = 30 \text{ mm}$);
- 6) hrubování okluzní plochy (3D Arbitrary Stock Roughing)
 - nástroj T3 ($\emptyset D = 2 \text{ mm}$, $R = 1 \text{ mm}$, $l_n = 30 \text{ mm}$);
- 7) dokončovací obrábění vnější oblasti kavitní plochy (3D Complete Finishing)
 - nástroj T4 ($\emptyset D = 2 \text{ mm}$, $R = 1 \text{ mm}$, $l_n = 30 \text{ mm}$);
- 8) dokončovací obrábění celkové oblasti okluzní plochy (3D Complete Finishing)
 - nástroj T4 ($\emptyset D = 2 \text{ mm}$, $R = 1 \text{ mm}$, $l_n = 30 \text{ mm}$).

Výroba konstrukce zubní náhrady, pomocí pětiosého CNC stroje značky DGM Ultrasonic 20, byla provedena s nastavenou hodnotou přesnosti do 0,01 mm, v softwaru hyperDENT V7.5. Vygenerované dráhy jednotlivých obráběcích strategií jsou uvedeny v příloze P3. Každá obráběcí strategie používá jiné rezné podmínky, a to i v případě použití stejného obráběcího nástroje. Rezné podmínky pro jednotlivé obráběcí strategie uvedené výše jsou vlastnictvím firmy ZrO2 s.r.o. na základě předchozích získaných zkušeností a tzv. „know how“, a proto nemohou být zveřejněny.

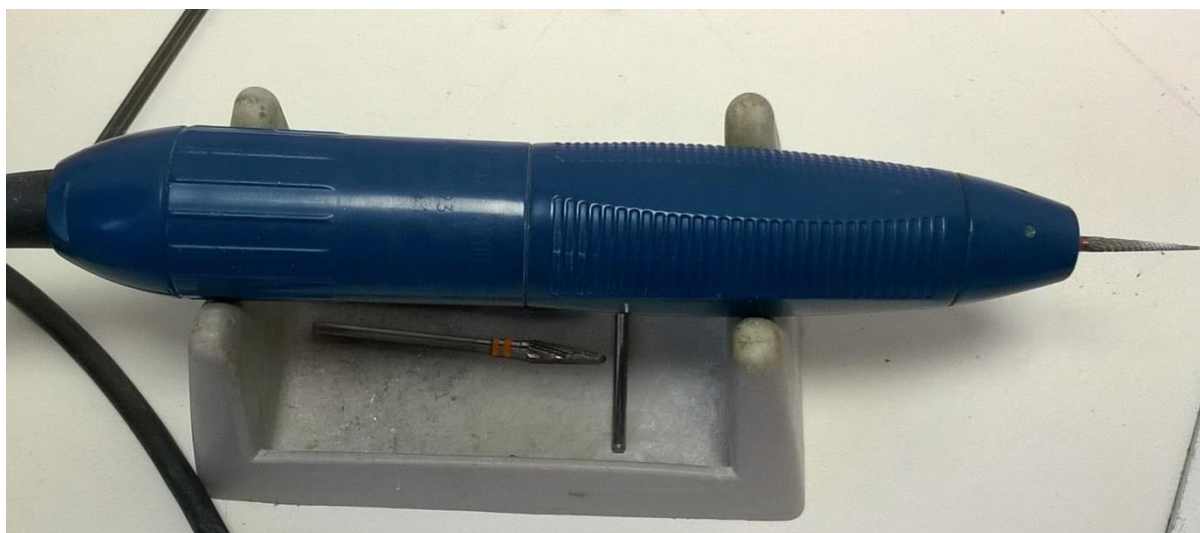
3.4 Úprava konstrukce zubní náhrady po obráběcím procesu

Nejprve bylo nutné odstranit konektory, viz obr. 3.7, které držely zhotovenou konstrukci zubní náhrady v místě polotovaru a bránily tak možnému vypadnutí do prostoru obráběcího CNC stroje.



Obr. 3.7 Konektory konstrukce zubní náhrady.

Odstranění konektorů bylo provedeno pomocí přístroje pro zubní laboratoře tzv. mikromotor s frézou viz obr. 3.8. Fréza byla opatřena povrchem ze sintrovaného diamantu, který poskytuje snadné broušení a frézování tvrdých materiálů. Mikromotor disponuje širokým nastavením pracovních otáček (0 až 50000 ot/min), a proto je odstranění konektorů velice rychlé bez porušení povrchu konstrukce zubní náhrady.



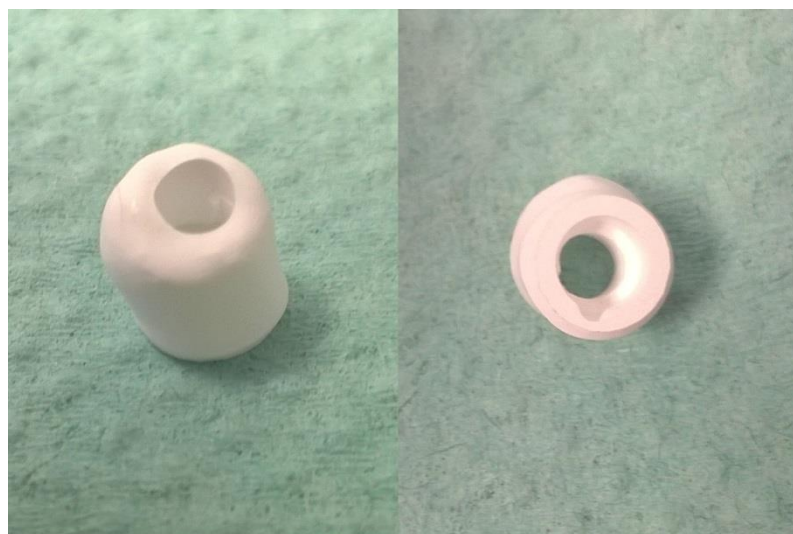
Obr. 3.8 Mikromotor s frézou s povrchem ze sintrovaného diamantu.

Místa na povrchu konstrukce zubní náhrady po odstranění konektorů bylo nutné dodatečně přešetřit, viz obr. 3.9 pomocí lešticí abrazivní gumy s obsahem diamantových zrn. Tento speciální nástavec je vhodný pro bezpečné dokončovací operace při práci na tenkých částech konstrukce zubní náhrady, především v krčkové oblasti.



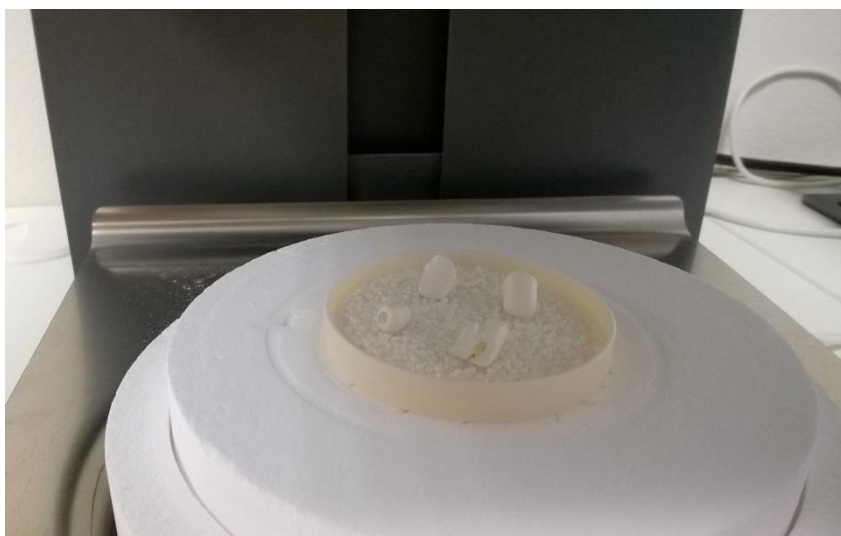
Obr. 3.9 Leštění povrchu konstrukce zubní náhrady pomocí abrazivní gumy s obsahem diamantových zrn.

Na obr. 3.10 je možné vidět finální tvar konstrukce zubní náhrady po obráběcím procesu a následném přešetění povrchu na potřebných místech.



Obr. 3.10 Finální tvar konstrukce zubní náhrady po obráběcím procesu.

Nedílnou součástí úpravy konstrukce zubní náhrady, po obráběcím procesu, je nanesení speciální barvy a následné slinutí v peci (sintrování). Nanesená barva má za úkol snížit odstín bílé barvy konstrukce zubní náhrady, aby ve finální podobě vystihovala situaci co nejbližší barevnému odstínu chrupu pacienta. S touto souvislostí je možné se v praxi setkat s pojmem „podbarvení pod keramiku“. Poté byla konstrukce zubní náhrady umístěna do pece, kde došlo k procesu zvanému sintrování (slinutí) viz obr. 3.11. Na obr. 3.11 je zobrazena vložená konstrukce zubní náhrady spolu s dalšími zhotovenými konstrukcemi zubních náhrad.



Obr. 3.11 Vložení finálního tvaru konstrukce zubní náhrady do pece po obráběcím procesu.

Proces sintrování začíná při 400 °C, kdy se sintrovací pec automaticky zavírá. Následně je vnitřní teplota postupně zvyšována (ne celých 8 °C za 1 minutu) až na hodnotu 1500 °C. Výdrž na této teplotě byla 2 hodiny. Poté byla tato teplota postupně snižována opět na původní hodnotu 400 °C, proces ochlazování trval 2 hodiny. Celý průběh sintrování trval necelých 8 hodin. Během sintrování dochází ke zmenšení pórovitosti, objemu dané konstrukce zubní náhrady a vytvoření nových sintrovacích vazeb mezi jednotlivými práškovými částicemi.

4 DOKONČOVACÍ OPERACE

V kapitole je popsán sled dokončovacích operací, které byly aplikovány na vyrobenou konstrukci zubní náhrady. Dokončovací operace představují postupné nanášení jednotlivých vrstev dentální keramické hmoty a podle druhu jejich příslušné vypalování v peci. Mezi další dokončovací operace patří individualizace, která spočívá v detailním barevném přizpůsobení zubní náhrady konkrétní barevné situaci chrupu pacienta. Tyto dokončovací operace byly provedeny v akreditované zubní laboratoři Eurodent Tomáše Skoupého se sídlem v Brně.

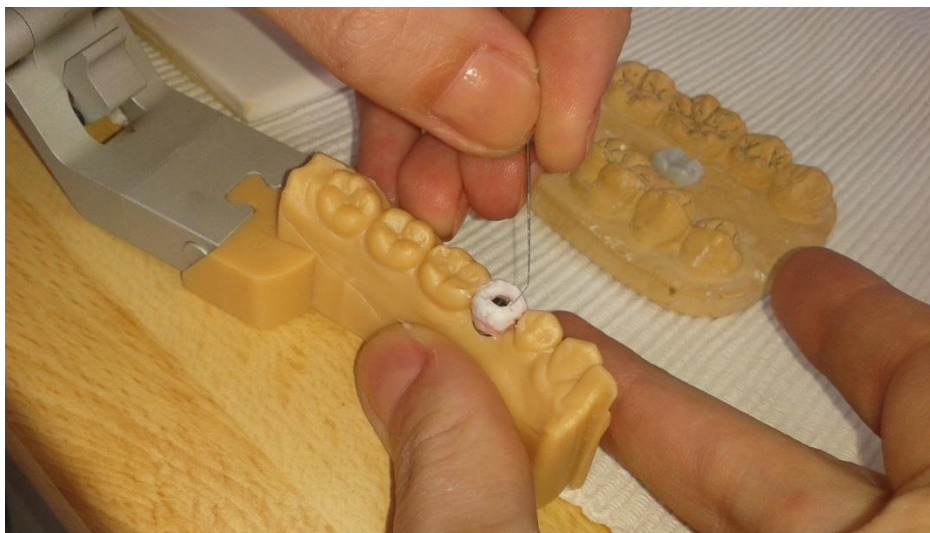
Na začátku dokončovacích operací byla vyrobená konstrukce zubní náhrady nasazena na podporu tzv. interface a jako celek umístěny do vytisknutého modelu čelistních kostí. Poté byla na konstrukci zubní náhrady nanášena štětcem první vrstva vazebné dentální keramické hmoty růžové barvy viz obr. 4.1.



Obr. 4.1 Nanášení první vrstvy základní dentální keramiky.

Tato první vrstva vazebné dentální keramické hmoty zabezpečuje pevné spojení s materiálem konstrukce zubní náhrady pro následné další vrstvy keramických hmot. Po nanášení základní vazebné keramiky na celou plochu konstrukce zubní náhrady, byla konstrukce umístěna do speciální pece. Pec se automaticky uzavře v okamžiku přehřátí na teplotu 500 °C, poté byla konstrukce zubní náhrady s první nanášenou vrstvou keramické hmoty ponechána v peci na této teplotě 2 minuty. Následně byla teplota postupně zvyšována až na hodnotu 950 °C. Výdrž na této teplotě byla 1 minuta a na konec byla tato teplota postupně snižována opět na startovní hodnotu 500 °C, kdy se pec automaticky otevřela. Těmito úkony bylo provedeno první napalování základní vazebné vrstvy dentální keramiky. Po vyndání konstrukce zubní náhrady s první vypálenou vrstvou vazebné dentální keramické hmoty, bylo provedeno další nanášení různých druhů keramických hmot. Během nanášení jednotlivých druhů keramických hmot byla konstrukce zubní náhrady tvarována na požadovaný výsledný tvar. Jednotlivé druhy keramické hmoty se od sebe liší výslednou barvou po vypálení a důležitou vlastností těchto keramických hmot je skutečnost, že po vypálení zmenší svůj nanášený objem. Z tohoto důvodu bylo vždy nanášeno příslušně větší množství keramické hmoty. K finálnímu tvaru zubní náhrady patří modelování jednotlivých čar (fizulky) na kontaktní ploše

s protilehlými zuby (okluzní plocha) podle příslušné šablony pomocí tenkého drátku. Na obr. 4.2 je možné vidět budoucí tvar zubní náhrady pomocí nanesené druhé vrstvy dentální keramické hmoty včetně modelování fizulek.



Obr. 4.2 Nanesení druhé vrstvy dentální keramiky včetně modelování fizulek.

Po nanesení druhé vrstvy dentální keramické hmoty bylo nutné tuto vrstvu vypálit v peci. Zde byl proces vypalování odlišný oproti předchozímu. Nejprve byla konstrukce zubní náhrady s nanesenou keramickou hmotou ponechána v peci o teplotě 500 °C po dobu 6 minut, poté postupným zvyšováním teploty na hodnotu 910 °C s výdrží na této teplotě, která byla 1 minutu. Následně nastalo pozvolné snižování vnitřní teploty pece až na hodnotu 660 °C. Vypálená vrstva dentální keramické hmoty byla následně broušena pomocí přístroje pro zubní laboratoře tzv. mikromotor s frézou viz obr. 4.3. Fréza byla opatřena povrchem ze sintrovaného diamantu, který poskytuje bezproblémové broušení tvrdého materiálu – nanesená keramická hmota.



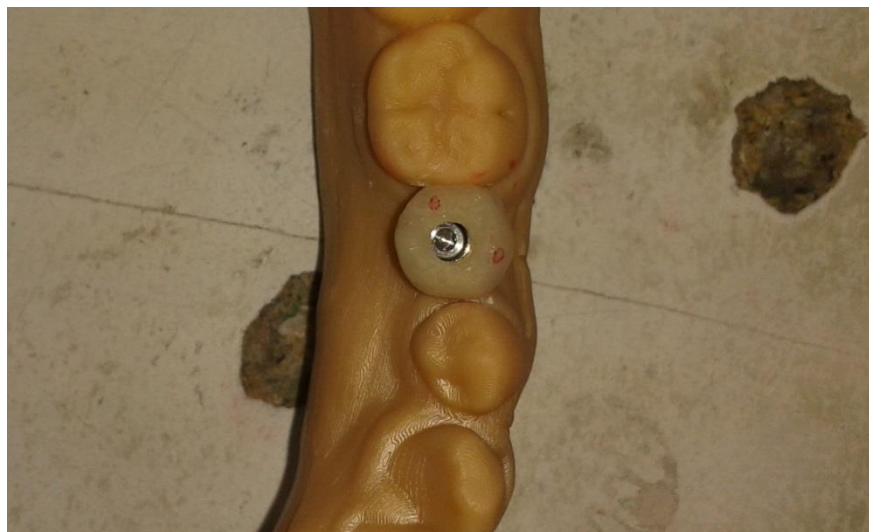
Obr. 4.3 Broušení povrchu vypálené dentální keramiky.

Broušení povrchu bylo provedeno z důvodu vyrovnání nedokonalosti povrchu vzniklé nestejným nanášením dentální keramické hmoty a také proto, aby se výsledná zubní náhrada příliš neleskla v ústní dutině pacienta. Konstrukce zubní náhrady byla umístěna do vytisknutého modelu čelistní kosti, aby mohlo dojít k porovnání dosavadního tvaru konstrukce pro danou situaci v ústní dutině pacienta. Nejprve byly broušeny vestibulární a orální plochy konstrukce zubní náhrady, poté pomocí použití artikulačního papírku, meziální a distální plochy mezi sousedními zuby a okluzní plocha. Artikulační papírek slouží k indikaci míst, kde je konstrukce zubní náhrady přímo v kontaktu s ostatními plochami od okolních zubů. Použití artikulačního papírku na okluzní ploše zubů je možné vidět na obr. 4.4.



Obr. 4.4 Použití artikulačního papírku na okluzní ploše.

Výhoda použití artikulačního papírku spočívá v nabarvení stykového místa mezi vyrobenou konstrukcí zubní náhrady a ostatními zuby. V případě okluzní plochy s protějšními zuby z horní části čelistní kosti je možné vidět na obr. 4.5 několik malých barevných skvrn, které indikují místa nežádoucího přímého styku konstrukce zubní náhrady s ostatními zuby.



Obr. 4.5 Indikace stykových míst mezi konstrukcí zubní náhrady a ostatních zubů pomocí artikulačního papírku.

Pokud by tyto stykové místa nebyly obroušeny pomocí nástroje s diamantovým povrchem a výsledná zubní náhrada byla zavedena od ústní dutiny pacienta, způsobovaly by pacientovi obtíže v podobě bolestivých otlaků při přijímání potravy a dalších každodenních činnostech. Po správném obroušení všech nedostatků, byla opět nanesena vrstva dentální keramické hmoty, avšak pouze na místa, kde bylo zapotřebí. Následně byla tato vrstva vypálena v peci stejným způsobem jako druhá vrstva keramické hmoty. Poté bylo provedeno jemné broušení nástrojem s diamantovým hrotem na místech, kde to bylo nutné. Výsledný tvar konstrukce zubní náhrady je možné vidět na obr. 4.6, kde je umístěna do zhotoveného modelu čelistní kosti pro finální posouzení požadovaného tvaru.



Obr. 4.6 Finální tvar konstrukce zubní náhrady.

Na finální tvar konstrukce zubní náhrady bylo nutné nanést příslušný odstín barev (individualizace), který by co nejlépe odpovídal situaci v ústní dutině pacienta při porovnání barvy ostatních zubů. Způsob nanesení příslušného odstínu barev, na konstrukci zubní náhrady, bylo provedeno pomocí tenkého štětce viz obr. 4.7 z předem namíchaných základních barev.



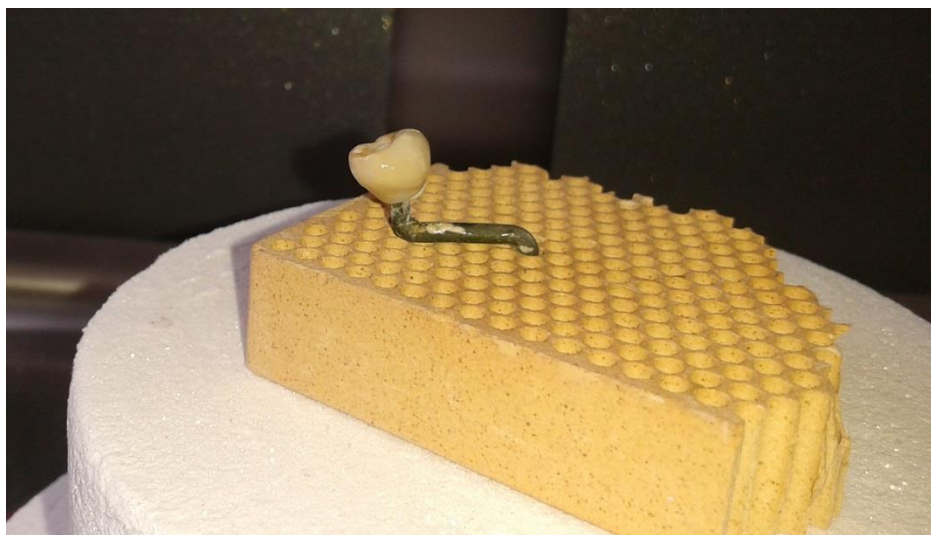
Obr. 4.7 Nanášení příslušných barev na konstrukci zubní náhrady.

K porovnání, zda je použit správný odstín barvy na konstrukci zubní náhrady, slouží barevný vzorník, který je součástí vybavy každé zubní laboratoře. Zubní laborant má k dispozici širokou škálu odlišných druhů barev, a tak může přesně určit příslušný odstín konkrétní situace v ústní dutině pacienta. Na obr. 4.8 je možné vidět nanesení příslušného odstínu barvy na zhotovený finální tvar konstrukce zubní náhrady a také porovnání s příslušným vzorem pro konkrétní odstín.



Obr. 4.8 Porovnání nabarvené konstrukce zubní náhrady s příslušným vzorníkem.

Následně byla konstrukce zubní náhrady opět vložena do pece z důvodu vypálení příslušného odstínu barvy, jak je možné vidět na obr. 4.9. Nejprve bylo nutné pec přehřát na 500 °C, poté došlo k jejímu automatickému uzavření. Po dobu 5 minut byla teplota postupně zvyšována až na hodnotu 900 °C, s následnou výdrží na této teplotě po dobu 1 minuty. Po uplynutí 1 minuty nastalo pozvolné ochlazování na startovní teplotu 500 °C, kdy došlo k otevření pece.



Obr. 4.9 Umístění nabarvené konstrukce zubní náhrady do pece.

Výsledná konstrukce zubní náhrady byla připravena k odevzdání do rukou dentálního implantologa, který ji zavedl do ústní dutiny pacienta, pomocí spojovacího šroubku. Tento typ spojení se zavedeným dentálním implantátem, poskytuje možnost případného vyjmutí zubní náhrady z ústní dutiny pacienta, z jakéhokoliv neodkladného důvodu.

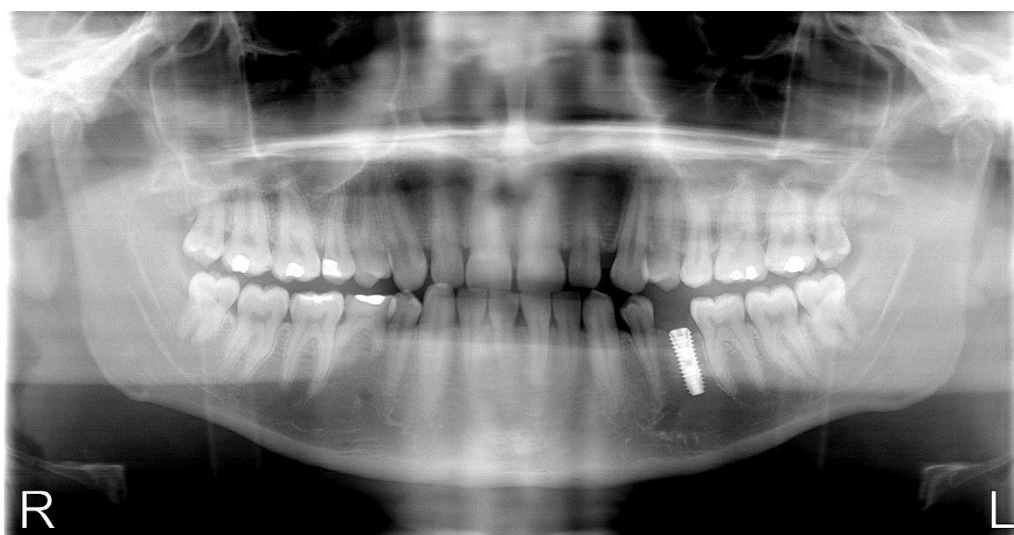
5 DISKUSE

V této kapitole je obsažen souhrn výsledků z praktické části od samotného zavedení dentálního implantátu po aplikaci zhotovené konstrukce zubní náhrady do ústní dutiny pacienta. Dále je zde zhodnoceno virtuální modelování konstrukce zubní náhrady v programu 3shape dental system – DentalDesigner 2015 a její následnou výrobu pomocí pětiosého obráběcího CNC stroje. V neposlední řadě jsou popsány dokončovací operace potřebné pro finální podobu zubní náhrady.

5.1 Zhodnocení zavedení dentálního implantátu do dolní čelistní kosti pacienta

Zavedení dentálního implantátu a následná péče byly provedeny zubním lékařem panem MUDr. Martinem Blažkem na poliklinice Dobrovského v Brně. Dentální implantát byl chirurgicky zaveden do čelistní kosti dolní, na místo chybějícího zubu – druhý dolní premolár na levé straně z pohledu pacienta. Před uskutečněním implantace byla zavedena do konkrétního místa okolní tkáň injekce s anestetikem. Během chirurgického zákroku byla v místě implantace rozříznuta dásně a použitím několika vrtacích nástrojů, odlišných rozměrů, byl předvrtán otvor do čelistní kosti pro příslušný dentální implantát. Následně byl tento dentální implantát vložen do předvrtaného otvoru a pomocí momentového klíče zašroubován na požadovaný kroučící moment. Pro danou situaci a velikost čelistní kosti byl použit dentální implantát korejského výrobce společnosti DIO Implant, o průměru 4,5 mm a délky 7,81 mm. Dentální implantát byl vyroben z titanové slitiny pod označením **Grade 5 6Al-4V ELI** (ASTM F 136). Po té byla okolní tkáň vrácena na půdní místo a ošetřena jemným stehem.

Chirurgický zákrok byl proveden během několika desítek minut bez komplikací, následná léčba byla bezbolestná bez alergenních účinků. Na obr. 5.1 je znázorněn rentgenový snímek pořízený těsně po chirurgickém zákroku, kde je možné vidět zavedený dentální implantát do dolní čelistní kosti konkrétního pacienta.



Obr. 5.1 Rentgenový snímek chrupu pacienta po zavedení dentálního implantátu DIO Implant do dolní čelistní kosti pacienta.

5.2 Zhodnocení virtuálního modelování konstrukce zubní náhrady

Virtuální modelování příslušné konstrukce zubní náhrady proběhlo v akreditované zubní laboratoři Eurodent Tomáše Skoupého se sídlem v Brně. Po školení týkající se obsluhy softwaru 3shape dental system – DentalDesigner 2015, bylo provedeno virtuální modelování bez obtíží. Podle konkrétní situace v ústech pacienta byla konstrukce zubní náhrady vymodelována tak, aby nějak nepřekážela v ústech pacienta a splňovala tak všechny požadavky. Celkové virtuální modelování konstrukce zubní náhrady bylo provedeno během několika hodin. Na obr. 5.2 je znázorněna výsledná virtuální konstrukce zubní náhrady s otvorem pro spojovací šroub, včetně virtuálního dentálního implantátu.



Obr. 5.2 Finální tvar virtuální konstrukce zubní náhrady.

5.3 Zhodnocení výroby konstrukce zubní náhrady pomocí pětiosého CNC stroje

Výroba konstrukce zubní náhrady byla provedena ve firmě ZrO2 s.r.o. se sídlem v Milonicích okres Blansko. Pro výrobu konstrukce zubní náhrady byl použit pětiosý obráběcí CNC stroj značky DGM Ultrasonic 20. Před samotnou výrobou byly nastaveny potřebné frézovací strategie v programu hyperDENT V 7.5, který je pro obrábění konstrukcí zubních náhrad určen. Následně byl do obráběcího stroje vložen diskový polotovár z materiálu pod označením ZrO₂ TZP. Tento materiál je dodáván německou firmou Doceram, která se mimo jiné zabývá výrobou diskových polotovarů z různých druhů dentální keramiky pro konstrukce zubních náhrad. Po usazení diskového polotovaru do obráběcího stroje včetně speciálního přípravku, byl spuštěn odpovídající program, vygenerovaný pomocí postprocessingu z programu hyperDENT V 7.5. Pro obráběcí strategie byly použity tři frézovací nástroje, které provedly frézovací úkony hrubování a dokončovací obrábění jednotlivých ploch konstrukce zubní náhrady (vestibulární, orální, meziální, distální a okluzní). Samotné frézování proběhlo bez komplikací, během několika minut. Po skončení obráběcího procesu byly odstraněny konektory, konstrukce zubní náhrady byla nabarvena a vypálena v peci. Po dokončení těchto operací, byla vyrobená konstrukce zubní náhrady předána do akreditované zubní laboratoře Eurodent Tomáše Skoupého se sídlem v Brně. Na obr. 5.3 je možné vidět dokončený obráběcí proces na polotovaru, umístěném ve speciálním přípravku.



Obr. 5.3 Hotový obrobek po skončení frézovacích strategií.

5.4 Zhodnocení dokončovacích operací pro finální podobu zubní náhrady

Dokončovací operace byly provedeny v akreditované zubní laboratoři Eurodent Tomáše Skoupého se sídlem v Brně. Dokončovací operace představují postupné nanášení dentální keramické hmoty, která slouží pro natvarování zubní náhrady do finální podoby. Nejprve byla nanášena základní vazebná keramická hmota, která slouží k vytvoření dokonalého spojení mezi následnými vrstvami keramických hmot a obrobenou konstrukcí zubní náhrady z materiálu ZrO_2 TZP. Následně byla tato vrstva vypálena v peci, kdy nejvyšší teplota byla $950\text{ }^{\circ}\text{C}$ po dobu jedné minuty. Poté byla nanášena druhá vrstva z různých druhů dentálních keramických hmot, které poskytovaly konstrukci zubní náhrady její finální tvar. Následovalo opět vypálení této vrstvy z keramických hmot v peci, kdy teplota byla nastavena na hodnotu $910\text{ }^{\circ}\text{C}$. Po zchladnutí byla konstrukce zubní náhrady broušena pomocí frézy s diamantovým hrotem k vytvoření finálního tvaru zubní náhrady. Po zbrúšení povrchu konstrukce zubní náhrady, se ukázalo, že bylo nutné ještě jednou aplikovat vrstvu dentální keramické hmoty na místa, která neodpovídala požadovanému tvaru. Následně byla tato vrstva opět vypálena v peci a finální tvar konstrukce zubní náhrady mohl být nabarven příslušným odstínem, který by odpovídal situaci v ústní dutině pacienta. Pro porovnání příslušného odstínu okolních zubů v ústní dutině pacienta, byl použit barevný vzorník. Konstrukce zubní náhrady byla opět umístěna do pece, aby nanášená barva byla vypálena. Zhotovená zubní náhrada byla porovnána v ústní dutině pacienta z estetického hlediska, zda byl nanášen příslušný odstín barvy, který by odpovídal dané situaci. Porovnáním bylo zjištěno, že je nutné ještě spodní část konstrukce zubní náhrady přibarvit na požadovaný odstín. Po úpravě barevného odstínu a následném vypálení v peci, bylo dosaženo finálního vzhledu zubní náhrady.

Takto zhotovená finální zubní náhrada viz obr. 5.4, byla předána do rukou pana MUDr. Martina Blažka, který ji zavedl, pomocí spojovacího šroubku na dentální implantát DIO Implant, do ústní dutiny pacienta viz obr. 5.5. Otvor pro spojovací šroubek byl, po zavedení finální zubní náhrady na dentální implantát do ústní dutiny pacienta, zaslepen příslušnou dentální hmotou.



Obr. 5.4 Finální podoba zubní náhrady.



Obr. 5.5 Zavedená finální zubní náhrada do ústní dutiny pacienta.

6 ZÁVĚR

Tato diplomová práce se zabývá návrhem a realizací výroby konstrukce zubní náhrady. Pro výrobu konstrukce zubní náhrady byl, po rešeršním průzkumu a také vhodností pro danou situaci v ústech pacienta, zvolen materiál Ytrem stabilizovaný oxid zirkoničitý (ZrO_2 TZP).

Dosažené cíle diplomové práce jsou shrnuty v následujících bodech:

- Byla zpracována rešerše týkající se charakteristiky a rozboru materiálů pro výrobu konstrukce zubní náhrady. Pro výrobu konkrétní konstrukce zubní náhrady byl zvolen výše uvedený materiál (ZrO_2 TZP).
- S použitím moderní technologie v oblasti digitalizace byla pořízena data, která obsahovala popis tvaru místa, kde chyběl pacientovi druhý premolár, včetně okolních ploch sousedních zubů (meziální a distální), stykové plochy s protějšními zuby (okluzní) a celkový tvar poloviny obou čelistí v ústní dutině pacienta. Digitalizace ústní dutiny pacienta byla provedena pomocí moderního intraorálního skeneru Trios od firmy 3shape.
- V CAD softwaru 3shape dental system – DentalDesigner 2015 byla navržena virtuální konstrukce zubní náhrady, která přesně odpovídala dané situaci v ústní dutině pacienta.
- Výroba navržené konstrukce zubní náhrady byla realizována pětiosým obráběcím CNC strojem značky DGM Ultrasonic 20.
- Na zhotovenou konstrukci zubní náhrady byly aplikovány dokončovací operace, které poskytly finální tvar zubní náhrady a požadovaný odstín barvy podle sousedních zubů. Po zavedení finální zubní náhrady na dentální implantát DIO Implant, získal pacient opět plnohodnotný chrup a lepší životní pohodlí.

Všechny cíle diplomové práce byly splněny.



Obr. 6 Rentgenový snímek chrupu pacienta se zubní náhradou po dokončení.

SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ

- [1] ŠIMŮNEK, A. a kol. *Dentální implantologie*. 2. vyd. Hradec Králové: Nucleus HK®, 2008. 296s. ISBN 978-80-87009-30-7.
- [2] LASAK, *Instrumentarium*. [online]. 2011 [vid. 2016-05-16]. Dostupné z: <http://www.lasak.cz/pro-odbornou-verejnost/produkty/implantologie/zubni-implantaty-bioniq/instrumentarium-1>
- [3] MARCIÁN, P., FLORIAN, Z., MRÁZEK, M. *Výukový materiál pro stomatologickou biomechaniku*. [online]. 2010 [vid. 2016-05-15]. Dostupné z: <http://www.zubnistranky.cz/sb.pdf>
- [4] KLINIKA ESTETICKÉ STOMATOLOGIE ESTHETX, *Zubní implantáty* [online]. [vid. 2016-05-15]. Dostupné z: <http://dentist4u.cz/zubni-implantaty>
- [5] DENTIN IMPLANTS TECHNOLOGIES LTD, *Healing cups* [online]. [vid. 2016-05-13]. Dostupné z: <http://dentin.biz/healing-cups>
- [6] LASAK, *Hydrofilní BIO povrch* [online]. 2011 [vid. 2016-05-16]. Dostupné z: <http://www.lasak.cz/pro-odbornou-verejnost/produkty/implantologie/zubni-implantaty-bioniq/hydrofilni-bio-povrch>
- [7] NĚMEC, M., PROVAZNÍK, J. *Slévárenské slitiny neželezných kovů*. Praha: Nakladatelství ČVUT, 137s. 2008. ISBN 978-80-01-04116-1.
- [8] JANOVEC, J., CEJP, J., STEIDL, J. *Perspektivní materiály*. Praha: Nakladatelství ČVUT, 2008. 143 s. ISBN 978-01-04167-3.
- [9] BIBUS, *Přehled titanu a titanových slitin*. [online]. [vid. 2016-05-10]. Dostupné z: <http://www.bibusmetals.cz/materialy/titan-slitiny-titanu/>
- [10] EUROCHEM, *Vanad*. [online]. 2006 [vid. 2016-05-19]. Dostupné z: <http://www.eurochem.cz/polavolt/anorg/systemat/v/toxikol.htm>
- [11] BIBUS, *Katalog titanové slitiny*. [online]. [vid. 2016-05-10]. Dostupné z: <http://i0.cz/s/nosf/Lr4q-o/551530/Katalog%20Titan%202011.pdf>
- [13] VOJTĚCH, D. *Kovové materiály*. Praha: Vydavatelství VŠCHT, 2006. 185s. ISBN 80-7080-600-1.
- [14] LASAK, *Výhody systému BioniQ*. [online]. 2011 [vid. 2016-05-16]. Dostupné z: <http://www.lasak.cz/pro-odbornou-verejnost/produkty/implantologie/zubni-implantaty-bioniq/vyhody-systemu-bioniq>
- [15] LASAK, *Zubní implantáty IMPLADENT*. [online]. 2011 [vid. 2016-05-16]. Dostupné z: <http://www.lasak.cz/pro-odbornou-verejnost/produkty/implantologie/zubni-implantaty-impladent>
- [16] PETRUŽELKA, J., DLUHOŠ, L., HRUŠÁK, D., SOCHOVÁ, J. *Nanostrukturní titan – nový materiál pro dentální implantáty*. Čes. Stomat., roč. 106, č. 3, 2006. 72-77 s.
- [17] ARNOLD, C., HRUŠÁK, D., DLUHOŠ, L. *Nanoimplantáty – Vlastnosti a indikace*. [online]. 2011 [vid. 2016-05-16]. Dostupné z: http://www.timplant.cz/public/files/text/clanekst2_cs.pdf

- [18] HRUŠÁK, D., ZEMKO, M., DLUHOŠ, L., KRAUS, L. *Použití nanostrukturního titanu pro nitrokostní implantáty*. [online]. 2009 [vid. 2016-05-19]. Dostupné z: http://konsys-t.tanger.cz/files/proceedings/nanocon_09/Lists/Papers/139.pdf
- [19] AXIS BIODENTAL, *Keramicke zubní implantáty*. [online]. 2013 [vid. 2016-05-18]. Dostupné z: <http://www.keramicke-zubni-implantaty.cz/pro-odborniky>
- [20] ZDRAVOTNICTVI A MEDICÍNA, *Moderní materiály v protetickém zubním lékařství*. [online]. 2016 [vid. 2016-05-19]. Dostupné z: <http://zdravi.euro.cz/clanek/priloha-lekarske-listy/moderni-materialy-v-protetickem-zubnim-lekarstvi-173942>
- [21] V+H DENT, *Zubní náhrady*. [online]. [vid. 2016-05-13]. Dostupné z: <http://www.vhdent.cz/zubni-nahrady.html>
- [22] ZR02, *Datové listy používaných materiálů* [online]. 2011 [vid. 2016-05-13]. Dostupné z: <http://www.zro2.cz/upload/TechnischeDatenNaceraPearl1.pdf>
- [23] VITA, *Vita ENAMIC®*. [online]. [vid. 2016-05-12]. Dostupné z: <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/Download-centre-Product-information-612,110878.html>
- [24] ZUB ZA ZUBEM, *Snímatelné zubní náhrady*. [online]. 2016 [vid. 2016-05-9]. Dostupné z: <http://www.zubzazubem.cz/snimatelne-zubni-nahrady-castecne-a-celkove/>
- [25] STOMATEAM, *Použití biokompatibilních pryskyřic u snímatelných náhrad*. [online]. 2016 [vid. 2016-05-1]. Dostupné z: <http://www.stomateam.cz/cz/pouziti-biokompatibilnich-pryskyric-u-snimatelnych-nahrad/>
- [26] VYŠŠÍ ODBORNÁ ŠKOLA ZDRAVOTNICKÁ A STŘEDNÍ ZDRAVOTNICKÁ ŠKOLA HRADEC KRÁLOVÉ, *Polymetylmakrylátů*. [online]. [vid. 2016-04-12]. Dostupné z: <http://ptc.zshk.cz/vyuka/polymetylmakrylaty.aspx>
- [27] PROSPEKTOR®, *Acrylic Typical Properties Generic Acrylic (PMMA)*. [online]. 2016 [vid. 2016-04-12]. Dostupné z: <https://plastics.ulprospector.com/generics/3/c/t/acrylic-properties-processing>
- [28] DENT2E, *Dolní částečná protéza*. [online]. [vid. 2016-04-10]. Dostupné z: http://dent2e.com/cs/products-and-services/dent2e/25_castecne-protezy-kov-a-pmma-vs-dent2e.html
- [29] NĚMEC, M., PROVAZNÍK, J. *Slévárenské slitiny neželezných kovů*. Praha: Nakladatelství ČVUT, 2008. 137 s. ISBN 978-80-01-04116-1.
- [30] MACEK, K., JANOVEC, J., JURČI, P., ZUNA, P. *Kovové materiály*. Praha: Nakladatelství ČVUT, 2006. 164 s. ISBN 80-01-03513-1.

- [31] ZUBY, *Kov pro vaše nové zuby*. [online]. 2010 [vid. 2016-04-20]. Dostupné z: <http://www.zuby.cz/zubni-nahrady/kov-pro-vase-nove-zuby.html>
- [32] VANĚK, J., PRACHÁR, P., BARTÁKOVÁ, S., BŘEZINA, V., FREYBURG, L. *Biologické testy chromkobaltové slitiny povrchově upravené nitridem titanu a nitridem zirkonia*. čl. Čes. Stomat., roč. 105, č.6, 149-153 s. [online]. 2005 [vid. 2016-04-18]. Dostupné z: http://www.prolekare.cz/ceska-stomatologie-clanek/biologicke-testy-chromkobaltove-slitiny-povrchove-upravene-nitridem-titanu-a-nitridem-zirkonia-5656?&confirm_rules=1
- [33] WOJNAR, L., BROWSKI, J., R., D., OKSIUTA, Z. *Porosity structure an mechanical properties of vitalium – type alloy for implants*. 2001
- [34] LPDENTAL, *Ukázka dentální protetiky*. [online]. 2016 [vid. 2016-04-16]. Dostupné z: <http://www.lpdental.cz/p128/Ukázka-dentální-protetiky>
- [35] SAFINA, *Oraliu*m. [online]. 2015 [vid. 2016-04-8]. Dostupné z: <http://www.safina.cz/sites/www.safina.cz/files/users/lejnarova/oraliu.pdf>
- [36] SAFINA, *Oraliu*m Ceramic. [online]. 2015 [vid. 2016-04-10]. Dostupné z: http://www.safina.cz/sites/www.safina.cz/files/users/lejnarova/oraliu_ceramic.pdf
- [37] PÍŠKA, M. a kolektiv. *Speciální technologie obrábění*. CERM 1. Vyd. 246 s. 2009. ISBN 978-80-214-4025.
- [38] SLOTA, J., MANTIČ, M., GAJDOŠ, I. *Rapid Prototyping a Reverse Engineering v strojárstve*. Košice: Edícia študijnej literatúry, 2010. ISBN 978-80-553-0548-6.
- [39] SOLIDVISION: *Reverzní inženýrství*. [online]. [vid. 2016-04-13]. Dostupné z: <http://www.solidvision.cz/3d-skenovani/>
- [40] MM PRŮMYSLOVÉ SPEKTRUM, *Reverzní inženýrství, digitalizace a výroba forem*. [online]. 2004 [vid. 2016-04-1]. Dostupné z: <http://www.mmspektrum.com/clanek/reverzni-inzenyrstvi-digitalizace-a-vyroba-forem.html>
- [41] NAVRÁTIL, R. *Reverse Engineering v praxi*. [online]. [vid. 2016-03-13]. Dostupné z: <http://robo.hyperlink.cz/re-praxe/>
- [42] MCAE, *3D digitalizace a měření*. [online]. 2016 [vid. 2016-02-13]. Dostupné z: <http://www.mcae.cz/3d-digitalizace-a-mereni>
- [43] ZELENÝ, P. *Teorie bezkontaktního měření rozměrů*. [online]. 2016 [vid. 2016-05-6]. Dostupné z: http://intech2.tul.cz/dokumenty/vystupy_z_projektu/03~TUL%20-%20K1%C3%AD%C4%8Dov%C3%A1%20aktivita%203/In-TECH%20_KA3-p%C5%99edn%C3%A1%20Teorie%20bezkontaktn%C3%ADho%20m%C4%9B%C5%99en%C3%AD%20rozm%C4%9Br%C5%AF.pdf

- [44] EIS, J. *Technologie výroby kopie osobního automobilu pomocí digitalizace*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2010. 87 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Josef Sedlák, Ph.D.
- [45] ZEBICON, *Industrial measuring techniques, 3D scanning a digitization*. [online]. [vid. 2016-05-6]. Dostupné z: http://zebicon.com/uploads/tx_royalslider/ATOS_II_Triple_Scan_010a_02.jpg
- [46] MM PRŮMYSLOVÉ SPEKTRUM, *Digitalizace*. [online]. 2004 [vid. 2016-04-3]. Dostupné z: <http://www.mmspektrum.com/clanek/digitalizace-jeji-princip-a-rozdeleni.html>
- [47] SOLIDVISION: *3D skenery*. [online]. 2012 [vid. 2016-04-13]. Dostupné z: <http://www.solidvision.cz/3d-skenery/>
- [48] DRÁPALA, M. *Rapid Prototyping (RP) & Reverse Engineering (RE)*. [online]. [vid. 2016-04-16]. Dostupné z: <http://old.uk.fme.vutbr.cz/kestazeni/ZRI/RE.pdf>
- [49] NAVRÁTIL, R. *3D Digitalization & Reverse Engineering* [online]. [vid. 2016-04-16]. Dostupné z: <http://robo.hyperlink.cz/re-teorie/main04.html>
- [50] MICROSCRIBE 3D DIGITIZERS AND HDI 3D SCANERS, *MicroScirbe 3D Digitizers*. [online]. 2015. [vid. 2016-04-17]. Dostupné z: http://www.3d-microscribe.com/New_Folder/ms_motorcycle.gif
- [51] NAVRÁTIL, R. *3D Digitalization & Reverse Engineering*. [online]. [vid. 2016-04-16]. Dostupné z: <http://robo.hyperlink.cz/re-teorie/main05.html>
- [52] MAČÁK, J. MCAE. *Optické skener ATOS*. [online]. [vid. 2016-03-16]. Dostupné z: <http://www.mcae.cz/data/files/atos-final-25.pdf>
- [53] MCAE, *ATOS Triple Scan*. [online]. 2012 [vid. 2016-03-18]. Dostupné z: <http://www.mcae.cz/atos>
- [54] MODER MACHINE SHOP, *Blue Light Scanner Improves Scanning of Shiny Surfaces*. [online]. 2015 [vid. 2016-03-12]. Dostupné z: <http://www.mmsonline.com/products/blue-light-scanner-improves-scanning-of-shiny-surfaces>
- [55] MCAE, *Tritop*. [online]. 2012 [vid. 2016-03-18]. Dostupné z: <http://www.mcae.cz/tritop>
- [56] TOPOMATIKA, *Photogrammetric systém TRITOP of GOM mbH*. [online]. 2008 [vid. 2016-03-26]. Dostupné z: <http://www.topomatika.hr/Applications/gajeta-en.htm>
- [57] SLÁMA, J. *Měření laserovým 3D skenerem*. [online]. [vid. 2016-03-26]. Dostupné z: <http://stc.fs.cvut.cz/pdf11/1100079-1.pdf>
- [58] CAD, *3D skenování*. [online]. 2009 [vid. 2016-03-28]. Dostupné z: <http://www.cad.cz/strojirenstvi/38-strojirenstvi/2851-3d-skenovani.html>

- [59] 3 SHAPE, *Intraoral Scanners*. [online]. [vid. 2016-04-1]. Dostupné z: <http://www.3shape.com/en/new+products/trios/intraoral+scanners>
- [60] 3 SHAPE, *Trios*[®]. [online]. [vid. 2016-04-1]. Dostupné z: <http://a2.mzstatic.com/eu/r30/Purple7/v4/e0/e6/61/e0e66169-04b1-09d2-9c77-bd704d3a55da/screen480x480.jpeg>
- [61] INNOVATION MEDITECH, *FotoDent*[®] LED. [online]. [vid. 2016-05-6]. Dostupné z: <http://www.innovation-meditech.de/downloads/IMT-FotoDent-Flye.pdf>
- [62] DMG MORI, *ULTRASONIC 20 linear*. [online]. [vid. 2016-05-8]. Dostupné z: <http://us.dmgmori.com/blob/269958/9cff843e6a1865017acf3ca53fdccf60/pu0us13-ultrasonic-pdf-data.pdf>
- [63] HITACHI TOOL ENGINEERING, LTD., *D-EPDB*. [online]. [vid. 2016-05-20]. Dostupné z: http://www.tgs.cz/content/fck/files/katalogy/427_D_EPDx.pdf

SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK

Symbol	Jednotka	Popis
ASTM	[-]	American Standarts for Testing and Material
CAD	[-]	Computer Aided Design
CCD	[-]	Charge-Coupled Device
CMM	[-]	Control Measuring Machine
CNC	[-]	Computer Numerical Control
cpTi	[-]	Commercialy Pure Titan
ECAP	[-]	Equal Channel Angular Pressing
ELI	[-]	Extra Low Intestical
HD	[-]	High Definition
LED	[-]	Light Emitting Diode
MKP	[-]	Metoda konečných prvků
NC	[-]	Numerical Control
nTi	[-]	Nanostructure Titan
PMMA	[-]	Polymethylmethakrylát
*.dxf	[-]	Označení výměnného formátu dat
*.sat	[-]	Označení výměnného formátu dat
*.step	[-]	Označení výměnného formátu dat
*.stl	[-]	Označení výměnného formátu dat
*.x_b	[-]	Označení výměnného formátu dat
*.x_t	[-]	Označení výměnného formátu dat
např.	[-]	Například
tzv.	[-]	Takzvaný
viz	[-]	Odkaz na

2D

[-]

Two Dimensional

3D

[-]

Three Dimensional

„MALÝ LÉKAŘSKÝ SLOVNÍK“1) *Aloplastický materiál*

Cizí materiál, který je plně biokompatibilní s živou tkání.

2) *Apikální periodontitida*

Značné poškození kořenového systému zubu bakteriální infekcí.

3) *Distální plocha zubu*

Distální plochou zubu je označena postranní plocha, která je styčná k sousednímu zubu, obrácená směrem po zubním oblouku ve směru od střední čáry.

4) *Metalóza*

Proces, při kterém se mikročástice z materiálu dentálního implantátu pohybují do okolní živé tkáně.

5) *Meziální plocha zubu*

Meziální plochou zubu je označena postranní plocha, která je styčná k sousednímu zubu, obrácená směrem po zubním oblouku ve směru ke střední čáře.

6) *Okluzní plocha zubu*

Okluzní plochou zubu je označena „horní“ plocha zubu, která je v přímém kontaktu se zubem protilehlým.

7) *Orální plocha zubu*

Orální plochou zubu je označena vnitřní plocha celého horního i dolního zubního oblouku, obrácená směrem do dutiny ústní.

8) *Oseointegrace*

Přímé spojení mezi dentálním implantátem a čelistní kostí bez vazivové vrstvy.

9) *Osteogeneze distanční (fibrointegrace)*

Vznik vazivové vrstvy, různé tloušťky mezi dentálním implantátem a čelistní kostí, která je nežádoucí z důvodu delší doby vhojovací fáze. Kost se nevytváří bezprostředně na povrchu dentálního implantátu.

10) *Osteogeneze kontaktní*

Během vhojovací fáze nevzniká mezi materiálem dentálního implantátu a čelistní kostí vazivová vrstva. Kost se vytváří okamžitě na povrchu dentálního implantátu.

11) *Osteogeneze vazebná*

Pevná vazba mezi materiálem dentálního implantátu a čelistní kostí.

12) Osteokondukce

Proces, při kterém vrůstá čelistní kost do materiálu dentálního implantátu a vzniká tak pevná vazba mezi nimi.

13) Osteomyelitida

Infekční hnisavé onemocnění kostní dřeně.

14) Parodontitida

Zánětlivé onemocnění okolních tkání zubů (dásněň, čelistní kost, závěsný aparát), které vede k totálnímu poškození závěsného zubního aparátu až ke ztrátě zubů.

15) Pulpitida

Zánět zubní dřeně způsobený bakteriální infekcí.

16) Vestibulární plocha zubu

Vestibulární plochou zubu je označena vnější plocha celého horního i dolního zubního oblouku, obrácená do předsíně dutiny ústní.

SEZNAM PŘÍLOH

- Příloha 1 (P1) Dentální implantát – systém BioniQ®
- Příloha 2 (P2) Katalog nástrojů firmy Hitachi, řady D–EPDB/EPDR
- Příloha 3 (P3) Vygenerované obráběcí strategie pro výrobu konstrukce zubní náhrady
- Příloha 4 (P4) Zkrácená verze NC programu pro výrobu konstrukce zubní náhrady pomocí pětiosého CNC stroje

PŘÍLOHA 1: Dentální implantát – systém BioniQ®



PŘÍLOHA 2: Katalog nástrojů firmy Hitachi, řady D-EPDB/EPDR



Advanced Engineering
Hitachi Tool

HITACHI
Inspire the Next

No. 427

NEW

Epoch21

D-EPDB/EPDR

High Adhesion Diamond Coated
Solid Carbide End Mill
Epoch Deep HD Series for Graphite

**HD
COATING**

GRAPHITING

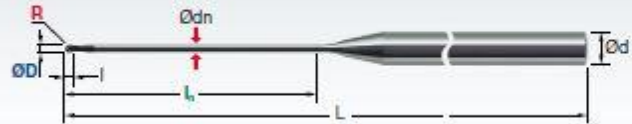
© Hitachi Tool Engineering Europe GmbH
www.high-speed-cutting.com

The advertisement features a dark, metallic background with a subtle grid pattern. In the top right corner, there is a red Hitachi logo and a black box with the number 'No. 427' and a silver 'NEW' badge. The main text is centered and uses a mix of bold, sans-serif and serif fonts. A large, 3D-rendered end mill is shown in the lower right, with its cutting edge highlighted. At the bottom, the word 'GRAPHITING' is rendered in large, white, 3D block letters. The overall aesthetic is industrial and high-tech.

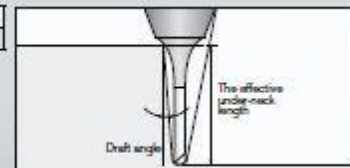
HD – High Adhesion Diamond Coated Solid Carbide End Mill

D-EPDB | Epoch HD Coated Deep Ball End Mill

HD Diamond Coating	V max High Speed	▽ Roughing	▽▽ Finishing	No. of Teeth 2
------------------------------	----------------------------	----------------------	------------------------	--------------------------



Ød	h6
Helix angle	30°



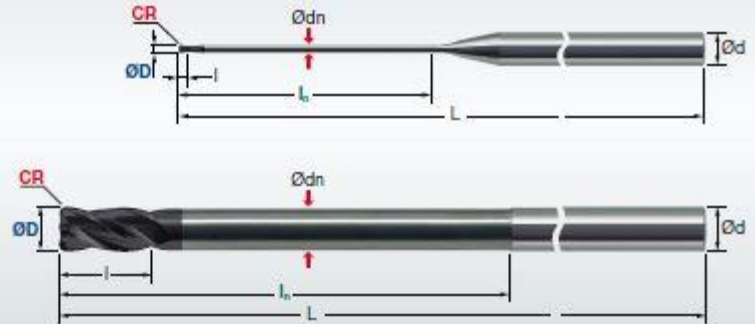
ID Code	Item Code	Z	Size						Effective Underneck Using Length by Draft Angle					
			ØD	R	L	l	Ødn	L	Ød	0.5°	1°	1.5°	2°	3°
DC001	D-EPDB-2010-5	2	1	0.5	5	1.5	0.95	60	4	5.74	5.97	6.16	6.33	6.53
DC002	D-EPDB-2010-10				10					10.95	11.28	11.55	12.01	13.26
DC003	D-EPDB-2010-20				20					21.56	22.16	22.87	23.97	26.54
DC004	D-EPDB-2010-30		1.5	0.75	30	2.25	1.4	80	4	31.66	32.76	34.27	35.94	x
DC005	D-EPDB-2015-15				15					16.20	16.58	17.27	18.08	19.98
DC006	D-EPDB-2015-30		30	31.83	32.87	34.37	36.03	x						
DC007	D-EPDB-2020-10		2	1	10	3	1.9	60	4	11.04	11.33	11.58	12.05	13.26
DC008	D-EPDB-2020-20				20					21.32	21.95	22.93	24.02	x
DC009	D-EPDB-2020-30		30	31.83	32.85	34.34	x	x						
DC010	D-EPDB-2020-40		3	1.5	40	4.5	2.9	80	6	42.17	43.74	x	x	x
DC011	D-EPDB-2030-30				30					31.54	32.80	34.27	35.88	x
DC012	D-EPDB-2030-60		60	62.75	65.49	x	x	x						
DC013	D-EPDB-2040-40		4	2	40	8	3.8	80	6	42.11	43.91	x	x	x
DC014	D-EPDB-2040-80				80					83.83	x	x	x	x
DC015	D-EPDB-2060-20		6	3	20	12	5.7	120	6	x	x	x	x	x
DC016	D-EPDB-2060-60				60					x	x	x	x	x
DC017	D-EPDB-2080-25		8	4	25	16	7.6	140	8	x	x	x	x	x
DC018	D-EPDB-2080-80				80					x	x	x	x	x
DC019	D-EPDB-2100-30		10	5	30	20	9.5	150	10	x	x	x	x	x
DC020	D-EPDB-2100-100				100					x	x	x	x	x

x = no contact

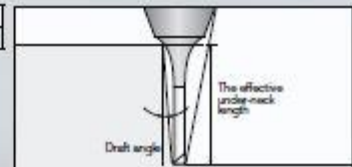
HD – High Adhesion Diamond Coated Solid Carbide End Mill

D-EPDR | Epoch HD Coated Deep Radius End Mill

HD Diamond Coating	V max High Speed	▽ Roughing	▽▽ Finishing	No. of Teeth 2	No. of Teeth 4
------------------------------	----------------------------	----------------------	------------------------	--------------------------	--------------------------



Ød	h6
Helix angle	30°



ID Code	Item Code	Size									Effective Underneck Using Length by Draft Angle				
		Z	ØD	CR	L _e	L	Ødn	L	Ød	0.5°	1°	1.5°	2°	3°	
DC024	D-EPDR-2010-5-02	2	1	0.2	5	1.5	0.95	60	4	5.78	5.99	6.19	6.38	6.72	
DC021	D-EPDR-2010-10-02				10					10.95	11.30	11.57	12.06	13.36	
DC022	D-EPDR-2010-20-02				20					21.57	22.17	22.91	24.03	26.63	
DC023	D-EPDR-2010-30-02				30					31.87	32.79	34.32	35.99	x	
DC025	D-EPDR-2015-15-02				15					16.21	16.60	17.34	18.19	20.15	
DC026	D-EPDR-2015-30-02		30		31.95	32.92	34.45	x		x					
DC027	D-EPDR-2020-10-02		10		11.08	11.37	11.84	12.20		13.52					
DC028	D-EPDR-2020-20-02		20		21.34	22.02	23.06	24.17		x					
DC029	D-EPDR-2020-30-02		30		31.95	32.92	34.45	x		x					
DC030	D-EPDR-2020-40-02		40		42.19	43.81	x	x		x					
DC031	D-EPDR-2030-30-02	30	31.57	32.92	34.45	36.14	x								
DC032	D-EPDR-2030-60-02	60	62.80	65.60	x	x	x								
DC033	D-EPDR-2040-40-05	40	42.18	44.04	x	x	x								
DC034	D-EPDR-2040-80-05	80	83.89	x	x	x	x								
DC035	D-EPDR-4060-20-10	20	x	x	x	x	x								
DC036	D-EPDR-4060-60-10	60	x	x	x	x	x								
DC037	D-EPDR-4080-25-10	25	x	x	x	x	x								
DC038	D-EPDR-4080-80-10	80	x	x	x	x	x								
DC040	D-EPDR-4100-30-10	30	x	x	x	x	x								
DC039	D-EPDR-4100-100-10	100	x	x	x	x	x								

x = no contact

Product Range

Solid Carbide End Mills



microEndMill
Epoch21

MINIATURE

3D-Cut

CARBIDE

Indexable Milling Tools

**Indexable
Milling**

ESM Speed End Mills
EMC Power Drills

ESM SPEED

Milling Chucks

**Milling
Chucks**

Distributed by:

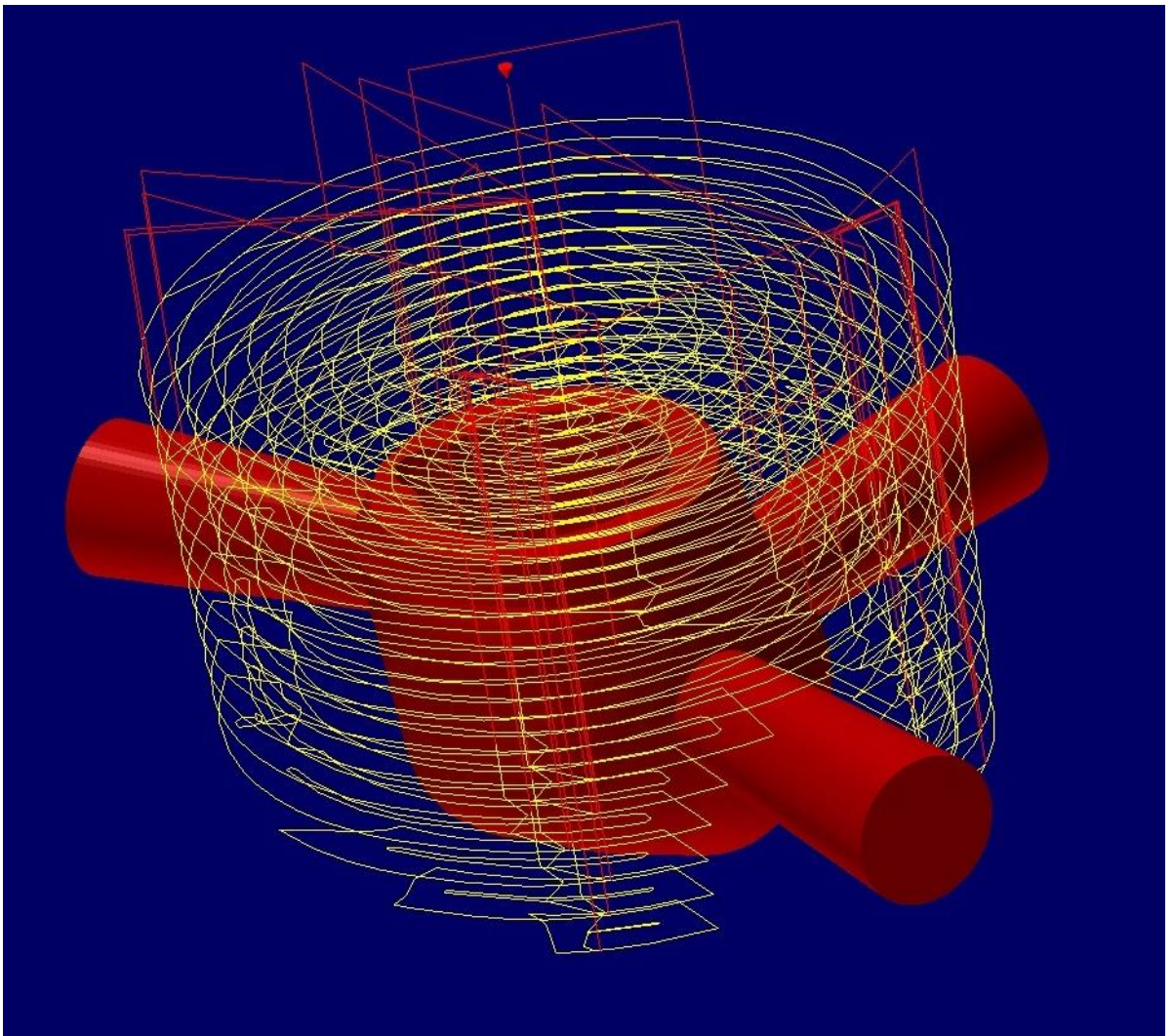


Hitachi Tool Engineering Europe GmbH

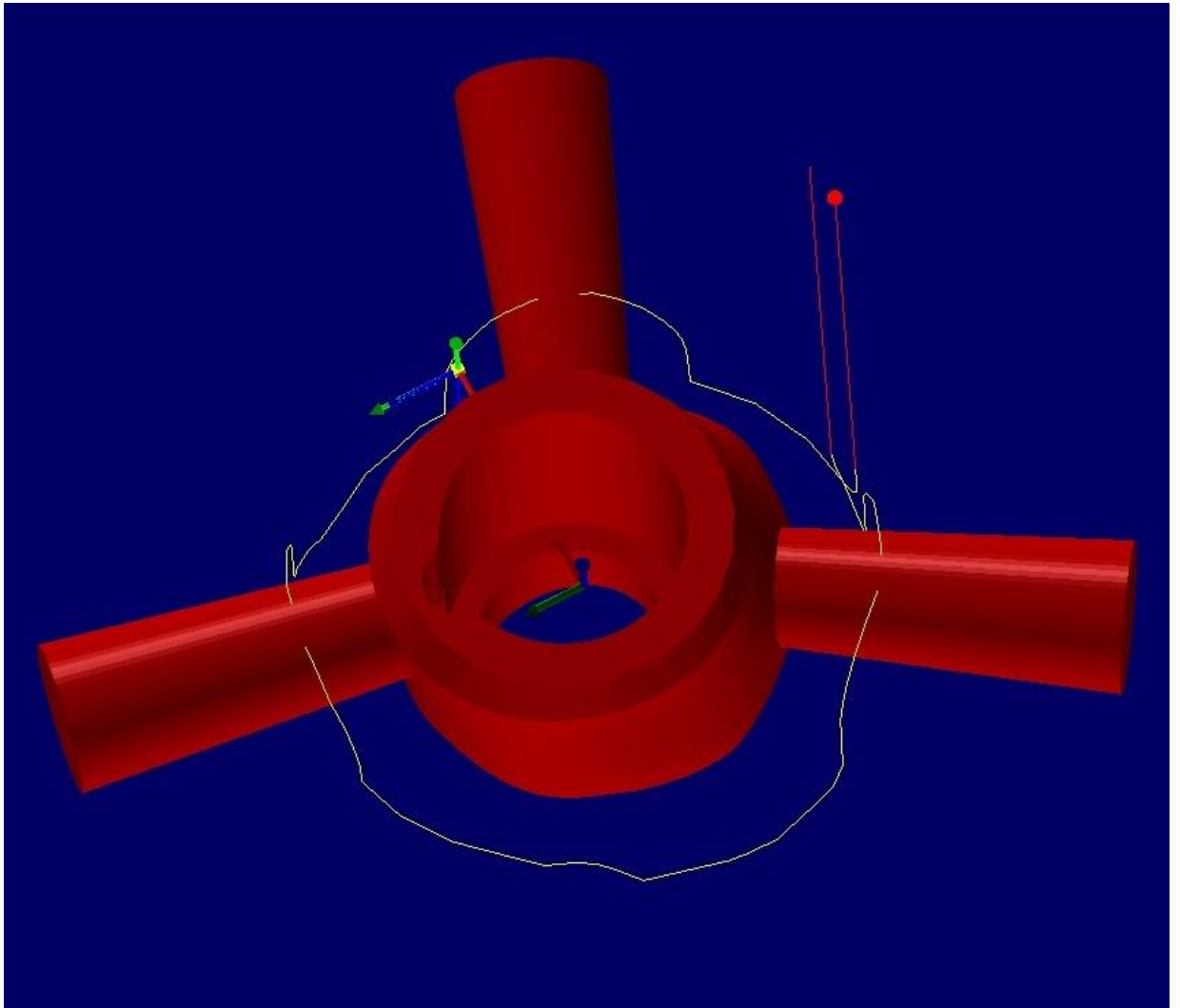
Itterpark 12 · 40724 Hilden · Germany · Phone +49 (0) 21 03 - 24 82-0 · Fax +49 (0) 21 03 - 24 82-30
e-Mail info@hitachitool-eu.com · Internet www.hitachitool-eu.com
© 2008 by Hitachi Tool Engineering Europe GmbH · Printed in Germany

PŘÍLOHA 3: Vygenerované obráběcí strategie pro výrobu konstrukce zubní náhrady

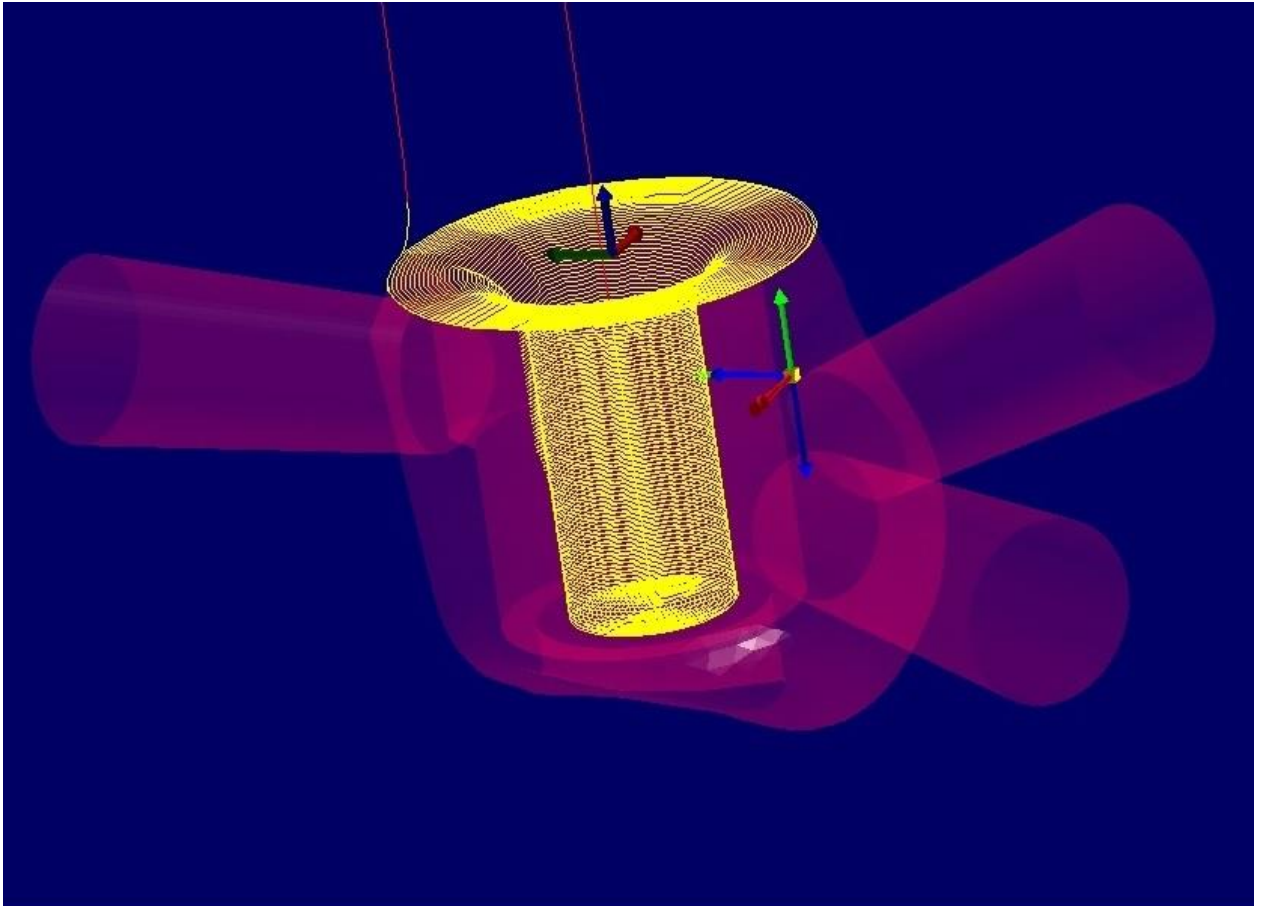
- 1) hrubování ze strany dosedací plochy (3D Arbitrary Stock Roughing)
– nástroj T3 ($\varnothing D = 2 \text{ mm}$, $R = 1 \text{ mm}$, $l_n = 30 \text{ mm}$).



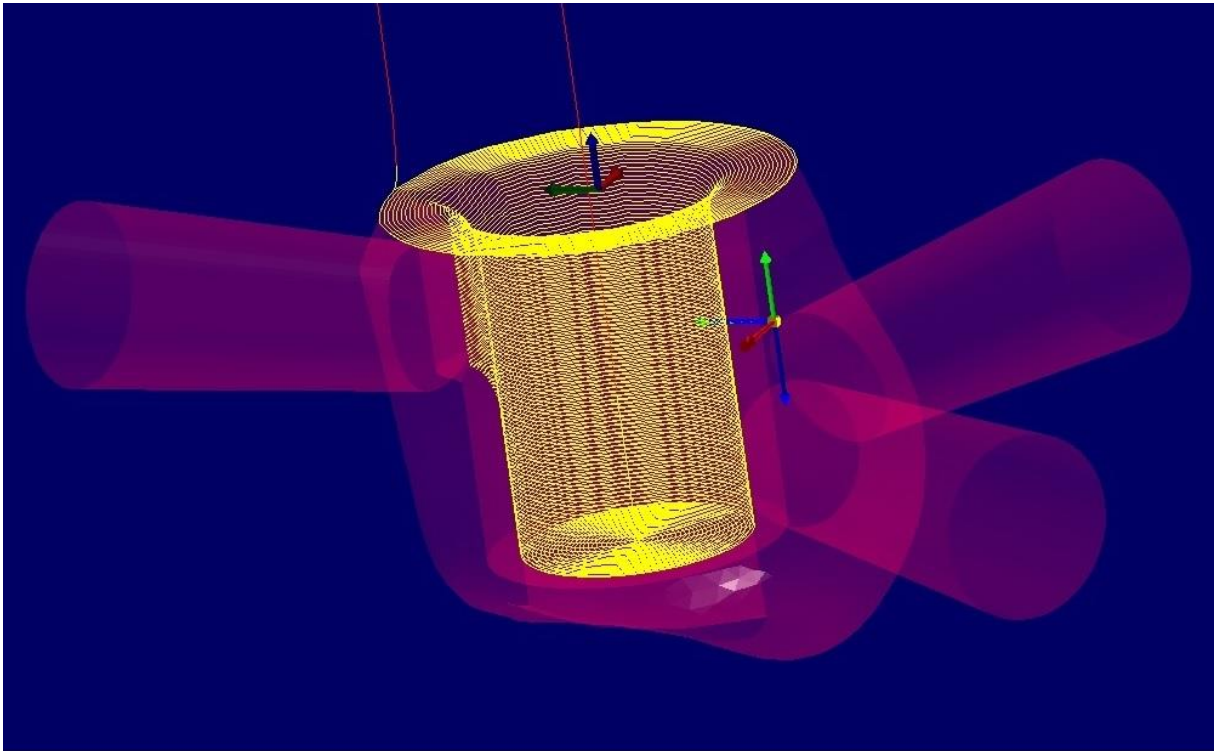
- 2) hrubování ze strany dosedací plochy (Finish Pass)
– nástroj T3 ($\varnothing D = 2 \text{ mm}$, $R = 1 \text{ mm}$, $l_n = 30 \text{ mm}$).



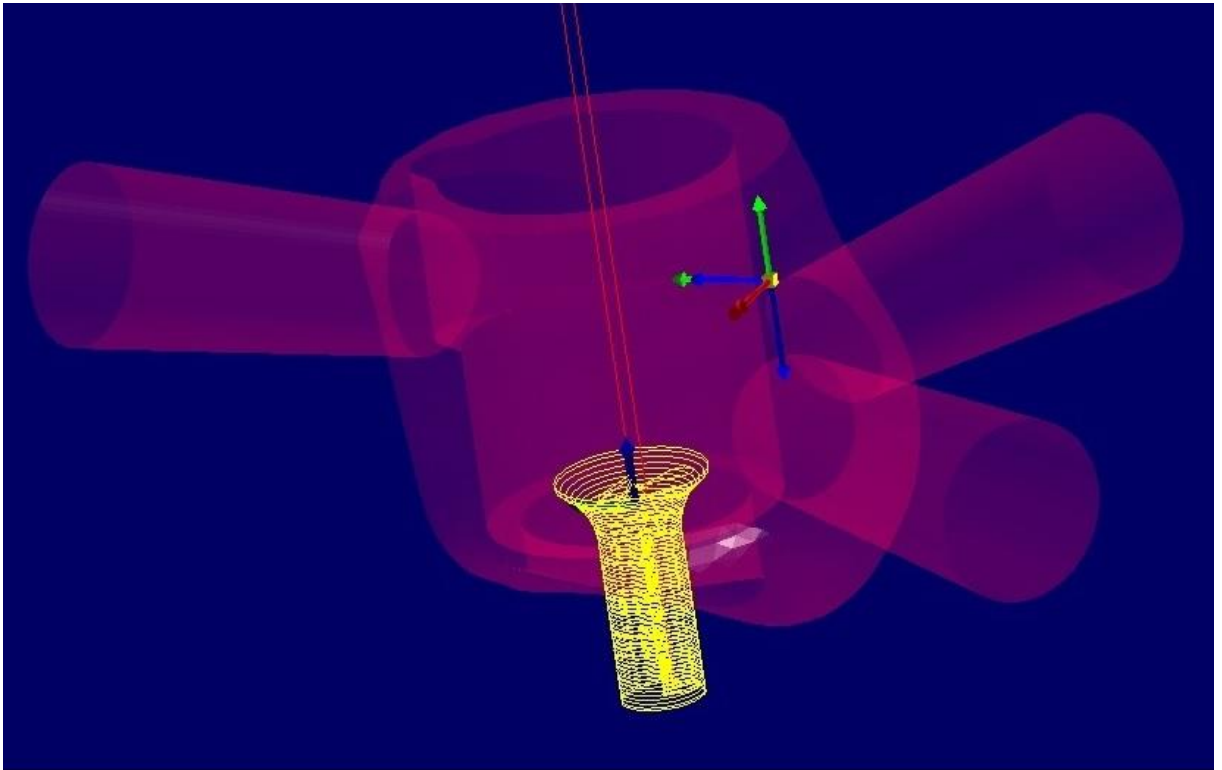
- 3) dokončovací obrábění vnitřní plochy pro budoucí podpěru interface (5X Boss Finishing)
– nástroj T4 ($\varnothing D = 2 \text{ mm}$, $R = 1 \text{ mm}$, $l_n = 30 \text{ mm}$).



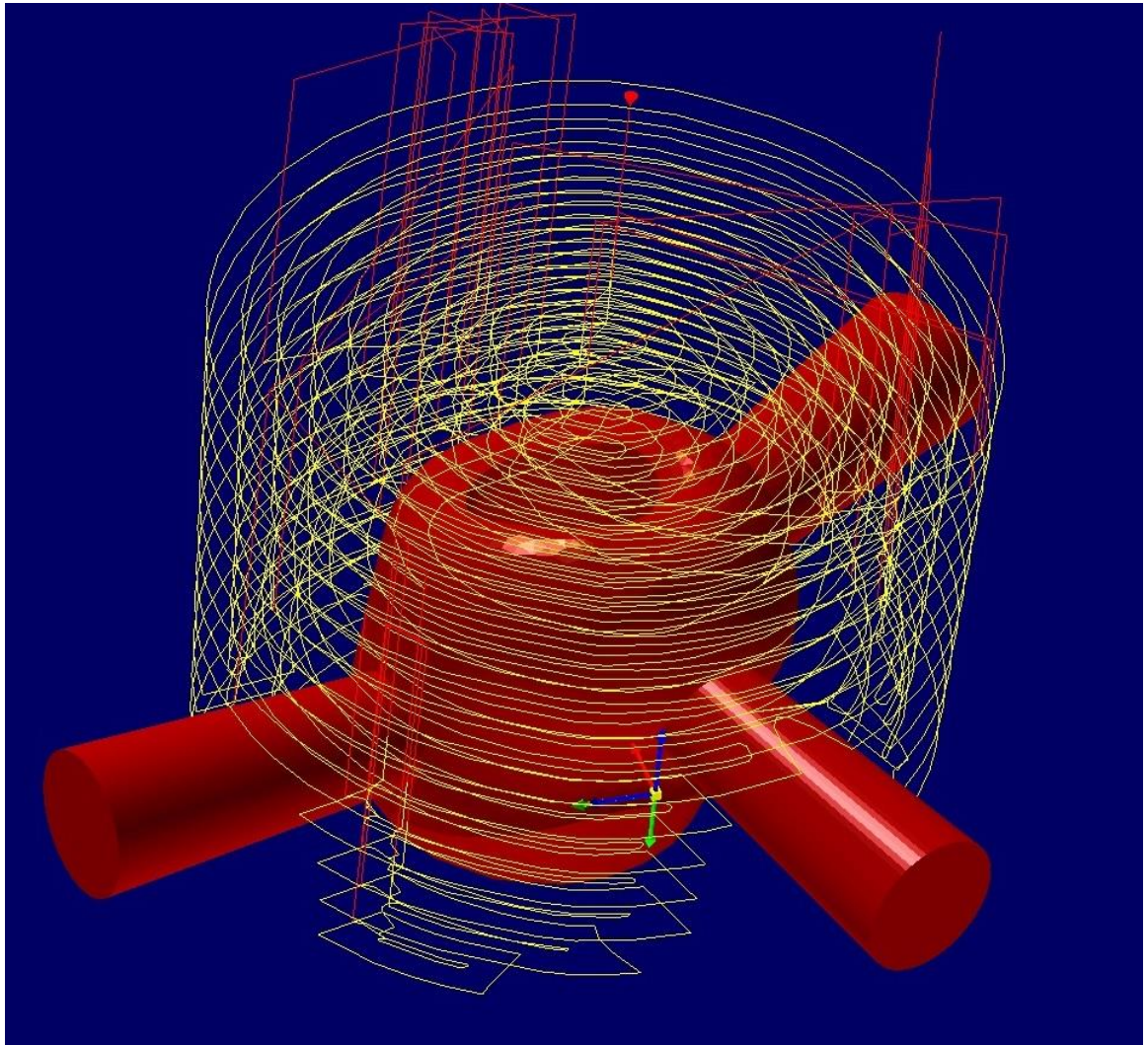
- 4) dokončovací obrábění vnitřní plochy pro budoucí podpěru interface (5X Boss Finishing)
– nástroj T2 ($\varnothing D = 1 \text{ mm}$, $R = 0,5 \text{ mm}$, $l_n = 20 \text{ mm}$).



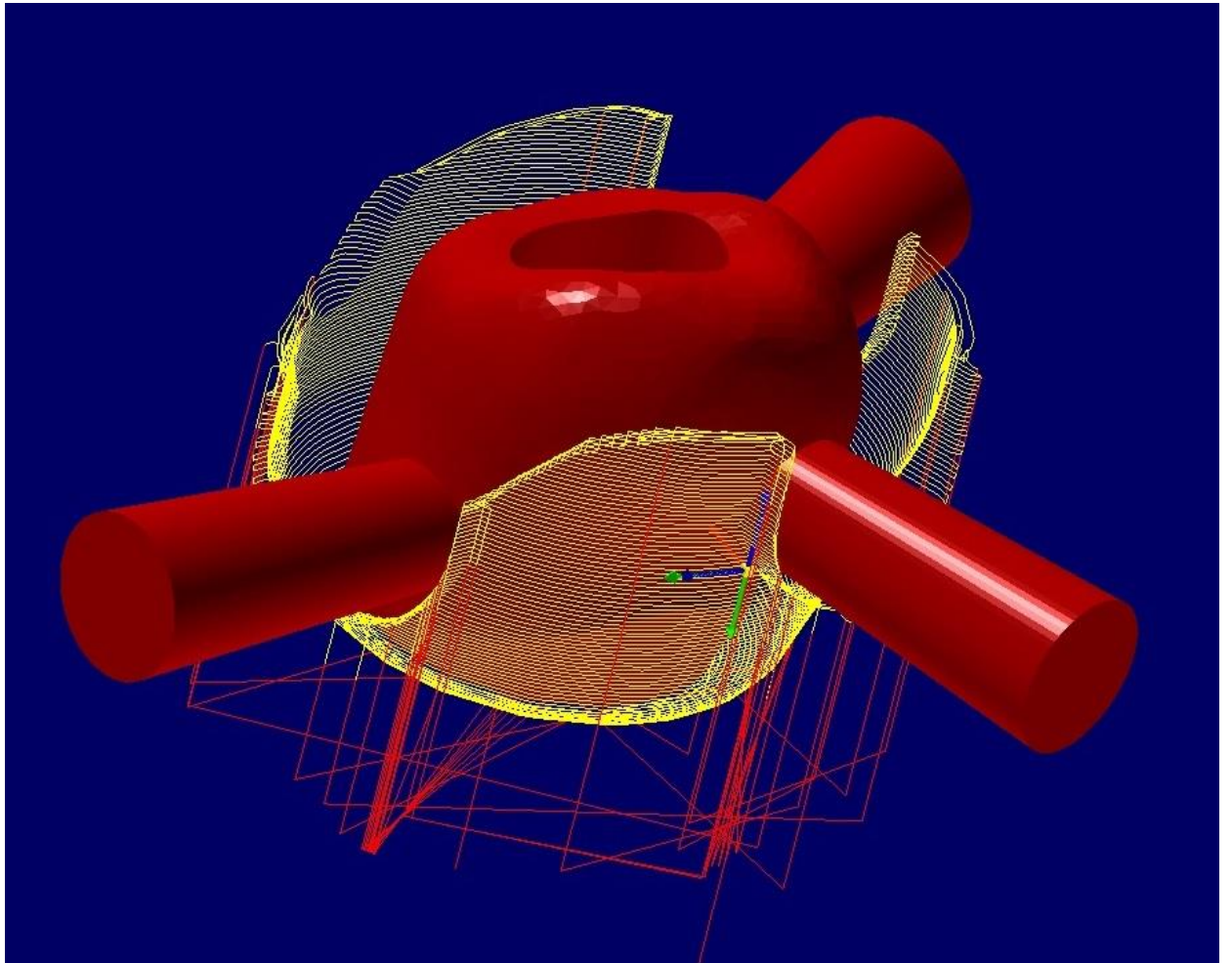
- 5) vrtací cyklus frézováním po spirále otvoru pro spojovací šroubek (3D Z-Level Finishing)
– nástroj T4 ($\varnothing D = 2 \text{ mm}$, $R = 1 \text{ mm}$, $l_n = 30 \text{ mm}$).



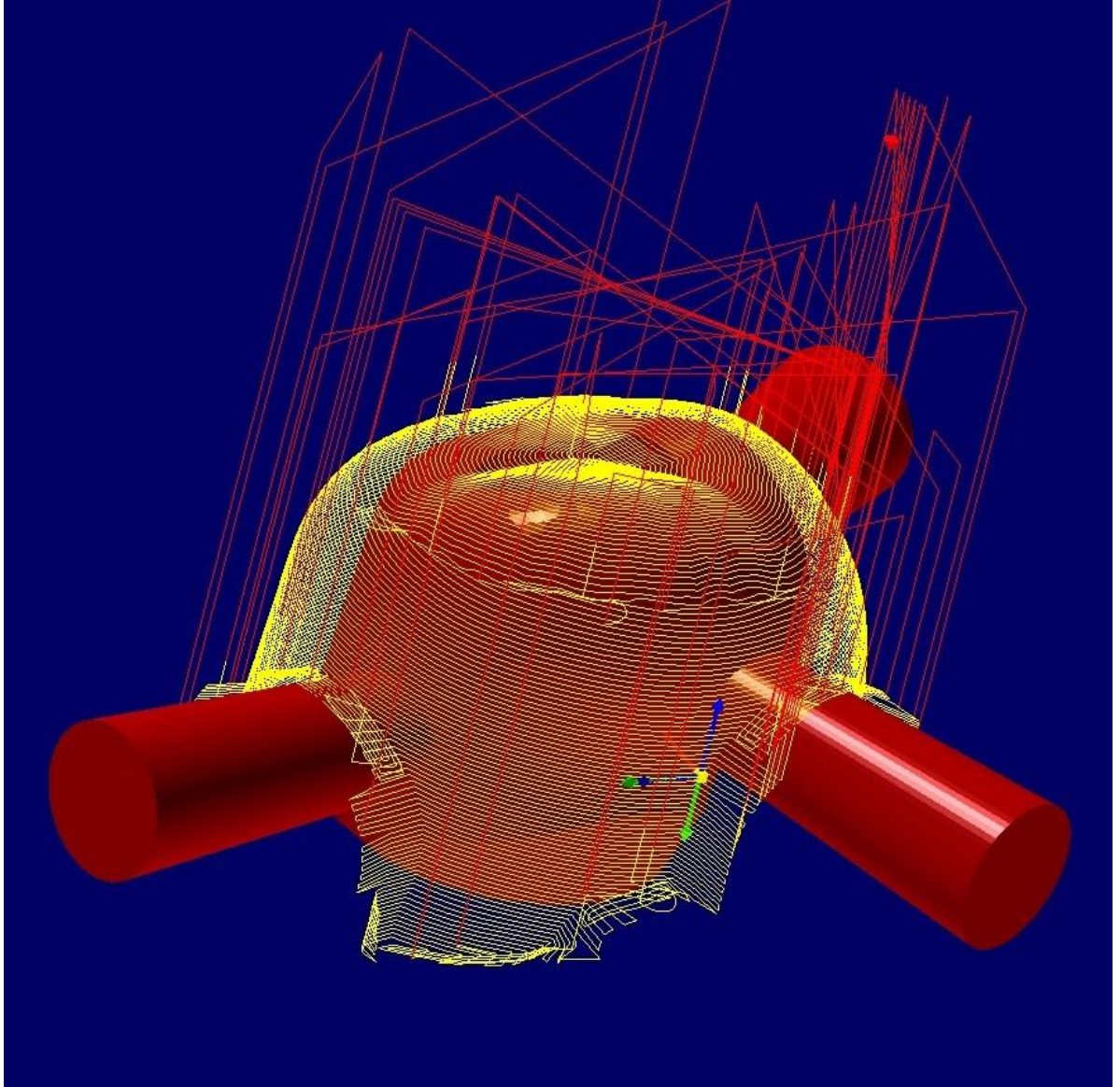
- 6) hrubování okružní plochy (3D Arbitrary Stock Roughing)
– nástroj T3 ($\varnothing D = 2\text{mm}$, $R = 1\text{mm}$, $l_n = 30\text{mm}$).



- 7) dokončovací obrábění vnější oblasti kavitní plochy (3D Complete Finishing)
– nástroj T4 ($\varnothing D = 2 \text{ mm}$, $R = 1 \text{ mm}$, $l_n = 30 \text{ mm}$).



- 8) dokončovací obrábění celkové oblasti okluzní plochy (3D Complete Finishing)
– nástroj T4 ($\varnothing D = 2 \text{ mm}$, $R = 1 \text{ mm}$, $l_n = 30 \text{ mm}$).



PŘÍLOHA 4: Zkrácená verze NC programu pro výrobu konstrukce zubní náhrady pomocí pětiosého CNC stroje

```
;%_N_ZrO2_65_14_Doceram20160407_1348_MPF
; $PATH=/_N_MPF_DIR
; A_mode_5X: 2
; A_mode_frame: 2
; created by hyperMILL 14.0.hyperDENT OPEN MIND Technologies AG
N1 G17
N2 PROTON
N3 G90
N4 MSG("OPERATION 1")
;1: (3D Arbitrary stock roughing)
N5 G509
;Zirkonium Dummy D2x1 hrubovací Hitachi
N6 TRAFOOF
N7 TRANS
N8 G0 SUPA Z380 D0
N9 T3 ; Zirkonium Dummy D2x1 hrubovací Hitachi Referenz=SPITZE
N10 M6
N11 S M3 M25
N12 ;US_ADC(0.5,1.0,1,"Halt",0.8)
N13 G0 SUPA Z380 D0
N14
N15 D1
N16 CYCLE800 (0,"",0.57,4.43,0,-0.009,-90,0,180,0,0,0,1)
N17 ; -----
N18 ;PARA_3AX
```

N19 CYCLE832 (0.05, 112001)
N20 ;M12 ;ULTRASONIC ON
N21 ; -----
N22 X-0.434 Y-0.221
N23 Z11
N24 Z8.02
N25 G1 Z7.02
N26 X-0.22 Y-0.479 Z6.685
N27 X-0.434 Y-0.221 Z6.35
N344 X-0.247 Y6.626
N345 G0 Z8.766
N346 X-0.35 Y-0.203
N2986 X-5.681 Y-1.873
N2987 G0 Z11
N2988 ; -----
N2989 CYCLE832 ()
N2990 ;M13 ; ULTRASONIC OFF
N2991 ; -----
N2992 MSG("OPERATION 2")
;2: (Finish pass)
N2993 G509
;Zirkonium Dummy D2x1 hrubovaci Hitachi
N2994 ; -----
N2995 ;PARA_3AX
N2996 CYCLE832 (0.05, 112001)
N2997 ;M12 ;ULTRASONIC ON
N2998 ; -----

N2999 X-0.006 Y-5.123

N3000 Z11

N3001 Z-1.001

N3002 G1 Z-2.001 F

N3003 X0.034 Y-5.117 Z-2.157 F

N3081 X0.673 Y-5.069 Z-2.308

N3082 X0.823 Y-5.075 Z-2.086

N3083 G0 Z11

N3084 ; -----

N3085 CYCLE832 ()

N3086 ;M13 ; ULTRASONIC OFF

N3087 ; -----

N3088 MSG("OPERATION 3")

;3: (5X Boss finishing)

N3089 G509

;Zirkonium Dummy D2x1 dokoncovaci Hitachi

N3090 M9

N3091 CYCLE800()

N3092 G0 SUPA Z380 D0

N3093 T4 ; Zirkonium Dummy D2x1 dokoncovaci Hitachi Referenz=SPITZE

N3094 M6

N3095 S M3 M25

N3096 ;US_ADC(0.5,1.0,1,"Halt",0.8)

N3097 G0 SUPA Z380 D0

N3098 G0 A94 C=DC(180)

N3099 D1

N3100 CYCLE800 (0,"",0,57,4.184,11,3.227,-94,0,180,0,0,0,1)

N3101 G0 X0 Y0
N3102 Z0
N3103 CYCLE800()
N3104 TRAORI
N3105
N3106 ; -----
N3107 ; PARA_5AX
N3108 CYCLE832 (0.01,112101)
N3109 ; M12 ; ULTRASONIC ON
N3110 ; -----
N3111 X4.184 Y11 Z3.227 A94 C=DC(180)
N3112 Y4.537 Z3.296 A94 C=DC(180)
N3113 Y4.038 Z3.331 A94 C=DC(180)
N3114 G1 X4.185 Y3.908 Z3.34 A94 C=DC(180) F2400
N3115 X4.22 Y3.782 Z3.344 A94 C=DC(180)
N3116 X4.285 Y3.669 A94 C=DC(180)
N3117 X4.378 Y3.577 Z3.338 A94 C=DC(180)
N3118 X4.49 Y3.512 Z3.328 A94 C=DC(180)
N3119 X4.616 Y3.479 Z3.313 A94 C=DC(180)
N3120 X5.109 Z3.249 A93.942 C=DC(180.677)
N22596 X4.616 Y-1.394 A90.01 C=DC(179.998)
N22597 Y2.606 Z0.374 A90.01 C=DC(179.998)
N22598 G0 Y11 A90.01 C=DC(179.998)
N22599 ; -----
N22600 CYCLE832 ()
N22601 ; M13 ; ULTRASONIC OFF
N22602 ; -----

N22603 MSG("OPERATION 4")
;4: (5X Boss finishing)
N22604 G509
;Zirkonium Dummy dokoncovaci D1x0,5 Hitachi
N22605 M9
N22606 TRAFOOF
N22607 G0 SUPA Z380 D0
N22608 T2 ; Zirkonium Dummy dokoncovaci D1x0,5 Hitachi Referenz=SPITZE
N22609 M6
N22610 S M3 M25
N22611 ;US_ADC(0.5,1.0,1,"Halt",0.8)
N22612 G0 SUPA Z380 D0
N22613 G0 A94 C=DC(180)
N22614 D1
N22615 CYCLE800 (0,"",0,57,4.4,11,3.2,-94,0,180,0,0,0,1)
N22616 G0 X0 Y0
N22617 Z0
N22618 CYCLE800()
N22619 TRAORI
N22620
N22621 ; -----
N22622 ;PARA_5AX
N22623 CYCLE832 (0.01,112101)
N22624 ;M12 ;ULTRASONIC ON
N22625 ; -----
N22626 X4.4 Y11 Z3.2 A94 C=DC(180)
N22627 Y4.505 Z3.235 A94 C=DC(180)

N22628 Y3.757 Z3.287 A94 C=DC(180)
N22638 X6.781 Z2.283 A92.645 C=DC(183.002)
N22639 X7.08 Z1.893 A92.099 C=DC(183.406)
N44709 X4.609 Z0.379 A90.035 C=DC(179.96)
N44710 X4.616 Z0.375 A90.01 C=DC(179.998)
N44711 Y-1.494 A90.01 C=DC(179.998)
N44712 Y0.506 A90.01 C=DC(179.998)
N44713 G0 Y11 A90.01 C=DC(179.998)
N44714 ; -----
N44715 CYCLE832 ()
N44716 ;M13 ; ULTRASONIC OFF
N44717 ; -----
N44718 MSG("OPERATION 5")
;5: (3D Z-Level finishing)
N44719 G509
;Zirkonium Dummy D2x1 dokoncovaci Hitachi
N44720 M9
N44721 TRAF00F
N44722 G0 SUPA Z380 D0
N44723 T4 ; Zirkonium Dummy D2x1 dokoncovaci Hitachi Referenz=SPITZE
N44724 M6
N44725 S M3 M25
N44726 ;US_ADC(0.5,1.0,1,"Halt",0.8)
N44727 G0 SUPA Z380 D0
N44728
N44729 D1
N44730 CYCLE800 (0,"",0,57,4.618,-1.594,0.373,-90,0,180,0,0,0,1)

N44731 ; -----
N44732 ; PARA_3AX
N44733 CYCLE832 (0.015, 112001)
N44734 ; M12 ; ULTRASONIC ON
N44735 ; -----
N44736 X0 Y0
N44737 Z12.594
N44738 Z0.527
N44739 G1 Z0.467 F100
N44746 X-0.595 Y0.086
N44747 X-0.694 Y0.1
N44748 X-0.793 Y0.115
N44749 X-0.827 Y0.119
N44750 Y0.12
N46781 ; -----
N46782 CYCLE832 ()
N46783 ; M13 ; ULTRASONIC OFF
N46784 ; -----
N46785 MSG("OPERATION 6")
;6: (3D Arbitrary stock roughing)
N46786 G509
;Zirkonium Dummy D2x1 hrubovaci Hitachi
N46787 M9
N46788 CYCLE800()
N46789 G0 SUPA Z380 D0
N46790 T3 ; Zirkonium Dummy D2x1 hrubovaci Hitachi Referenz=SPITZE
N46791 M6

N46792 S M3 M25
N46793 ;US_ADC(0.5,1.0,1,"Halt",0.8)
N46794 G0 SUPA Z380 D0
N46795
N46796 D1
N46797 CYCLE800 (0,"",0.57,4.43,0,-0.009,90,0,180,0,0,0,1)
N46798 ; -----
N46799 ;PARA_3AX
N46800 CYCLE832 (0.05, 112001)
N46801 ;M12 ;ULTRASONIC ON
N46802 ; -----
N46803 X-0.468 Y0.156
N46804 Z11
N46805 Z8.019
N46806 G1 Z7.019 F
N46807 X-0.407 Y-0.249 Z6.61 F
N46816 X0.118 Y0.682
N46817 X-0.128 Y0.629
N46818 X-0.449 Y0.227
N46819 X-0.507 Y-0.056
N46820 X-0.807 Y-0.619
N49577 ; -----
N49578 CYCLE832 ()
N49579 ;M13 ; ULTRASONIC OFF
N49580 ; -----
N49581 MSG("OPERATION 7")
;7:(3D Complete finishing)

N49582 G509

;Zirkonium Dummy D2x1 dokoncovaci Hitachi

N49583 M9

N49584 CYCLE800()

N49585 G0 SUPA Z380 D0

N49586 T4 ; Zirkonium Dummy D2x1 dokoncovaci Hitachi Referenz=SPITZE

N49587 M6

N49588 S M3 M25

N49589 ;US_ADC(0.5,1.0,1,"Halt",0.8)

N49590 G0 SUPA Z380 D0

N49591

N49592 D1

N49593 CYCLE800 (0,"",0,57,4.43,0,-0.009,-90,0,180,0,0,0,1)

N49594 ; -----

N49595 ;PARA_3AX

N49596 CYCLE832 (0.01, 112001)

N49597 ;M12 ;ULTRASONIC ON

N49598 ; -----

N49599 X1.838 Y-2.784

N49600 Z11

N49601 Z4.244

N49602 G1 Z3.244 F

N49603 X1.709 Y-2.842 Z3.163 F2500

N49604 X1.656 Y-2.869 Z3.147

N55582 G0 Z11

N55583 ; -----

N55584 CYCLE832 ()

N55585 ;M13 ; ULTRASONIC OFF
N55586 ; -----
N55587 MSG("OPERATION 8")
;8: (3D Complete finishing)
N55588 G509
;Zirkonium Dummy D2x1 dokoncovaci Hitachi
N55589 CYCLE800()
N55590 ;ADC_OFF
N55591 S
N55592 ;US_ADC(0.5,1.0,1,"Halt",0.8)
N55593 G0 SUPA Z380 D0
N55594
N55595 D1
N55596 CYCLE800 (0,"",0,57,4.43,0,-0.009,90,0,180,0,0,0,1)
N55597 ; -----
N55598 ;PARA_3AX
N55599 CYCLE832 (0.01, 112001)
N55600 ;M12 ;ULTRASONIC ON
N55601 ; -----
N55602 X3.709 Y1.042
N55603 Z11
N55604 Z3.716
N55605 G1 Z2.716 F
N55606 X3.737 Y0.293 F
N55607 X3.748 Y-0.018
N55630 X3.81 Y-0.525
N63950 X-4.508 Y2.075 Z-2.385

N63951 X-5.126 Y2.405

N63952 G0 Z11

N63953 ; -----

N63954 CYCLE832 ()

N63955 ;M13 ; ULTRASONIC OFF

N63956 ; -----

N63957 M9

N63958 CYCLE800()

N63959 G0 SUPA Z380 D0

N63960 D1

N63961 PROTOFF

N63962 ADC_OFF

N63963 G0 A0 C=DC(0)

N63964 H67=1

N63965 M17